

**Pitch- und Timbre-Wahrnehmung bei
Cochlea-Implantat-Trägern und
Normalhörenden**

Dissertation

zur Erlangung des Doktorgrades der
Naturwissenschaften
(Dr. rer. nat.)

der

Naturwissenschaftlichen Fakultät II
Chemie, Physik und Mathematik

der Martin-Luther-Universität
Halle-Wittenberg

vorgelegt von Frau Luise Wagner
geb. am 25.11.1989 in Halle (Saale)

durchgeführt am Universitätsklinikum Halle (Saale)
Universitätsklinik und Poliklinik
für Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde, Kopf- und Hals-Chirurgie

Erstgutachter: Prof. Dr. rer. nat. Jochen Balbach
Zweitgutachter: apl. Prof. Dr. rer. nat., rer. medic. habil. Torsten Rahne
Drittgutachter: Prof. Dr. rer. nat. Jesko Verhey

Tag der öffentlichen Verteidigung: 08.12.2016

Zusammenfassung

Cochlea-Implantate (CI) sind Sinnesprothesen, die es hochgradig schwerhörigen bzw. gehörlosen Menschen ermöglichen, akustische Signale wahrzunehmen. Den meisten Patienten gelingt ein sehr gutes Sprachverstehen in ruhiger Umgebung. Eine Herausforderung stellt jedoch für viele CI-Träger die Wahrnehmung von Musik dar. Musik wird von ihnen anders empfunden als von Normalhörenden. Töne, Stimmen und Melodien verschmelzen oft zu einem Chaos von Geräuschen. Es wird intensiv an der Entwicklung von Kodierungsalgorithmen zur Verbesserung von Musikwahrnehmung geforscht. Dafür ist es notwendig, die Verarbeitung von grundlegenden Musikcharakteristika, wie Rhythmus, Klangfarbe (Timbre) und Tonhöhe (Pitch), detaillierter zu verstehen. Die Schwierigkeit ist, dass diese Eigenschaften nicht direkt durch physikalische Größen beschrieben werden können. Zur Etablierung objektiver Messmethoden für die Wahrnehmung von Timbre und Pitch wurden in der vorliegenden Arbeit Zusammenhänge zwischen subjektiven psychoakustischen Messungen und objektiver Elektroenzephalographie (EEG) bei der Perzeption komplexer Klänge untersucht.

Timbre ist entscheidend für die Unterscheidung verschiedener Musikinstrumente und wird als mehrdimensionale Größe beschrieben. In der vorliegenden Arbeit werden die zwei wichtigsten Dimensionen, die Rauigkeit in Form einer zeitlichen Einhüllendenmodulation sowie spektrale Verteilungen, untersucht.

Ein Teil der Arbeit konzentriert sich auf die individuelle Diskriminationsfähigkeit dieser Timbre-Dimensionen bei 15 Normalhörenden und 15 CI-Trägern. In einem adaptiven 3-AFC (alternative forced-choice) Paradigma wurden Unterscheidungsschwellen von komplexen, mit MATLAB erzeugten Tönen ermittelt. Für die beiden Klangfarbendimensionen wurden anschließend je zwei Tonpaare, eines oberhalb und eines unterhalb der individuellen Schwelle, erstellt. Diese Tonpaare wurden in vier zufällig gemischten Oddball-Paradigmen während einer 32-Kanal-EEG-Ableitung präsentiert.

In den EEG-Messungen konnte eine Mismatch-Negativity (MMN) für überschwellige Reize ermittelt werden, für unterschwellige nicht. Subjektiv bestimmte Diskriminationsschwellen in der Klangfarbe sind somit auch objektivierbar.

Die Wahrnehmung von Pitch ist entscheidend für die Perzeption von Melodien aber auch für die Differenzierung verschiedener Schallquellen. Die Pitch-Wahrnehmung ist komplex und wird meist mit örtlicher Frequenzkodierung (Tonotopie) auf der Basilarmembran sowie der zeitlichen Frequenzkodierung in Form der Rate der Aktionspotentiale (Periodotopie) modelliert. Darüber hinaus trägt auch eine Analyse von Periodizitäten in höheren Abschnitten der Hörbahn zur Pitch-Wahrnehmung bei. Diese Komponenten getrennt zu untersuchen ist bei CI-Trägern durch Aktivierung einzelner cochleärer Elektroden möglich.

In der Arbeit wurde die Wahrnehmung von „Iterated Rippled Noise“ (IRN), einem zeitlich versetzt beliebig oft mit sich selbst überlagerten weißen Rauschen, untersucht. Die zeitliche Verzögerung Δt erzeugt und bestimmt hierbei die wahrgenommene Frequenz $f=1/\Delta t$, die Anzahl der Iterationen n die Stärke des tonalen Perzepts. Für 15 Normalhörende und 30 CI-Träger wurden mit AFC-Verfahren Detektionsschwellen für IRN verglichen mit weißem Rauschen, sowie Diskriminationsschwellen von IRN unterschiedlicher Pitch-Stärken bestimmt. Außerdem wurde mittels 32-Kanal-EEG-Ableitung die Pitch-Onset Response (POR) beim Übergang bei Präsentation von weißem Rauschen zu IRN gemessen.

Um die Wichtung der Tonotopie in der Pitch-Wahrnehmung zu untersuchen, wurden für die CI-Träger sowohl die Alltagseinstellung (maximale Anzahl aktiver cochleärer Elektrodenkontakte) als auch eine akute Aktivierung nur einzelner cochleärer Elektroden betrachtet. Zuvor erfolgten Simulationen mit der NIC-Toolbox (Cochlear Ltd.) sowie Spannungsmessungen mit der I¹⁰⁰ DETECTOR BOX (MedEl GmbH) am Oszilloskop. Neben den Detektions- und Diskriminationsexperimenten wurden auch für die Normalhörenden sowie für sieben einseitig ertaubte CI-Träger Pitch-Matching-Experimente durchgeführt. Die Frequenzzuordnung des tonalen Perzepts des IRN wurde durch einen Abgleich mit Sinustönen (500 Hz, 1 kHz und 2 kHz) bestimmt. Nach Ermittlung des individuellen Insertionswinkels der CI-Elektrode im postoperativen DVT erfolgte ein Vergleich der Zuordnung mit der theoretischen Frequenz nach Greenwood und Stakhovskaya.

Bei Präsentation periodischer, komplexer Signale auf allen cochleären Elektroden, sowie zum Teil auch auf Einzelelektroden, ist eine Pitch-Diskriminierung und -Zuordnung möglich. Es konnte sowohl für Normalhörende als auch nach Artefaktreduktion mittels Independent-Component-Analysis für CI-Träger eine POR objektiv erfasst werden. Die Amplitude der POR korreliert mit der Pitch-Stärke des Stimulus.

In der Arbeit konnte gezeigt werden, dass objektive Messungen auch für komplexe Schallreize die subjektiven Schwellen widerspiegeln. Dies kann zur Beurteilung des Fortgangs der audio-verbale Therapie bei Kindern und nicht kooperativen Patienten nach CI-Versorgung genutzt werden. Zudem wird deutlich, dass die Tonotopie und Periodotopie nicht allein grundlegende Prozesse der Pitch-Wahrnehmung sind, sondern auch kortikale Verarbeitungsprozesse an der Prozessierung periodischer Signale beteiligt sind.

Abstract

A cochlear implant (CI) is a neuroprosthesis that helps deaf people to perceive sound. For most cochlear implant users speech understanding in quiet environments is possible but music perception is still challenging and a lot of effort is put into the development of coding algorithms to improve music perception. Therefore the processing of basic music features like rhythm, pitch and timbre, has to be understood in more detail. These features are directly connected with perception and cannot be measured in physical units. Thus, perceptive tests need to be used. This thesis investigated correlations between subjective psychoacoustic thresholds and objective electroencephalographic (EEG) potentials to find objective methods for measuring timbre and pitch.

Timbre is an important cue to distinguish different instruments and is described as multidimensional parameter. This thesis examines the two of these dimensions, temporal envelope modulation and spectral distribution.

One part of the thesis focuses on the individual discrimination of these single timbre dimensions by 15 normal hearing listeners and 15 CI users. Just noticeable differences (JNDs) of complex (MATLAB-based) tones were measured in an adaptive three-alternative forced-choice (AFC) procedure. Two tone pairs were computed for each timbre dimension, one above and one below the individual JND. With these tone pairs, four randomly arranged oddball paradigms were presented and a 32-channel EEG was recorded.

In these recordings Mismatch negativity (MMN) was present in all normal hearing listeners and CI users when the presented timbre difference was above the individual JND, but not when below JND. Therefore psychoacoustic thresholds of single timbre dimensions can be measured objectively.

Pitch perception is a complex process and relies on cochlear and central mechanisms. There are two main concepts of pitch perception: place code (tonotopy) and time code (periodotopy). Furthermore decoding processes in higher parts of the auditory system are involved in the perception of regularities and pitch. To investigate these components separately, stimulus presentation on selected electrodes in CI patients can be used.

Iterated Rippled Noise (IRN) perception in 15 normal hearing listeners and 30 CI users with different CI maps was examined. IRN consists of white noise which is delayed by Δt and added on the original noise. The frequency of the perceived tonal component is determined by the reciprocal of the delay $f=1/\Delta t$ and its strength by the amount of added iterations n . Detection thresholds of IRN compared to white noise and difference limen for IRN iterations were determined psychoacoustically with 3-AFC-paradigms. Furthermore auditory evoked potentials for the transition from white noise to IRN were measured

with 32-channel EEG recordings. Amplitudes and latencies for the pitch-onset response (POR) were detected. To investigate the importance of tonotopy in pitch perception, CI users were examined with their everyday mapping (i.e. maximal amount of activated cochlear electrodes) as well as with less activated electrodes. Electrode activation was simulated with MATLAB (*NIC-toolbox*, Cochlear Ltd.) and measured with the I^{100} *detector box* (MedEl GmbH) connected with an oscilloscope.

Additional pitch-matching experiments were performed for normal hearing as well as for single-sided deaf CI users. The frequency of the tonal percept of IRN was matched with sinusoidal tones (500 Hz, 1 kHz and 2 kHz) on the normal hearing side. The individual insertion angles of the CI electrodes were determined with the help of the post-operative DVT. Corresponding frequencies according to Greenwood and Stakhovskaya were computed and compared with the psychoacoustically matched frequencies.

Presenting periodic complex signals on all cochlear electrodes as well as on single electrodes enables CI users to distinguish different pitches and to match frequencies. For normal hearing subjects and for CI users after artefact reduction with independent component analysis POR could be detected. The amplitude of POR grows with increasing pitch-strength.

This thesis suggests that objective measures reflect subjective thresholds also for complex sounds. This might be utilized as a clinical tool to monitor ongoing auditory-verbal therapy after CI surgery in children and non-cooperative patients. Furthermore the experiments demonstrated that not only tonotopy and periodotopy determine pitch perception but cortical areas are involved in the processing of periodic signals.

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung	1
2. Grundlagen	5
2.1. Charakterisierung komplexer Schallsignale	5
2.1.1. Timbre	5
2.1.2. Pitch	6
2.2. Vom Ton zur Wahrnehmung	7
2.2.1. Physiologische Verarbeitung komplexer Schallsignale . . .	7
2.2.2. Hören mit Cochlea-Implantaten	11
2.2.3. Modelle und Studien zur Wahrnehmung komplexer Schall- signale mit CI	15
2.3. Experimentelle Methoden	18
2.3.1. Psychoakustik – subjektive Messungen	18
2.3.2. Elektroenzephalographie – objektive Messungen	23
2.4. Artefaktursachen und -reduktion	29
2.4.1. Principal Component Analysis	30
2.4.2. Independent Component Analysis	30
2.5. Problemstellung	31
3. Versuchsdurchführung	35
3.1. Probanden	35
3.2. Messplätze	35
3.2.1. Psychoakustikmessplatz	35
3.2.2. EEG-Messplatz	36
3.2.3. Kalibrierung	38
3.3. Stimulationsreize	38
3.3.1. Timbre-Stimuli	38
3.3.2. Pitch-Stimuli	39
3.4. Experiment 1 – Timbre-Wahrnehmung	41
3.4.1. Psychoakustische Bestimmung der Timbre-Diskrimination	41
3.4.2. Objektive Bestimmung der Timbre-Diskrimination	42
3.5. Experiment 2 – Pitch-Wahrnehmung	43
3.5.1. Psychoakustische Bestimmung der Pitch-Diskrimination .	43
3.5.2. Pitch-Zuordnung	47
3.5.3. Objektive Bestimmung der Pitch-Onset Response	49

4. Experimentelle Ergebnisse	53
4.1. Experiment 1 – Timbre-Wahrnehmung	53
4.1.1. Psychoakustische Bestimmung der Timbre-Diskrimination	53
4.1.2. Objektive Bestimmung der Timbre-Diskrimination	54
4.2. Experiment 2 – Pitch-Wahrnehmung	57
4.2.1. Psychoakustische Bestimmung der Pitch-Diskrimination .	57
4.2.2. Pitch-Zuordnung	65
4.2.3. Objektive Bestimmung der Pitch-Onset Response	68
5. Diskussion	79
5.1. Experiment 1 – Timbre-Wahrnehmung	79
5.1.1. Psychoakustische Bestimmung der Timbre-Diskrimination	79
5.1.2. Objektive Bestimmung der Timbre-Diskrimination	80
5.2. Experiment 2 – Pitch-Wahrnehmung	81
5.2.1. Psychoakustische Bestimmung der Pitch-Diskrimination .	81
5.2.2. Pitch-Zuordnung	84
5.2.3. Objektive Bestimmung der Pitch-Onset Response	90
5.2.4. Technische Unterschiede zwischen den Implantaten – Effekte auf die Pitch-Perzeption?	93
5.3. Wahl der Stimuli	95
5.4. Praktische Relevanz der Methoden	96
5.4.1. CI-Artefakte im EEG	97
6. Zusammenfassung und Ausblick	99
7. Abbildungsverzeichnis	101
8. Tabellenverzeichnis	103
9. Literatur	105
A. Anhang	A 1
A.1. Fragebögen	A 1
A.2. Pitch-Zuordnungstabellen	A 2
A.3. Probandenübersichten	A 2
A.4. Lebenslauf	A 7
A.5. Eigenständigkeitserklärung	A 9
A.6. Danksagung	A 10

Abkürzungsverzeichnis

ACC	Acoustic Change Complex
ACE	Advanced Combination Encoder (Kodierungsstrategie)
AEP	auditorisch evoziertes Potential
AFC	Alternative Forced Choice
ANOVA	Analysis of Variance (Varianzanalyse)
BERA	Brainstem Evoked Response Audiometry (Hirnstammaudiometrie)
CG	Common Ground
CI	Cochlea-Implantat
CIS	Continuous Interleaved Sampling (Kodierungsstrategie)
COM	Chronische Otitis Media
DVT	Digitale Volumetomographie (Röntgen Tomographie)
EEG	Elektroenzephalogramm/-graphie
EKP	Ereigniskorreliertes Potential
EOG	Elektrookulogramm
FFT	Fast Fourier transform (Schnelle Fourier-Transformation)
fMRT	Funktionelle Magnetresonanztomographie
FSP	Fine Structure Processing (Kodierungsstrategie)
HL	Hearing Level
ICA	Independent Component Analysis (Unabhängigkeitsanalyse)
IRN	Iterated Rippled Noise
ISI	Interstimulus Intervall
IV	intracochleäres Vestibularisschwannom
JND	Just Noticeable Difference
MGFP	Mean-Global-Field-Power
MEG	Magnetenzephalogramm/-graphie
MMN	Mismatch Negativity
Modell A	Implantate und Sprachprozessoren vom Hersteller Cochlear
Modell B	Implantate und Sprachprozessoren vom Hersteller MedEl
MP	monopolar
MW	Mittelwert
NH	Normalhörende
PCA	Principal Component Analysis (Hauptkomponentenanalyse)
PET	Positronen-Emissions-Tomographie
POR	Pitch-Onset Response
pps	Pulses per Second
RMS	Root Mean Square (Quadratisches Mittel)
(S)AEP	(spätes) auditorisch evoziertes Potential
SD	Standardabweichung
SSD	Single Sided Deafness
SPEAK	Spectral Peak Coding (Kodierungsstrategie)
SPL	Sound Pressure Level (Schalldruckpegel)
WRS	Word Recognition Score

1. Einleitung

Musik wird oft nicht schön gefunden,
Weil sie stets mit Geräusch verbunden.

(Wilhelm Busch aus „Dideldum! Der Maulwurf“)

Man könnte meinen, dass Wilhelm Busch in seiner Geschichte mit dem Gärtner Knoll über Musikwahrnehmung durch Cochlea-Implantat-Träger schreibt, denn für sie ist Musik oft nicht mehr als Geräusch, Kratzen oder Scheppern. Melodien können von ihnen kaum bzw. nur schwer wahrgenommen werden und Harmonien zu erkennen oder Melodieverläufe zu beschreiben ist nur begrenzt möglich (Böckmann-Barthel et al. 2013; McDermott 2004). Doch zum Zeitpunkt der Entstehung der Geschichte 1874 kann er noch gar nicht an diese Hörhilfe gedacht haben.

Geschichte und Möglichkeiten von Cochlea-Implantaten

Beim Cochlea-Implantat (CI) handelt es sich um eine Sinnesprothese, die den Hörnerv elektrisch stimuliert und dadurch ein Hörempfinden auslösen kann. Die erste Cochlea-Implantation wurde in den 1970er Jahren im House Ear Institute in Los Angeles durchgeführt (J. W. Hall 2014, S. 409). Durch enorme technische Entwicklungen seit dieser Zeit, können schwerste Innenohrschwerhörigkeiten behoben werden. Die Versorgung hochgradig schwerhöriger oder gehörloser Menschen mit einem solchen Implantat kann bei Vorliegen von geeigneten physiologischen Voraussetzungen ein gutes bis sehr gutes Sprachverstehen ermöglichen (Gifford et al. 2008; Waltzman 2006). Eine Teilhabe an lautsprachlicher Kommunikation wird dadurch möglich. Gehörlos geborene Kinder erhalten so die Möglichkeit, in einer Welt voller Klänge aufzuwachsen. Durch Hörstürze oder Unfälle verlorenes Gehör kann zum Teil ersetzt werden und schwere Hörverluste können mit einem CI behandelt werden. Im Dezember 2012 waren 324 200 Menschen (NIDCD 2015) weltweit mit einem CI versorgt und seitdem wächst die Anzahl an CI-Trägern beständig.

In den letzten 40 Jahren hat sich die Technik sehr stark weiterentwickelt. Zu Beginn stand die Wahrnehmung von Signaltönen im Vordergrund, doch mit der Zeit änderte sich der Fokus auf Teilhabe an Unterhaltungen und Kommunikationen. Somit rückte die Verarbeitung von Sprache mehr und mehr ins Zentrum der Entwicklung. So ist es heute für viele Patienten nicht mehr schwierig, Sprache in ruhiger Umgebung zu verstehen. Nach Dorman (2000) kann etwa die Hälfte aller Erwachsenen CI-Träger unter standardisierten Testbedingungen mehr als 80 % von Sätzen ohne Hintergrundgeräusch verstehen. Das Verstehen von einsilbigen

Worten variiert stark zwischen den CI-Trägern (Blake S. Wilson et al. 2010). Eine große Schwierigkeit stellt noch immer für viele Patienten das Sprachverstehen im Störlärm dar. Außerdem wird die Wahrnehmung von Musik von vielen CI-Trägern als unzureichend beschrieben (Gfeller et al. 2000; Koelsch et al. 2004; Leal et al. 2003; Limb et al. 2012; McDermott 2004; Sucher et al. 2007).

Die derzeit bei CIs verwendeten Algorithmen zur Generierung elektrischer Stimulationsmuster aus akustischen Eingangssignalen (Kodierungsstrategien) sind auf die optimale Übertragung von Sprachsignalen und damit auf ein optimales Sprachverstehen abgestimmt. Relevante Informationen des Schalls werden aus dem Eingangsschallsignal extrahiert und in ein elektrisches Stimulationsmuster für die direkte elektrische Stimulation des Hörnervs umgewandelt. Die Extraktion konzentriert sich auf die Einhüllende des Eingangssignals, welche abgetastet und spektral zerlegt wird. Daraus resultierend wird eine Sequenz elektrischer Impulse für je nach Implantat bis zu 22 Kanäle, d. h. CI-Elektrodenkontakte in der Cochlea erzeugt. Moderne Kodierungsstrategien versuchen, den Problemen bei der Musikwahrnehmung und dem Hören im Störschall durch phasensynchrone elektrische Stimulation, Einbeziehen der Grundfrequenz (Laneau et al. 2006), MP3-artige Verarbeitung und die Stimulation virtueller Kanäle (Firszt et al. 2007) zu begegnen. Ein Beispiel ist die Entwicklung einer zusätzlich zur Einhüllendenab-tastung auch auf Feinstrukturkodierung basierenden Kodierungsstrategie. Durch diese stimulieren bis zu vier Elektroden im apikalen (tieffrequenten) Bereich der Cochlea abhängig von den Nulldurchgängen des Schallsignals (Zierhofer 2001). Verbesserte Kodierungsstrategien, die den CI-Trägern eine bessere Musikwahrnehmung ermöglichen, würden einen weiteren notwendigen Schritt hin zum Behinderungsausgleich darstellen und die Lebensqualität der Patienten deutlich erhöhen. Hierfür ist es jedoch erforderlich, die Verarbeitung von Musiksignalen, bzw. komplexen Klängen, besser zu verstehen. Sowohl die periphere Verarbeitung in der Cochlea als auch die Prozessierung im neuronalen Pfad (Hörbahn) bis hin zu den auditorischen Kortizes sind noch nicht vollständig verstanden. Im Jahr 2003 äußerte der Cochlea-Implantat-Forscher Robert Shannon dazu: „The most important unresolved problem in cochlear implants is Coding of Complex Pitch“ (Hessel 2014) und auch bis heute gibt es noch keine umfassende Erklärung. Neben Pitch zählt auch Timbre, die Klangfarbe, zu den wichtigsten und am wenigsten untersuchten Charakteristika von Musik (Town et al. 2013). Ein genaueres Verständnis der Klangfarbenverarbeitung ist für eine Verbesserung der CI-Systeme unumgänglich.

Was ist Musik?

Möchte man die Verarbeitung von Signalen untersuchen, so ist es wichtig das Eingangssignal hinreichend detailliert beschreiben zu können. Es ist notwendig Parameter von Musik zu finden, die diesen komplexen Schall charakterisieren. „Musik“ ist zunächst ein psychologischer, perzeptiver, bisweilen auch emotionaler Begriff für komplexe akustische Reize. Limb et al. beschreiben Musik als komplexe Sprache von großer Diversität (Limb et al. 2012). Die Optimierung der Verarbei-

tung dieser Signale durch ein CI ist nur möglich, wenn Musik in objektivierbare Dimensionen wie Rhythmus, Timbre (Klangfarbe) und Pitch (Tonhöhe) (McDermott 2004) zerlegt werden kann. Doch auch diese Größen sind nicht direkt in physikalischen Einheiten zu beschreiben, da es sich bei Klangfarbe und Tonhöhe um Perzeptionen handelt. Die Wahrnehmung von Rhythmen gelingt CI-Trägern sehr gut (Kong et al. 2004; Limb et al. 2012). Die Klangfarbenunterscheidung und Tonhöhenwahrnehmung hingegen erfordern noch Weiterentwicklungen der Signalverarbeitungsalgorithmen (Timm et al. 2012).

Eine Verbesserung der Perzeption von Klangfarben und Tonhöhen hätte zusätzlich einen positiven Effekt auf die Sprachwahrnehmung, da ein Zusammenhang zwischen Musikwahrnehmung und Sprachprosodieerkennung (Mühlhaus et al. 2008) sowie Sprecherunterscheidung (Cleary et al. 2002; Massida et al. 2011; Müller et al. 2009) besteht.

Untersuchungsmethoden

In der Regel erfolgen Untersuchungen zur Wahrnehmung in psychoakustischen, subjektiven Experimenten. Dies ist jedoch nur mit kooperativen Probanden bzw. Patienten durchzuführen. Möchte man die Wahrnehmung verschiedener Klangparameter zur Evaluation des Rehabilitationsfortschritts in der Klinik nutzen, so wären objektive Messmethoden von großem Vorteil.

Methodisch wird zur objektiven Untersuchung auditiver Prozesse häufig Magnetenzephalographie (MEG) genutzt, für CI-Träger ist diese Methode jedoch ungeeignet, da die Implantatmagneten sowie die transkutane induktive Signalübertragung eine feinaufgelöste sensitive Messung veränderter Magnetfelder schwierig gestalten. Als ebenso schwierig, jedoch überwindbar, stellen sich die durch das CI verursachten Artefakte in Elektroenzephalographie(EEG)-Messungen dar. So ist es einigen Arbeitsgruppen gelungen, Potentiale abzuleiten und die Artefakte mittels offline Processing durch verschiedene Methoden, u.a. Independent Component Analysis, zu reduzieren (Debener et al. 2008; Gilley et al. 2006; P. Sandmann et al. 2010; Schierholz et al. 2015; Viola et al. 2011). Diese Methode findet auch in der vorliegenden Arbeit Anwendung.

Umriss der Arbeit

Ziel dieser Arbeit ist es, die grundlegenden Konzepte der Timbre- und Pitch-Wahrnehmung genauer zu verstehen und objektive Evaluationsmöglichkeiten für die Wahrnehmung komplexer Schallstimuli zu untersuchen und nicht, neue Sprachkodierungsalgorithmen zu entwickeln. Im Folgenden werden zunächst grundlegende Prinzipien des natürlichen Hörens und der Klangverarbeitung durch Cochlea-Implantate vorgestellt, Messmethoden erläutert und der Stand der Forschung umrissen. Abgeschlossen wird das erste Kapitel von einer Übersicht der entscheidenden Fragestellungen der Arbeit. Die folgenden Kapitel gliedern sich jeweils in die zwei Teilexperimente zur Wahrnehmung von Timbre und zur Wahrnehmung von Pitch. Im Methoden-Kapitel werden zuerst allgemein die genutzten Stimuli und Messplätze beschrieben bevor die Messabläufe und

Besonderheiten der einzelnen Experimente genauer erläutert werden. Die Ergebnisse werden im Kapitel 5 dargestellt und anschließend unter verschiedenen Gesichtspunkten diskutiert. Hierbei werden insbesondere die Zusammenhänge zwischen psychoakustischer Diskrimination und objektiven Messungen mit EEG, die Reduktion von Artefakten, der Vergleich von Testergebnissen der normalhörenden Probanden und CI-Träger sowie Unterschiede zwischen den CI-Herstellern betrachtet.

2. Grundlagen

2.1. Charakterisierung komplexer Schallsignale

Klänge und Musik werden durch verschiedene Parameter gekennzeichnet. Einige Parameter können direkt durch eine physikalische Größe beschrieben werden. Hierzu zählen die Lautstärke, korrelierend mit der Amplitude der Schalldruckwelle, also dem Schalldruckpegel, und die Tonhöhe. Letztere wird bei reinen Sinustönen durch die Frequenz beschrieben. Beim Schall in der Umwelt handelt es sich meist nicht um reine Sinustöne, sondern oft um Überlagerungen von Tönen. Die wichtigen Klangreize, Sprache und Musik, sind oft hoch komplexe Signale. Sprache und Musik haben viele gemeinsame akustische Eigenschaften, die in die Hauptkategorien Rhythmus, Klangfarbe (Timbre) und Tonhöhe bzw. deren Änderung (Pitch) eingeteilt werden können (N. Kraus et al. 2009). Diese Eigenschaften können nicht wie die zuvor genannten direkt von physikalischen Größen erfasst werden. Ihre Beschreibung ist erst durch die Wahrnehmung möglich. Rhythmus ist die noch am einfachsten zu objektivierende Größe. Zum Beispiel ermöglichen die Wiederholung bestimmter Muster und eine Schlaganzahl pro Minute eine Charakterisierung. Für Pitch und Timbre als klangcharakterisierende Größen ist dies nicht direkt möglich. Im Fokus dieser Arbeit stehen Pitch und Timbre sowie deren Wahrnehmung durch Cochlea-Implantat-Träger (CI-Träger) und vergleichend durch Normalhörende (NH). Da es sich bei „Pitch“ und „Timbre“ um etablierte Begriffe auch in deutscher Fachliteratur handelt, werden diese Termini in der Arbeit nicht immer übersetzt.

2.1.1. Timbre

Timbre, d. h. die Klangfarbe, ist ein mehrdimensionaler Parameter. Die Amerikanische Gesellschaft für Akustik (Acoustical Society of America; ASA) und das American National Standards Institute (ANSI 1994) definierten Timbre als das Attribut der Hörwahrnehmung, welches es dem Hörer ermöglicht, zwei verschiedene jedoch gleich dargebotene Klänge mit gleicher Lautstärke und gleicher Tonhöhe zu unterscheiden. So ermöglicht die Klangfarbe zum Beispiel die Unterscheidung zweier Musikinstrumente, welche die gleiche Note in der gleichen Lautstärke spielen. Ein visuelles Analogon zu Timbre stellt die Farbgebung dar (vgl. Abb. 2.1).

Nach ASA hängt Timbre hauptsächlich vom spektralen Gehalt, aber auch vom Schalldruck und temporären Charakteristika des Schalls ab (Sonn 1973). Diese



Abbildung 2.1.: Die Farbgebung eines Bildes ist vergleichbar mit der Klangfarbe (Timbre) eines Schallsignals.

Charakteristika sind allerdings nicht eindeutig als Timbre-Parameter definiert. Einig sind sich jedoch alle Studien, dass es sich bei Timbre um eine mehrdimensionale Eigenschaft handelt (Elliott et al. 2013; Plomp 1970). Grey (1977) benannte *rise time* (Einklingzeit), *spectral centroid* (Frequenzband mit größter spektraler Energie) und *spectral flux* (zeitliche Veränderung des Spektrums) als die drei bedeutendsten Timbre-Dimensionen. Hall formulierte 1991, dass eine theoretische Beschreibung von Timbre mit fünf Dimensionen möglich sein sollte (Howard et al. 2013). J. F. Schouten beschrieb bereits 1968 Timbre mit folgenden fünf Kategorien (Erickson 1975, S. 5)

- Charakteristik des Klangs in der Spanne zwischen Ton und Rauschen
- spektrale Einhüllende
- zeitliche Einhüllende in Bezug auf Anwachsen, Dauer und Verklingen des Klanges
- Änderungen der spektralen Einhüllenden (Formantenänderung) und der fundamentalen Frequenz (Mikrointonation)
- Tonbeginn und andauernder Nachklang

Bei der Betrachtung von Timbre ist eine Unterscheidung in stationäre und dynamische Parameter möglich. Stationär kann man Timbre durch das Spektrum beschreiben. Als zeitlich variable Parameter sind die Änderungen in der Amplitude, im Spektrum, sowie An- und Abklingverhalten und Phasenverschiebungen zu nennen (Cariani 2009). Die Änderungen der Beschaffenheit der Einhüllenden wird als Rauigkeit des Klanges wahrgenommen. Andere Studien wiederum identifizierten sowohl die Modulation der zeitlichen Einhüllenden als auch die spektrale Verteilung als wichtigste Parameter von Timbre (Grey 1977; Marozeau et al. 2003; Samson et al. 1997). Auf diese beiden Timbre-Charakteristika – auf die Einhüllendenmodulation und den spektralen Gehalt – konzentriert sich auch die vorliegende Arbeit.

2.1.2. Pitch

Die Definition von Pitch des American National Standards Institute (ANSI 1994) besagt, dass Pitch bzw. Tonhöhe „die Eigenschaft einer Hörempfindung nach

der Schall auf einer musikalischen Tonleiter geordnet werden kann“ ist. Diese Anordnung geschieht innerhalb eines Kontinuums von tief bis hoch (Weinzierl 2008). Für Sinustöne besteht ein enger Zusammenhang zwischen Pitch und der Frequenz des Tones, wohingegen bei komplexen Hörschallen der Tonhöhenindruck stark von der Frequenzzusammensetzung abhängt. Vereinfacht gesagt, ist Pitch die Wahrnehmung der Periodizität eines Klangs (Oxenham 2012). Auch andere beschreiben die Periodizität im Signal als wichtigsten Parameter für die Pitch-Wahrnehmung (2011).

Um den Eindruck der Tonwahrnehmung erfassen zu können, ist die Tonheit Z als psychoakustische Größe mit der Einheit mel (von engl. *melody*) eingeführt worden. Sie wurde von Stevens et al. (1937) entwickelt und dient zur Einordnung der Schallereignisse bezüglich ihrer Tonlage. Eine wahrgenommene Verdopplung in der Tonhöhe führt zu einer Verdopplung der Tonheit. Basis für die Betrachtungen von Stevens (1937) war ein 1000 Hz-Ton mit $Z = 1000$ mel.

Häufig wird argumentiert, dass Pitch nur schwer isoliert betrachtet werden kann. Pitch von reinen Tönen kann durch die Tonlänge (Doughty et al. 1948) oder Lautstärke (Terhardt 1974) beeinflusst werden. Fastl beschrieb auch eine Abhängigkeit der Pitch-Wahrnehmung für komplexe Töne von der Lautstärke (Zwicker et al. 1999, S. 119). Nach Schnupp et al. ist Pitch hingegen von der Stimuluslautstärke unabhängig (Schnupp et al. 2011, S. 101). Für ein umfassenderes Bild des komplexen Pitch-Begriffs sei auf Plack et al. (2005) verwiesen.

Bei der Betrachtung von Pitch können drei Dimensionen Beachtung finden (Walker et al. 2011). Die vom American National Standards Institute in der Definition genutzte Dimension ist die *Pitch-Höhe*. Außerdem kann die *Chroma* des Pitches betrachtet werden, so sind verschiedene Oktaven eines Tones von gleicher Chroma. Die dritte Dimension ist die *Pitch-Stärke* oder auch *Saliency*, d. h. wie stark die Tonalität des Pitches hervortritt (Houtsma 1984). Man spricht auch von der Ausgeprägtheit der Tonhaftigkeit (Auhagen et al. 2004). Diese Arbeit konzentriert sich vor allem auf die subjektive Unterscheidung der Höhe und Stärke des Pitches und die objektive Messung der Wahrnehmung verschiedener Pitch-Stärken.

2.2. Vom Ton zur Wahrnehmung

2.2.1. Physiologische Verarbeitung komplexer Schallsignale

Im Ohr, dem bedeutendsten Organ zur Schallaufnahme und -verarbeitung, ist das Innenohr (vgl. Abb. 2.2 unten) der Bestandteil zur Umwandlung des mechanischen Schalls in elektrische Impulse. Es besteht aus dem Gleichgewichtsorgan und der Cochlea (Gehörschnecke). Die Cochlea ist in zweieinhalb Windungen gebogen und besitzt eine funktionelle Länge von im Mittel 32 mm (Ulrich et al. 2011, S. 50). Die Cochlea untergliedert sich in Scala vestibuli, Scala tympani

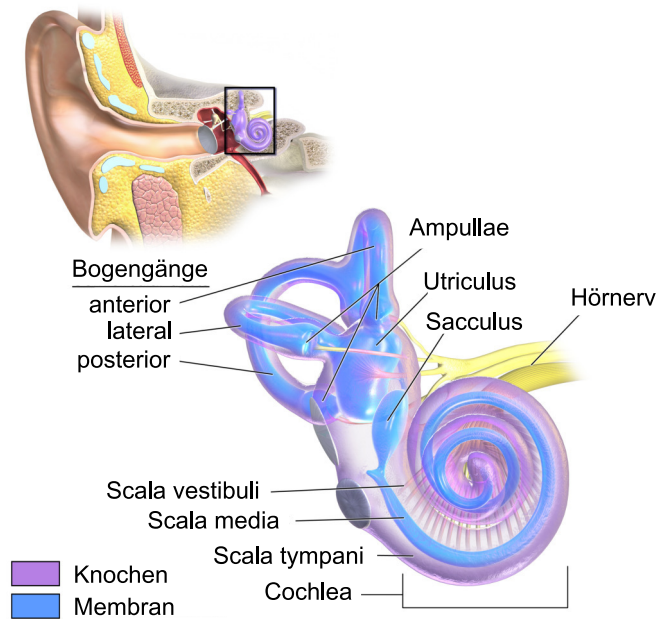


Abbildung 2.2.: Das Ohr besteht aus dem äußeren Ohr mit der Ohrmuschel und dem Gehörgang, dem Mittelohr und dem Innenohr (oben). Der Aufbau des Innenohres ist im vergrößerten Ausschnitt dargestellt (Staff Blausen.com/Wikipedia/cc-by-3.0 angepasst).

und Scala media. Die Scala media enthält das Corti-Organ mit den Haarzellen (vgl. Abb. 2.3).

Eine Schallwelle, die durch den Gehörgang auf das Trommelfell trifft und durch die Gehörknöchelchenkette im Mittelohr auf das ovale Fenster der Cochlea übertragen wird, versetzt die dahinter befindliche Perilymphe der Scala vestibuli in Bewegung und wird dadurch auf die Basilarmembran übertragen.

Tonotopie – Ortskodierung

Auf der Basilarmembran kommt es zur Entstehung einer Wanderwelle, die aufgrund der unterschiedlichen Steifigkeit der Membran für spezielle Frequenzen an bestimmten Stellen eine maximale Auslenkung aufweist. Hohe Frequenzen führen in der Nähe des ovalen Fensters, also an der Basis der Hörschnecke, zu größeren Amplituden, tiefe Frequenzen hingegen eher apikal. Diese örtliche Differenzierung der Frequenzen wird als Ortskodierung bzw. Tonotopie bezeichnet. Sie wurde erstmals von Georg von Békésy (1963) beschrieben, welcher dafür 1961 den Nobelpreis erhielt.

Periodotopie – zeitliche Kodierung

Es ist allerdings nicht die Tonotopie allein, die zur Wahrnehmung verschiedener Tonhöhen führt. Nach Loeb (2005) gibt es noch zwei weitere Mechanismen, die zur Tonhöhenwahrnehmung beitragen. Diese werden häufig vermischt bzw. gemeinsam als zeitliche Kodierung bezeichnet. Die zeitliche Kodierung oder

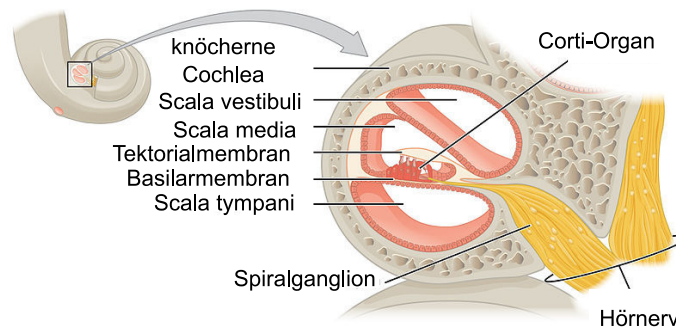


Abbildung 2.3.: Querschnitt der Cochlea mit einzelnen Scalen und dem Corti-Organ (OpenStax College/Wikimedia/cc-by-3.0 angepasst).

auch Periodotopie besteht aus der Raten-Kodierung und der phasenabhängigen Kodierung.

Essenziell für die *Raten-Kodierung* sind die Haarzellen im Corti-Organ. Im gesunden Innenohr befinden sich ca. 10 000 bis 12 000 äußere und 3500 innere Haarzellen im Corti-Organ (Huppelsberg et al. 2009). Diese sind von Perilymphe (hohe Natriumionenkonzentration, geringe Kaliumionenkonzentration), die an ihrer Oberfläche befindlichen Stereozilien hingegen von Endolymphe (hohe Kaliumionenkonzentration, geringe Natriumionenkonzentration) umgeben. Die Schwingung der Tektorialmembran relativ zur Basilarmembran lenkt die Stereozilien der Haarzellen aus, was zum Öffnen mechanosensitiver Kationenkanäle führt. Die aus dem Ionenstrom resultierende Depolarisation hat eine Kontraktion der Haarzellen zur Folge. Es entstehen messbare Potentiale, welche zum Hörnerv geleitet und von diesem weitergeleitet werden. Die Rate mit der die Aktionspotentiale generiert werden ist abhängig von der Frequenz des eintreffenden Schalls. Daraus resultiert die Bezeichnung Raten-Kodierung.

Ein weiterer Modellmechanismus, der eine zeitliche Komponente der Tonhöhenwahrnehmung beschreibt, ist die *phasenabhängige Kodierung*. Die Neurone generieren ihre Potentiale in Phase mit der Schwingung der Basilarmembran. Einzelne Neurone können aufgrund von Refraktärzeiten, in denen keine Anregung möglich ist, nicht den gesamten für das Sprachverstehen notwendigen Frequenzbereich abdecken. Die Refraktärzeiten sind im Bereich weniger Millisekunden, somit können von einem Neuron maximal Potentialänderungen mit ca. 800 bis 1000 Hz erzeugt werden.

Mehrere Neurone in Kombination produzieren jedoch deutlich höhere Raten. Die Entschlüsselung der Aktivierung findet dann in Form einer Periodizitätsanalyse in höheren Abschnitten der Hörbahn (vgl. Abb. 2.4) statt. Verschiedene Modelle der Entschlüsselung von Pitch über Synchronitätsbetrachtungen werden von Loeb et al. (1983) vorgestellt. Nach dem Modell von Licklider (1951) findet eine Doppelanalyse statt. Demnach erfolgt zunächst eine Frequenzanalyse in der Cochlea, bei der der Reiz auf viele Frequenzbänder verteilt wird und anschließend wird in jedem dieser Frequenzbänder eine Autokorrelation durch

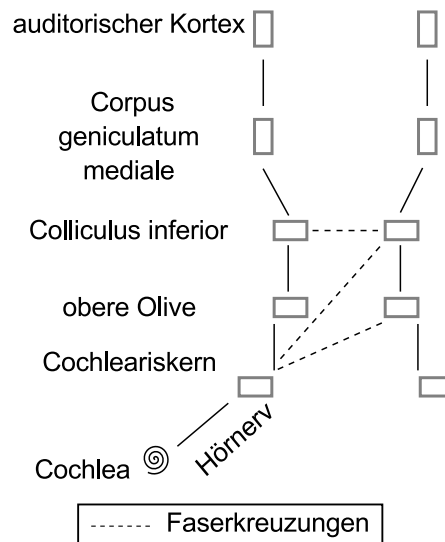


Abbildung 2.4.: Schematische Darstellung der Hörbahn. Von der Cochlea zum auditorischen Kortex finden Kreuzungen der Faserbahnen statt.

Neuronengruppen durchgeführt. So werden dominante Periodizitäten herausgefunden. Weitere Modelle gehen von Subtraktionsvorgängen aus, die die Pitch-Wahrnehmung ermöglichen (Cheveigne 1998).

Zentrale Prozesse

Neben der Kombination dieser örtlichen, zeitlichen und analysierenden Prozesse in der Peripherie, gibt es eine weitere Theorie der Pitch-Wahrnehmung (Clark 2003, S. 309). Sie basiert auf der Erkennung von Strukturen und Zuordnung dieser Strukturen zu im Gehirn vorhandenen Mustern. Nach den bekannten Theorien von Goldstein, Wightman und Terhardt (vgl. Plack et al. 2005, S. 183) bestimmt die Grundfrequenz eines komplexen Tones den Pitch (Goldstein 1973). Die spektrale Struktur dieses Tones muss jedoch zu einem bestehenden Muster im Gehirn passen.

Um eine Analyse im Gehirn zu ermöglichen, muss die Information zunächst dorthin gelangen (vgl. Abb. 2.4). Der Hörnerv leitet die in der Cochlea entstandenen Potentiale weiter an die Cochleariskerne. Strukturell weisen die Cochleariskerne verschiedene Zellstrukturen auf. Zum einen sind es die „Primary-Like Units“, welche die zeitliche Struktur des Stimulus ähnlich wie der Hörnerv übernehmen. Und zum anderen die „Chopper-Units“, die zur selektierenden Wahrnehmung dienen und spektrale Komponenten der Stimuli exponieren. Auf dem Weg zum Culliculus inferior kreuzen sich die Informationen in den oberen Oliven, was für Richtungshören von Bedeutung ist. Im Culliculus inferior, der ersten Haupteinheit im Mesencephalon, erfolgen in komplexen Strukturen weitere binaurale Interaktionen. Durch den Corpus geniculatum mediale im Thalamus, welcher wie die vorausgehenden Einheiten vorrangig tonotopisch gegliedert ist, gelangen die Informationen ins limbische System. Dort haben Emotionen und

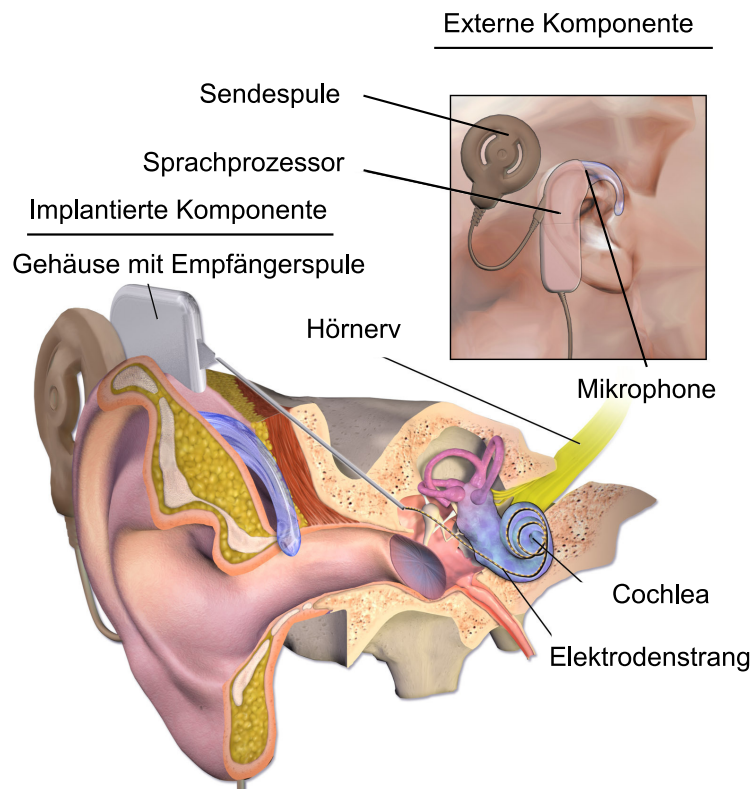


Abbildung 2.5.: Bestandteile eines Cochlea-Implantat-Systems. Oben rechts der außen befindliche, sichtbare Audioprozessor zur Aufnahme der Schallsignale und unten das Implantat (Staff Blausen.com/Wikipedia/cc-by-3.0 (b) angepasst).

Reflexe auf bestimmte Geräusche ihren Ursprung. Der für die auditorische Wahrnehmung bedeutendste Anteil der Information wird im auditorischen Kortex verarbeitet (Plack et al. 2005).

In dieser Dissertation sollen die menschliche Wahrnehmung und die Verarbeitung verschiedener Schallsignale im auditorischen Kortex genauer betrachtet werden. Die Wahrnehmung von Pitch und Timbre ist entscheidend für Musik- und auch Sprachwahrnehmung. Patienten, die mit einem CI versorgt sind, haben bei der Wahrnehmung von Musik und komplexen Kommunikationssituationen noch keine gute auditorische Wahrnehmung. Um die technische Verarbeitung zu verbessern, sind genauere Kenntnisse der peripheren und zentralen Verarbeitungsprozesse notwendig.

2.2.2. Hören mit Cochlea-Implantaten

Wenn konventionelle, schallverstärkende, Hörgeräte hochgradigen Hörverlust nicht ausreichend kompensieren können, die Cochlea sowie der Hörnerv jedoch angelegt und intakt sind, können Cochlea-Implantate den Betroffenen helfen. Nicht funktionierende, zerstörte Haarzellen werden bei einem Cochlea-Implantat

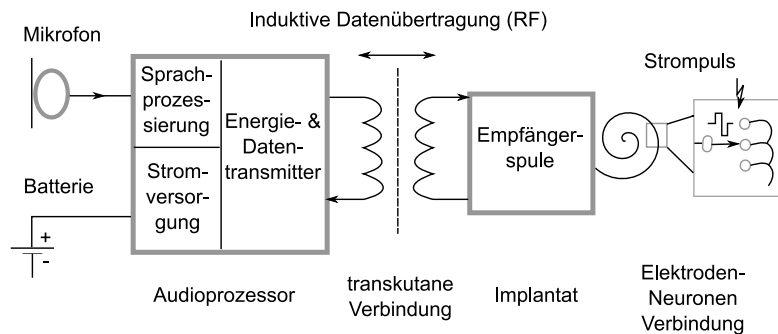


Abbildung 2.6.: Das Schema eines Cochlea-Implantates veranschaulicht den Datenfluss im CI. Akustische Signale der Umgebung werden vom Mikrofon aufgenommen, im Audioprozessor kodiert und an das Implantat weitergeleitet, welches bi- oder triphasische Strompulse an den Hörnerv sendet.

umgangen, indem ein ins Innenohr eingeführter Elektrodenstrang die Funktion der Haarzellen ersetzt. Elektrische Felder um die auf dem Elektrodenträger befindlichen Kontakte führen zu einer Anregung des distalen Endes des Hörnervs und einer damit verbundenen auditorischen Wahrnehmung.

Aufbau und Funktion

Das CI-System besteht aus einer externen, sowie einer implantierten Komponente (vgl. Abb. 2.5). Der externe Teil enthält den Audioprozessor mit Mikrofon und Sendespule. Am Audioprozessor nehmen die Mikrophone das akustische Schallsignal auf. Der Audioprozessor wandelt es in ein digitales Signal um, welches über die Sendespule an die implantierte Komponente weitergegeben wird. Das gesamte CI-System wird über Batterien, die sich in der externen Komponente befinden, mit Energie versorgt.

Die implantierte Komponente beinhaltet ein Gehäuse und einen Elektrodenstrang, welcher meist durch das runde Fenster in die Scala tympani der Cochlea eingeführt wird. Der Elektrodenstrang besteht aus Platin-Iridium-Drähten, die von einem Silikon-Elastomer ummantelt sind und das Gehäuse überwiegend aus Titan. Im Gehäuse befindet sich ein Magnet, an welchen die externe Sendespule über ihren Magneten gekoppelt werden kann. Ein weiterer Bestandteil des Gehäuses ist die Empfängerspule, über welche durch eine induktive Verbindung die implantierte Komponente mit Energie versorgt wird. Außerdem empfängt sie die digitalen Informationen des Audioprozessors, welche dekodiert werden und in Form von bi- oder selten auch triphasischen elektrischen Reizen den Hörnerv stimulieren (vgl. Abb. 2.6). Die Amplitude des Schalls wird durch die Änderung der Intensität des präsentierten Strompulses abgebildet. Das Spektrum des Schalls wird in Frequenzbänder zerlegt, die auf die Elektrodenkontakte verteilt abgebildet werden. Vereinfacht kann angenommen werden, dass in Anlehnung an die Tonotopie die Stimulation basal gelegener Elektroden bei Präsentation höherfre-

Tabelle 2.1.: Übersicht über die in der Arbeit verwendeten Elektroden und deren aktive Längen und Krümmungen.

	COCHLEAR			MEDEL	
	CI24RE (CA)	CI512	CI422	Flex28	Standard
Anzahl der Kontakte	22	22	22	12	12
Länge in mm	15	14,25	20	23,1	26,4
Form	Kontur	Kontur	gerade	gerade	gerade

quenter Stimuli zu einem höheren tonalen Perzept führt als die Stimulation apikal gelegener Elektroden. Außerdem befindet sich am Gehäuse eine extracochleäre Elektrode, welche als Referenz für einige Stimulationsmodi genutzt wird. Einige Implantattypen verfügen über eine weitere extracochleäre Elektrode, welche z. B. unter dem musculus temporalis platziert wird (Zeng et al. 2004, S. 16).

CI-Parameter

Die Implantatsysteme variieren zwischen den Herstellern. Unterschiede bestehen in der Signalverarbeitung und der Stimulation. Grundlegende Parameter sollen zunächst kurz betrachtet werden. Für eine umfassende Erläuterung sei auf weiterführende Literatur verwiesen (Arora 2012; Clark 2003).

Elektroden

Die in der Studie genutzten Implantate enthalten unterschiedliche Anzahlen äquidistant auf dem Elektrodenträger verteilter Elektrodenkontakte. Bei Implantaten vom Hersteller COCHLEAR¹ befinden sich 22, beim Hersteller MEDEL² 12 Elektrodenkontakte in der Cochlea. Die Länge des aktiven Elektrodenbereichs unterscheidet sich ebenso. In Tabelle 2.1 sind die wichtigen Parameter der in der Studie genutzten Implantate zusammengefasst. Beim MEDEL reicht der für die Klangverarbeitung genutzte Frequenzbereich von 100 Hz bis 8500 Hz, wohingegen er bei COCHLEAR Frequenzen von 188 Hz bis 7938 Hz abdeckt.

Stimulationsmodus

Drei verschiedene Stimulationsmodi, die monopolare, bipolare und Common Ground Stimulation, finden in Cochlea-Implantaten Anwendung. Im monopolaren (MP) Modus fließt der Strom zwischen einer aktiven intracochleären Elektrode und der extracochleären Ball- (MP1) oder Gehäuseelektrode (MP2). Häufig werden auch beide extracochleären Elektroden gleichzeitig als neutrale Elektroden genutzt (MP1+2). In seltenen Fällen, z. B. wenn die monopolare Stimulation zur Miterregung des Gesichtsnervs führt, finden die folgenden Stimulationsmodi Anwendung. Die bipolare Stimulation nutzt als passive Elektrode eine andere in

¹Cochlear Ltd., Sydney, Australien

²MedEl GmbH, Innsbruck, Österreich

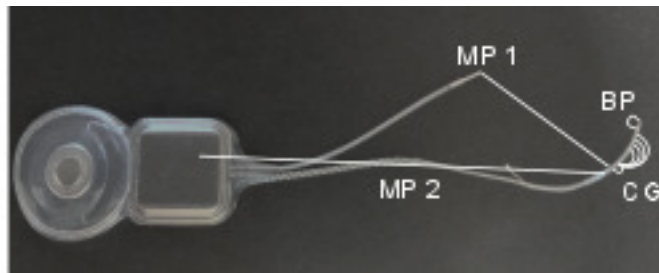


Abbildung 2.7.: Implantat mit schematischer Veranschaulichung der Stimulationsmodi.

der Cochlea befindliche Elektrode. Bei der Common Ground Stimulation fließt der Strom nicht nur über eine passive intracochleäre Elektrode, sondern über alle intracochleären Elektroden ab (vgl. Abb. 2.7).

Stimulationsrate

Die Stimulationsraten variieren stark von 250 Pulsen pro Kanal und Sekunde (pps: Pulses per Second) bis deutlich über 1000 pps. Eine höhere Stimulationsrate führt zu einer besseren Wiedergabe der zeitlichen Feinstruktur des Schallsignals. Nach dem Nyquist-Theorem muss die Stimulationsrate mindestens zweimal so groß sein wie die Grundfrequenz f_0 des zu übertragenden Schallsignals. Nach McKay sollte die Rate in CI-Systemen sogar viermal so groß sein (Arora 2012). Studien zeigen jedoch, dass eine Erhöhung der Stimulationsrate über 150 pps nicht immer zu einem besseren Sprachverstehen (Fu et al. 2000), über 1615 pps sogar zu einer Verschlechterung, führen kann (Vandali et al. 2000). Hierfür könnten Refraktärzeiten der Neurone verantwortlich sein (Parkins 1989).

Kodierungsstrategie

Die Kodierungsstrategie bestimmt wesentlich, wie das akustische Eingangssignal in die Elektrodenstimulation umgewandelt wird. Unterschiede bestehen in den Pulsfolgen, der Anzahl der Filterbänke sowie den Stimulationsraten.

Die CIS-Strategie (CIS: Continuous Interleaved Sampling) entstand als Weiterentwicklung der compressed-analog Strategie um Interaktionen zwischen Elektrodenkontakten zu vermeiden (B. S. Wilson et al. 1991). Es werden hier keine simultanen Stimulationen von Elektroden durchgeführt. Auf der Grundlage der CIS-Strategie entwickelten sich die weiteren Kodierungsstrategien. Die CIS-Strategie nutzt 6 Filterbänke. Variable Parameter der Strategie sind die Pulsrate (zwischen 100 und 2500 Hz), die Pulsweite (ca. 33 μ s pro Phase) und die Stimulationsreihenfolge der Elektroden (vom Apex zur Basis oder durchmischt – „staggered“). Alle diese Größen variieren in ihrer optimalen Einstellung von Patient zu Patient.

Bessere spektrale Auflösung als mit der CIS-Strategie wird mit der SPEAK-Strategie (SPEAK: Spectral Peak) erreicht. Sie nutzt 20 Filter mit Mittenfrequenzen zwischen 250 Hz und 10 kHz und verarbeitet danach jene 5-10 Filter mit der maximalen Amplitude in der weiteren Schallsignalprozessierung (Loizou 1998). Die

Anzahl der Maxima variiert und mit ihr auch die relativ niedrige Stimulationsrate von 180 Hz bis 300 Hz pro Kanal.

Eine Weiterentwicklung stellt die ACE-Strategie (ACE: Advanced Combination Encoder)(Vandali et al. 2000) dar, welche die gute zeitliche Auflösung der CIS-Strategie mit der guten spektralen Auflösung der SPEAK-Strategie vereint. Die Filterbänke sind von 188 bis 1312 Hz linear und dann logarithmisch bis 7938 Hz aufgeteilt. Die Anzahl der Maxima kann fest zwischen 1 und 20 und die Stimulationsrate zwischen 250 und 2500 Pulsen pro Kanal gewählt werden.

Ein anderer Ansatz zur verbesserten Übertragung bzw. Stimulation ist es, die Feinstruktur des Schallsignals mit zu analysieren. Hierfür wird eine Hilbert-Transformation zum Filtern genutzt. Das Signal wird in zwei Teile zerlegt: die Einhüllende und die Feinstruktur (Trägerschwingung). Die Stimulation erfolgt in Abhängigkeit von der Phase des Signals. Die Feinstruktur des Signals trägt maßgeblich zur tonalen Wahrnehmung von Musik und zur Schallortung bei, wobei die Einhüllende nicht-tonale Sprache übermittelt (Smith et al. 2002). Alle bisher beschriebenen Kodierungsstrategien übertragen nur Informationen zur Einhüllenden. Dies reicht zwar für eine gute Sprachwahrnehmung aus (Waltzman et al. 2000), doch zeigen sich beim Richtungshören und der Musikwahrnehmung Defizite (Grieco-Calub et al. 2010; Timm 2012). Beim natürlichen Hören wird für tiefe Frequenzen sowohl die Einhüllende durch die Tonotopie als auch die Feinstruktur durch Phasenkodierung übertragen. Dieses Prinzip wird bei Fine-Hearing Technologien genutzt. Die FSP-Strategie (FSP: Fine Structure Processing) kodiert sowohl örtlich als auch zeitlich durch kanalspezifische, phasenabhängige Stimulationsraten (CSSS: Channel-Specific Sampling Sequences) (Zierhofer 2001). CSSS ermöglicht eine von den Nulldurchgängen des Schallsignals abhängige Steuerung der Stimulationsfrequenz. Die in Tabelle A.3 aufgeführten Strategien FSP und FS4 weisen eine unterschiedliche Anzahl an Feinstrukturkanälen auf – FSP zwei und FS4 vier apikale Kanäle.

2.2.3. Modelle und Studien zur Wahrnehmung komplexer Schallsignale mit CI

Die aufgeführten Unterschiede in den Kodierungsstrategien sowie in den Elektrodenlängen und -formen und individuellen Insertionstiefen der Elektroden gestalten die verallgemeinernde Betrachtung der Wahrnehmung komplexer Signale mit dem CI schwierig. Als grundlegend für die Frequenzzuordnung und Funktion von CIs wird die natürliche Tonotopie der Cochlea angenommen. Greenwood (1961) lieferte mit der Beschreibung des funktionalen Zusammenhangs zwischen dem Ort der aktivierten Haarzellen und der wahrgenommenen Frequenz ein erstes Modell für die tonotopische Gliederung der Cochlea.

In der Greenwood-Funktion

$$f = A \cdot (10^{a \cdot x} - K) \quad (2.1)$$

beschreibt f die wahrgenommene Frequenz in Hertz. A ist ein Skalierungsfaktor, der die minimal und maximal wahrnehmbare Frequenz der betrachteten Spezies berücksichtigt ($A_{\text{Mensch}} = 165,4 \text{ Hz}$). Für die Betrachtung von x als absolute Cochlea-Länge in mm ist $a = 0,06 \text{ mm}^{-1}$. Wenn mit x ein Anteil der Cochlea-Länge betrachtet wird, gilt $a = 0,021$. Die Konstante K variiert zwischen 0,8 und 1,0 und wird auf 0,88 festgesetzt, um die tiefste hörbare Frequenz von 20 Hz zu berücksichtigen.

Durch einige Studien konnte ein Zusammenhang zwischen Greenwood-Funktion und der durch die elektrische Stimulation erzeugten Tonhöhenwahrnehmung nachgewiesen werden (Carlyon et al. 2010b; Vermeire et al. 2008). Auch Pitch-Zuordnungsexperimente mit 14 einseitig ertaubten CI-Trägern mit sehr gutem Restgehör auf der Gegenseite belegten dies (Vermeire et al. 2008). Andere Experimente zeigten jedoch, dass die direkte Anwendung der Greenwood-Formel auf elektrische Stimulation nicht möglich sei (Baskent et al. 2005; Baumann et al. 2006). Blamey et al. (1996) fanden, dass die Wahrnehmung bei elektrischer Stimulation zwei bis drei Oktaven tiefer ist als der akustische Pitch.

Um diese Beobachtung genauer zu untersuchen, war es notwendig den Zusammenhang zwischen der stimulierten Cochlea-Region und der Frequenz ohne Kenntnis der individuellen Cochlea-Länge beschreiben zu können. Hierfür kann der Winkel des Stimulationsortes genutzt werden. Die Messung des Insertionswinkels des Elektrodenstrangs ist mit weniger Aufwand verbunden, als die Längenmessung der Cochlea. Die Arbeiten von Bredberg (1968) lieferten Daten der Zuordnung des prozentualen Anteils der Cochlea zum gemessenen Winkel. Nutzt man diese Zuordnung im Zusammenhang mit der Greenwood-Funktion, erhält man eine dem Winkel in der Cochlea zugeordnete Frequenz (Cohen et al. 1996; Franke-Trieger 2015). Stakhovskaya et al. (2007) entwickelten hierfür einen formalen Zusammenhang, der die Frequenzzuordnung bei elektrischer Stimulation genauer beschreibt. Hierfür liegt zu Grunde, dass durch CI-Elektroden vor allem die Spiralganglienzellen und nicht das Corti-Organ stimuliert werden. Es besteht eine Diskrepanz zwischen der Lage und Länge der Ganglienzellen (am Modiolus) und des Corti-Organs (Hessel 2012). Die Spiralganglienzellen decken nur 1,5 bis 1,75 Windungen der im Mittel 2,5 Windungen der Cochlea ab (vgl. Abb. 2.8). Dennoch decken die Ganglienzellen den gesamten Frequenzbereich ab und es wurde basierend auf der Greenwood-Funktion eine Zuordnung der Frequenzen auf die Spiralganglienzellen entwickelt (vgl. Abb. 9 in Stakhovskaya et al. 2007). Der Zusammenhang zwischen dem cochleären Winkel α und der prozentualen Länge l wird mit folgender Gleichung beschrieben:

$$l = -99 \% \cdot e^{-0,004 \cdot \alpha} + 105 \% \quad (2.2)$$

Experimentell konnte an fünf CI-Patienten, die eine Pitch-Zuordnung vor der ersten Aktivierung ihres Implantates durchgeführt haben, gezeigt werden, dass die Pitch-Wahrnehmung nicht mit der reinen Greenwood-Funktion (vgl. Gleichung 2.1) jedoch aber mit der Funktion von Stakhovskaya et al. (vgl. Gleichung 2.2) übereinstimmt.

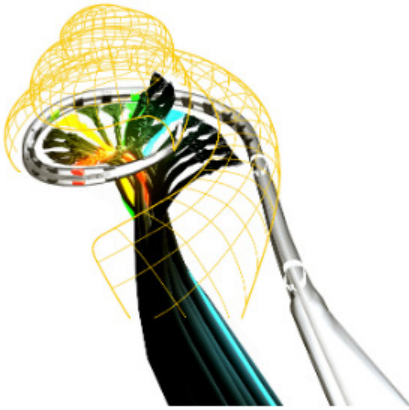


Abbildung 2.8.: In dieser Darstellung der anatomischen Verhältnisse der menschlichen Cochlea ist zu erkennen, dass die Spiralganglienzellen (schwarz) nicht das gesamte Corti-Organ (gelb) abdecken (Cochlear Ltd. 2016).

chung 2.2) übereinstimmt (McDermott et al. 2009). Grundlage für dieses Experiment waren die Elektrodenlagen aus postoperativen Röntgenaufnahmen. Weiterhin zeigen neue Arbeiten von Rader et al. (2016), dass individuelle an die Elektrodenlage angepasste Frequenzmappings in Anlehnung an die Zuordnung von Stakhovskaya die Pitch-Wahrnehmung deutlich gegenüber der standardisierten Frequenzzuordnung verbessern.

Nach diesen Betrachtungen stellt sich die Frage, ob eine Stimulation aller Regionen der Cochlea durch einen alle Areale abdeckenden Elektrodenträger notwendig ist, oder eine Stimulation der Areale der Spiralganglienzellen ausreichen könnte (Hessel 2012). Feststeht, dass eine Stimulation des gesamten Corti-Organs aufgrund anatomischer Einschränkungen kaum möglich ist, da der Durchmesser der Scala tympani stark variiert und sie zum Apex hin eng zusammen läuft. Der Elektrodenträger kann somit nicht strukturerhaltend bis an die Spitze der Cochlea geführt werden. Außerdem variieren die humanen Cochleae in ihrer Länge. Es werden je nach Studie unterschiedliche Werte angegeben. Erixon (2009) beschreibt eine Variation zwischen 31 und 36,5 mm. Eine solche Variationsbreite entspricht einem Fünftel bzw. sogar einem Drittel der genutzten Elektrodenträgerlängen, was eine große Varianz in der tonotopischen Frequenzzuordnung zur Folge hat. Es zeigt sich jedoch, dass die Elektrodenlänge allein nicht ausschlaggebend ist, da auch ihre Form, gerade oder perimodiolar, entscheidend für die Eindringtiefe ist (L. Xu et al. 2002). Die Länge des Corti-Organs kann durch Computertomographie des Schläfenbeins bestimmt werden. Somit könnte auch präoperativ eine individuell passende Elektrodenlänge und -form gewählt werden.

Es hat sich jedoch gezeigt, dass durch adaptive Prozesse und die Plastizität des Kortex eine genauere Frequenzauflösung und bessere Frequenzdiskrimination möglich ist, als nach den auf der Tonotopie basierenden Modellen erwartet wird (Blamey et al. 1996; Boëx et al. 2006; McDermott et al. 2009; Pascale Sandmann et al. 2014). Fast der komplette akustische Eingangsbereich von Normalhörenden kann von CI-Trägern wahrgenommen werden. Deshalb stellt sich die Frage, wie wichtig der genaue Stimulationsort ist. Diese Frage soll unter anderem in der vorliegenden Arbeit betrachtet werden.

Tabelle 2.2.: In der Tabelle sind verschiedene objektive Messmethoden und deren Eignung für Studien mit häufigen Messwiederholungen bzw. langen Messzeiten an CI-Trägern zusammengefasst. + kennzeichnet eine gute Eignung, – keine Eignung und mit € ist die Höhe der Kosten angegeben.

	EEG	MEG	fMRT	PET
Invasivität	+	+	(–)	–
Kosten	€	€€	€€€	€€€€
für CI-Träger geeignet	+	(+)	–	(+)

2.3. Experimentelle Methoden

Für Studien zur Pitch- und Timbre-Wahrnehmung an Probanden werden häufig etablierte und günstig durchführbare psychoakustische Messverfahren angewendet. Diese sind subjektiv und stark von der Mitarbeit des Probanden abhängig. Alternativ können auch aufwändigere objektive Methoden zur Betrachtung der Wahrnehmung verschiedener Reize genutzt werden. Zu den objektiven Methoden zählt zum Beispiel die Betrachtung neuronaler Prozesse im Gehirn. Diese Prozesse können sowohl durch Messung elektrischer (im EEG) oder magnetischer (im MEG) Potentiale als auch durch die Nutzung der Veränderung der Blutoxygenierung in aktiven Hirnregionen (fMRT) sichtbar gemacht werden. Objektive Messungen mit CI-Trägern können gerade bei der Arbeit mit Kindern und nicht kooperativen Patienten von großer Wichtigkeit sein. Die Vor- und Nachteile der einzelnen Methoden sind in Tabelle 2.2 zusammengefasst. Durch die implantierten Permanentmagneten des CIs ist die Durchführung von MRT- und von MEG-Messungen bei CI-Trägern nur eingeschränkt möglich. Crain et al. konnten im Juni 2014 erstmals von gelungenen MEG-Messungen mit CI-Trägern berichten (Johnson et al. 2014). Für die Durchführung umfangreicher Studien ist MEG momentan jedoch aufgrund der großen Artefakte und des hohen Kostenaufwandes noch nicht praktikabel. In den folgenden Abschnitten werden subjektive, psychoakustische Verfahren und die in dieser Arbeit verwendeten objektiven, elektrophysiologischen Methoden kurz vorgestellt.

2.3.1. Psychoakustik – subjektive Messungen

Die Psychoakustik ist ein Teil der Psychophysik, welche sich mit der Zuordnung von Empfindungen zu physikalischen Größen befasst. Dies geschieht mit Hilfe von subjektiven Messverfahren. So werden beispielsweise numerische oder visuelle Skalen zur Evaluierung von Schmerzen (Bächle-Helde 2013) verwendet.

Allgemein gilt, dass für mittlere Reizintensitäten die subjektive Empfindung E in Abhängigkeit des konstanten Verhältnisses von Reizstärke RS und Reizzunah-

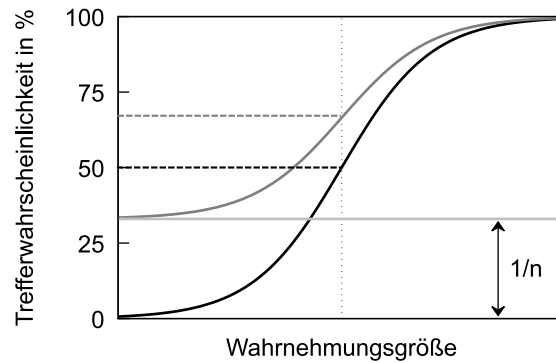


Abbildung 2.9.: Psychometrische Funktion mit der Wahrnehmungsschwelle bei der Wahrscheinlichkeit von 50 % (schwarze Kurve) für einfache ja/nein-Antworten. Die graue Kurve zeigt die um die Ratewahrscheinlichkeit ($1/n$, $n = 3$) verschobene psychometrische Funktion eines 3-AFC-Verfahrens mit ebenso verschobener Wendestelle. Um die wahre Wahrscheinlichkeit der sensorischen Schwelle zu erhalten, muss eine Korrektur durchgeführt werden

me ΔRS durch das Weber-Fechner-Gesetz beschrieben wird:

$$E = k \cdot \lg \left(\frac{\Delta RS}{RS} \right). \quad (2.3)$$

Hierbei ist k ein für die einzelnen Sinnesmodalitäten spezifischer Proportionalitätsfaktor (Huppelsberg et al. 2009).

Psychoakustische Verfahren

Ziel ist es meist, Absolut- und Unterscheidungsschwellen von Reizen festzustellen. Diese Unterscheidungsschwelle wird auch als *JND* (*Just Noticeable Difference*) bezeichnet und es handelt sich hierbei um den kleinsten wahrnehmbaren Unterschied zwischen zwei Reizen (Stern et al. 2010). Zur JND-Ermittlung werden verschiedene subjektive Verfahren (Zwicker et al. 1999, S. 8) genutzt.

- Beim *Herstellungsverfahren* (*Method of Adjustment*) wird die Reizintensität von der Versuchsperson kontinuierlich selbst bis zu einer vorher definierten Empfindung geregelt.
- Beim *Grenzverfahren* (*Method of Tracking*) regelt der Untersucher die Reizintensität bis der Proband eine bestimmte Empfindung angibt, wobei lediglich die Richtung vom Probanden bestimmt wird.
- Beim *Schätzverfahren* (*Magnitude Estimation*) gibt der Proband auf einer (numerischen) Skala die Stärke des wahrgenommenen Reizes an. Häufig wird, um die Entscheidung zu vereinfachen, ein Vergleichsreiz mit definierter Skalenposition angegeben.

Weitere Verfahren zur Bestimmung von Schwellen nutzen dafür die psychometrische Funktion (vgl. Abb. 2.9). Die psychometrische Funktion beschreibt die Fähigkeit eines Probanden eine Aufgabe korrekt zu erfüllen, bzw. die Wahrschein-

lichkeit einer bestimmten Probandenantwort, in Abhängigkeit der Reizstärke (Wichmann et al. 2001).

- Beim *Konstanzverfahren (Yes-No-Procedure)* werden zufällig gewählte diskrete Reize, die um eine erwartete Wahrnehmungsschwelle verteilt sind, dargeboten. Der Proband muss angeben, ob durch den Reiz eine bestimmte Empfindung hervorgerufen wird. Eine Entscheidung für „Ja“ oder „Nein“ ist verpflichtend. Aus der Anzahl der richtigen Antworten, der Trefferquote, ergibt sich nach Zuordnung zur dargebotenen Reizstärke die psychometrische Funktion. Bei 50 % Trefferwahrscheinlichkeit wird die gesuchte Schwelle angenommen.
- Beim *n-Interval m-Alternative Forced Choice Verfahren* werden n Reize präsentiert und m Antwortmöglichkeiten geboten. Meist muss der Proband entscheiden, welcher dieser Reize in einer vorher definierten Qualität von den anderen abweicht ($m = n$). Eine andere Variante ist, dass dem Probanden zur Entscheidung $m < n$ Wahlmöglichkeiten geboten werden, z. B. „Handelt es sich um eine aufsteigende Tonfolge?“. In klassischen Forced Choice Verfahren werden die Reizunterschiede zufällig gewählt und vom Untersucher geregelt. Um die Messzeit zu verkürzen werden adaptive Verfahren genutzt. Hierbei ist eine Entscheidung des Probanden ausschlaggebend für die Schwierigkeit der nächsten Aufgabe. Die Änderung der Reizintensität ist zu Beginn der Messung größer und wird in der Nähe der Schwelle geringer.
- Beim *Vergleich von Stimuluspaaren* werden Paare in verschiedenen Klangdimensionen verglichen.

In dieser Arbeit wird ein adaptives Alternative Forced Choice (AFC) Paradigma, zur Diskriminationsschwellenbestimmung verwendet. Als adaptive Methode wird meist eine 1-up-2-down Methode genutzt (Leek 2001). Hierbei muss der Proband zweimal korrekt antworten, damit die Schwierigkeit der Aufgabe zunimmt. Nach einer falschen Antwort wird die Aufgabe leichter.

Grundlegende psychoakustische Studien

Psychoakustische Verfahren werden zur Untersuchung von Wahrnehmungen genutzt. Da es sich bei Pitch und Timbre um Perzeptionen handelt, erfolgten bisherige Messungen meist auf subjektiver Ebene mit psychoakustischen Verfahren.

Timbre

Häufig wird die Timbre-Wahrnehmung anhand der Fähigkeit, verschiedene Instrumente zu unterscheiden bzw. zu erkennen, in psychoakustischen Studien untersucht (Plack et al. 2005, S. 291). Es zeigte sich, dass eine Unterscheidung verschiedener Instrumente vor allem durch die verschiedenen Einschwingphasen des Klangs möglich ist (Howard et al. 2013, S. 242). Die Instrumentenunterscheidungen wurden oft mit natürlichen Klängen durchgeführt, z. T. auch mit resynthetisierten Klängen (Grey 1977; McAdams 1999). Von Emiroğlu (2007)

wurden synthetisch erzeugte Stimuli, welche kontinuierlich vom Klang eines Instruments in den Klang eines anderen übergehen, genutzt. Für CI-Träger wurde die Wahrnehmung von musikalischer Klangfarbe in mehreren Studien untersucht (McDermott 2004; Nimmons et al. 2008). Dabei fiel ihnen eine Unterscheidung von Instrumenten deutlich schwerer als Normalhörenden. Gfeller et al. (2002) zeigten, dass bei einer Unterscheidung von acht Instrumenten die korrekte Zuordnung des Instrumentes durch 51 CI-Träger sogar unterhalb der Ratewahrscheinlichkeit liegt.

Die einfache Betrachtung von Timbre ist durch die Mehrdimensionalität behindert. Der Vergleich zwischen CI-Trägern und Normalhörenden ist zusätzlich durch verschiedene Timbre-Dimensionen erschwert. Kong et al. (2011) haben in einem Skalierungsexperiment für CI-Träger einen zweidimensionalen, für Normalhörende hingegen einen dreidimensionalen Timbre-Raum gefunden. Für CI-Träger dominieren die zeitliche Einhüllende, sowie die spektrale Verteilung. Bei der Timbre-Wahrnehmung kommt für Normalhörende als dritte Dimension die spektrale Feinstruktur hinzu. Nach Pressnitzer et al. (2005) scheint die spektrale Verteilung die dominierende Charakteristik zur Wahrnehmung von Timbre zu sein.

Eine systematische Betrachtung der Timbre-Wahrnehmung kann besser gelingen, wenn die Timbre-Dimensionen gezielt variiert werden können und sich nicht abhängig voneinander verändern. Es ist möglich synthetische Klänge zu erzeugen, die diese Anforderung erfüllen und damit psychoakustisch die einzelnen Timbre-Dimensionen zu untersuchen (Rahne et al. 2012, 2010a). Hierbei wurden Stimuli generiert die lediglich in der spektralen Zusammensetzung variieren und sich durch lineare Interpolationen einander annähern bis die Unterscheidungsschwelle erreicht ist.

Pitch

Bei der Betrachtung von Pitch wird die Bestimmung der kleinsten detektierbaren Unterschiede (JND) kritisch diskutiert (zusammengefasst in McDermott 2004, S. 18), da nur schwer sichergestellt werden kann, dass die Diskrimination auf Grundlage von Pitch-Unterschieden und nicht durch verschiedene Lautstärke oder Klangfarben erfolgt. Carlyon et al. (2010) haben gezeigt, dass ein Pegelroving, d. h. variierende Lautstärke für jeden Stimulus, die Experimente zur Pitch-Wahrnehmung beeinflusst und erschwert. Auch nach Schatzer et al. (2014) ist ein Abgleich der Lautstärke (Balancing) für jeden Stimulus für Pitch-Experimente ausreichend und es ist nicht notwendig die Lautstärke für jeden Stimulus zu variieren, um die Konzentration auf die interessierende Dimension sicherzustellen.

Die Bestimmung der minimalen und maximalen Tonhöhe, die zu Pitch-Wahrnehmung führen, erfolgte in psychoakustischen Messungen. Die Gruppe um Oxenham (2011) fand in Pitch-Zuordnungsexperimenten als obere Grenzen der Pitch-Wahrnehmung Werte um 6 kHz. Auch für tiefe Frequenzen gibt es eine Wahrnehmungsgrenze für Pitch. Die Hypothese, dass eine zeitliche Analyse auf

Zeitfenster von maximal 33 ms und somit einer zugehörigen Pitch Frequenz von 30 Hz beschränkt ist, wurde in Diskriminationsexperimenten bestätigt (K. Krumbholz et al. 2000).

Häufig werden zur Betrachtung der Pitch-Wahrnehmung Sortierungen (Rankings) der Stimuli nach bestimmten Kriterien in Hörexperimenten durchgeführt. So wurden zum Beispiel von Penninger et al. (2013) in einem 2-AFC-Verfahren zwei Stimuli präsentiert und die Probanden, Normalhörende und CI-Träger, mussten entscheiden, welcher Stimulus höher war. Dies gelang beiden Probandengruppen. Die Normalhörenden erzielten jedoch bessere Ergebnisse.

CI-Träger sind prädestiniert für Untersuchungen der cochleären Pitch-Verarbeitung, da Ort und Rate der Stimulation gezielt und separat variiert werden können. In Diskriminationsexperimenten konnten Zusammenhänge von spektralem Auflösungsvermögen und Vokal- und Konsonatenverstehen gezeigt werden (Litvak et al. 2007; Saoji et al. 2009). Dass auch eine Diskrimination von komplexeren Stimuli, in Form von Rippled Noise für CI-Träger möglich ist, konnten Won et al. (2011) zeigen. Sie fanden eine Korrelation zum Sprachverstehen.

Neben Pitch-Sortierungen und Diskriminationen werden auch Pitch-Zuordnungsexperimente durchgeführt. Dabei soll einem Klang mit fester Tonhöhe eine möglichst ähnliche Tonhöhe durch den Probanden zugeordnet werden. Es ist möglich elektrische und akustische Stimulationen zu vergleichen und die Tonhöhen abzugleichen. Verschiedene Experimente zeigten, dass einseitig tauben CI-Trägern eine Tonhöhenzuordnung sowohl für Reintöne und als auch komplexe Reintonüberlagerungen auf der normalhörenden Seite zu biphasischen Pulsen an verschiedenen Elektroden des CIs gelingt (Blamey et al. 1996; Carlyon et al. 2010b; Dorman et al. 2007; Schatzer et al. 2014; Vermeire et al. 2008). Eine Schwierigkeit bei den Zuordnungsexperimenten stellt dabei das häufig auf der akustisch hörenden Seite nicht normalhörende Gehör dar (Vermeire et al. 2008). Neben dem Restgehör auf der normalhörenden Seite kann das Resultat auch von der Startfrequenz der Testung abhängig sein (Franke-Trieger 2015). Es sollten folglich sowohl Frequenzen höher als auch tiefer als die erwartete Zielfrequenz als Startfrequenzen gewählt werden (Schatzer et al. 2014). Zudem ist es günstig, wenn die Startfrequenzen einen gewissen Abstand zum Oktavton vorweisen, damit Oktavverwechslungen vermieden werden. Töne mit gleichem Chroma (vgl. Abschnitt 2.1.2) werden häufig als gleich wahrgenommen. 1984 wurde dies von Demany et al. für Kinder nachgewiesen (vgl. Plack et al. 2005, S. 213).

Iterated Rippled Noise

Iterated Rippled Noise (IRN) wird für die Untersuchung der Wahrnehmung von Pitch als Stimulus genutzt (Butler et al. 2012; Katrin Krumbholz et al. 2003; Penninger et al. 2013). Es entsteht durch eine zeitversetzte Überlagerung von weißem Rauschen mit sich selbst. Bereits 1966 wurde beschrieben, dass bei der Präsentation zeitversetzter Signale ein Pitch wahrgenommen wird (Bilsen 1966). Durch die zeitversetzte Überlagerung enthält das Signal eine Periodizität, die wahrgenommen werden kann.

Die Ausprägung des tonalen Perzepts, d. h. die Pitch-Stärke, ist abhängig von der Anzahl der überlagerten Iterationen. Patterson et al. (1996) zeigten bei einer Verdopplung der Überlagerungsanzahl eine Vergrößerung des Signal-Rausch-Verhältnisses von 3,8 dB. Für die Charakterisierung der Pitch-Stärke wurde von Yost (1996) die Autokorrelationsfunktion genutzt. Der erste Peak der Autokorrelationsfunktion repräsentiert die Pitch-Stärke des IRN.

IRN-Stimuli wurden bereits von Penninger et al. (2013) für Zuordnungsexperimente mit CI-Trägern genutzt. Sie zeigten die Tendenz von CI-Trägern, den IRN-Signalen eine Tonhöhe zuzuordnen zu können. Diese gelang jedoch nur geringfügig häufiger als mit Ratewahrscheinlichkeit. Eine Melodieerkennung mit IRN gelang CI-Trägern nur zufällig. Als Ursache wurde die geringere Ortskodierung der Stimulation innerhalb der Cochlea im Vergleich zu Normalhörenden vermutet. Gegenüber der Stimulation mit reinen Sinustönen ist die Ortskodierung bei IRN-Stimulation weniger fokussiert. Die Anzahl der Iterationen des IRN betrug bei Penninger et al. $n = 8$. Durch eine Erhöhung der Pitch-Stärke könnte die Pitch-Wahrnehmung erleichtert werden. Diese Hypothese soll in der vorliegenden Arbeit untersucht werden.

Verschiedene Studien berichten über Korrelationen zwischen psychoakustisch ermittelten Schwellen und objektiven EEG-Messungen (Lopez-Valdes et al. 2013; Novitski et al. 2004; Stoody et al. 2011). Dies eröffnet die Möglichkeit Perzeptionen objektiv zu untersuchen. Gerade bei Kindern oder nicht kooperativen Patienten kann dies von Vorteil sein um den Einfluss der Aufmerksamkeit o. ä. auf die Messergebnisse zu verringern.

2.3.2. Elektroenzephalographie – objektive Messungen

Um die neuronalen Prozesse des Gehirns darstellbar zu machen, nutzt man seit der Entdeckung 1929 durch H. Berger (vgl. Ulrich et al. 2011, S. 62) die Ableitung von elektrischen Potentialschwankungen an der Kopfhaut. Elektrophysiologische Messungen sind etablierte Methoden sowohl in der Klinik (BERA – Brainstem Evoked Response Audiometry – Hirnstammaudiometrie) als auch in der Forschung (evozierte Potentiale), um Aussagen über die Funktion des Hörsystems zu gewinnen.

Die im EEG messbaren Potentialänderungen im Mikrovoltbereich beruhen auf synchroner Aktivität von Neuronen. Es werden nicht die Aktionspotentiale einzelner Nervenzellen gemessen, sondern summierte exzitatorische und inhibitorische postsynaptische Potentiale, welche sich in einem vereinfachten Modell als Dipole darstellen lassen (vgl. Abb. 2.10).

Quellenrekonstruktion

Um diese Dipole bzw. die Generatoren der Aktivitäten im Gehirn zu lokalisieren, muss ein inverses Problem gelöst werden. Die Schwierigkeit besteht in einer begrenzten Anzahl von zur Verfügung stehenden Daten aus der Potentialmessung auf der Kopfoberfläche und einer zeitgleich unendlich großen Anzahl von

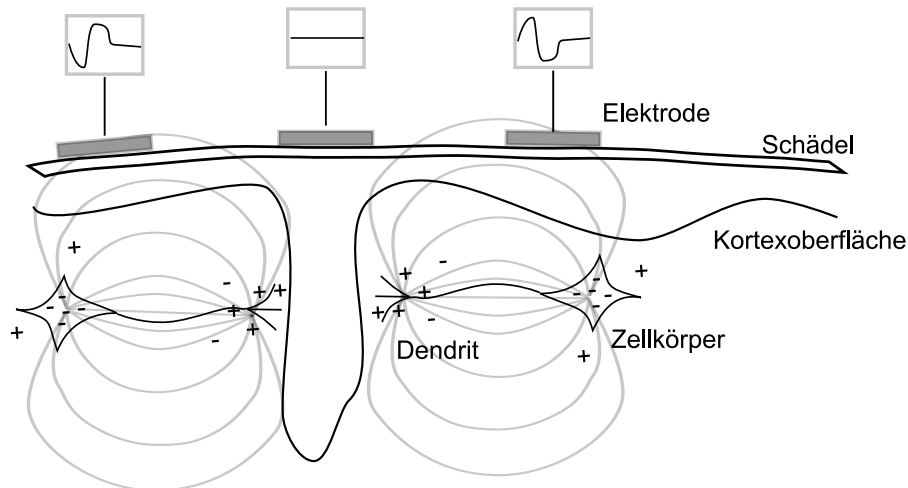


Abbildung 2.10.: Ableitung von Potentialen über auf der Kopfhaut angebrachte Elektroden. Es werden lediglich Oberflächenpotentiale erfasst, sodass aktive Neurone z. T. durch Überlagerungen nicht erfasst werden können.

Freiheitsgraden für die Bestimmung der Quellen unbekannter Anzahl, Größe und Lokalisation. Es gibt keine eindeutige Lösung, denn viele verschiedene Quellenkonfigurationen können die gemessenen Potentiale hervorrufen. Eine intensive Betrachtung der Quellenlokalisierung ist nicht Gegenstand dieser Arbeit, für nähere Informationen sei auf weiterführende Literatur verwiesen (Jatoi et al. 2014; Maurits 2012; Yao et al. 2005).

Elektrophysiologische Verfahren

Evozierte Potentiale

Der menschliche Kortex (lat. *cortex* – Rinde) ist funktionell organisiert, das heißt für die Verarbeitung bestimmter Sinnesmodalitäten sind spezielle Areale verantwortlich (Gekle 2010, S. 772 ff.). Im auditorischen Kortex (vgl. Abb. 2.11) werden Schallreize verarbeitet. Durch gezielte Stimulation können die Pyramidenzellen des Areals erregt werden und dies kann als evoziertes Potential (lat. *evocere* – hervorrufen) im EEG erfasst werden (Luck 2014). Es handelt sich um transiente (lat. *transire* – vorbeigehen), temporäre Reaktionen auf den Stimulus.

Die relevanten Signale sind mit ca. $10\ \mu\text{V}$ sehr klein und werden meist vom Hintergrundrauschen überdeckt. Durch die zeitliche Beziehung der Potentialänderung zum akustischen Reiz ist eine Mittelung über viele Messzyklen möglich. Dadurch werden die vom Reiz unabhängigen Hirnaktivitäten verringert. Erst nach der Mittelung über mehrere Messzyklen, bzw. Epochen, gleicher Bedingungen werden die Signale sichtbar. Die Anzahl der zu mittelnden Abschnitte N_{Epochen} ist vom Verhältnis zwischen Rausch- und Signalamplitude in der Aufnahme wie

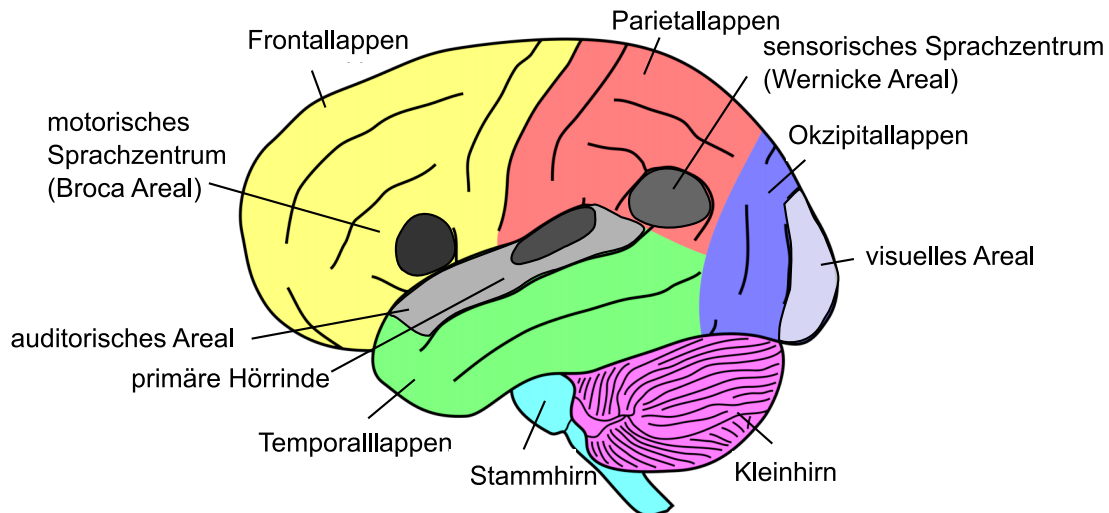


Abbildung 2.11.: Funktionelle Gliederung des Gehirns (NEUROtiker/Wikipedia/cc-by-sa angepasst). Im Temporallappen befindet sich die primäre Hörrinde, der auditorische Kortex.

folgt abhängig:

$$N_{\text{Epoche}} \sim \left(\frac{\text{Rauschen}}{\text{Signal}} \right)^2. \quad (2.4)$$

Durch eine Erhöhung der Anzahl der gemittelten Abschnitte verbessert sich das Signal-Rausch-Verhältnis im Mittelwert. Bei CI-Trägern ist die Aufnahme durch übertragungsbedingte Artefakte deutlich verrauschter als bei Normalhörenden, sodass ihnen eine größere Stimulusanzahl präsentiert werden muss, um die Anzahl der Mittelungen zu erhöhen. Für Normalhörende sind 50 bis 300 Stimuli bei Präsentation überschwelliger Reize ausreichend um relevante Potentialänderungen nach der Mittelung deutlich zu erkennen (Burkard et al. 2007, S. 490).

Akustisch evozierte Potentiale (AEP) werden nach der Zeit und dem Ort ihres Auftretens unterschieden. Sie entstehen in allen Abschnitten der Hörbahn, der Cochlea, dem Hirnstamm bis zum auditorischen Kortex (Moore 1983). Potentiale mit großer Latenz (> 50 ms; lat. *latere* – verborgen sein, Verzögerungszeit) werden einem Entstehungsort auf einer höheren Verarbeitungsstufe, wie z. B. dem auditorischen Kortex, zugeschrieben und als späte akustisch evozierte Potentiale bezeichnet (SAEP) (vgl. Abb. 2.12). Die SAEP sind mit wachsender Latenz von der Aufmerksamkeit und psychologisch-subjektiven Einflüssen abhängig und werden deshalb als endogene Potentiale bezeichnet.

Die Bezeichnung der Potentiale erfolgt je nach ihrer Polarität (positiv – P und negativ – N) und ihrer Latenz bzw. dem Zeitpunkt des Auftretens (zeitlich: 100 – nach 100 ms oder nach der Reihenfolge: N1 – erster negativer Potentialpeak). In dieser Arbeit werden nur die SAEP untersucht.

Ein bedeutsames Potential stellt der N1-P2-Komplex dar (vgl. Abb. 2.12), wel-

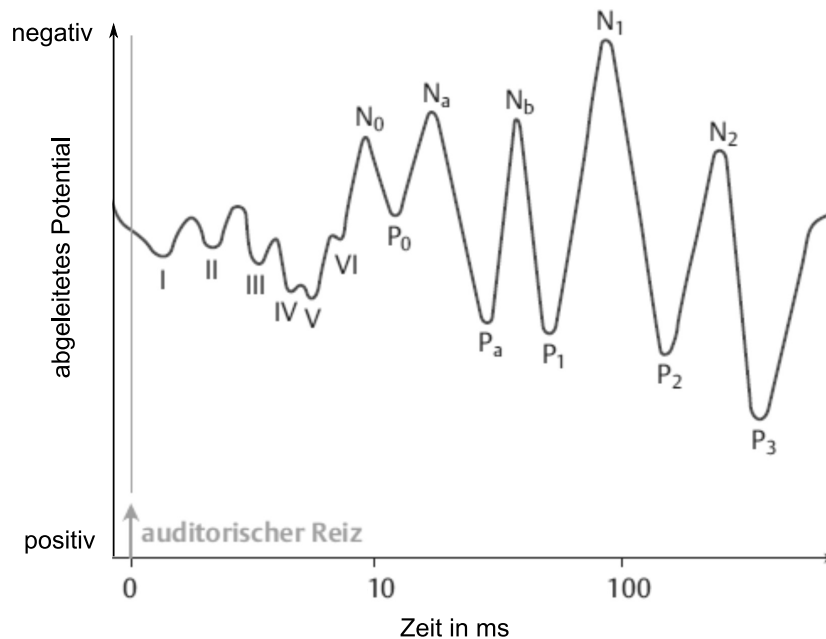


Abbildung 2.12.: Die Evozierten Potentiale sind in frühe (I-V), mittellatente und späte Potentiale eingeteilt. Eine längere Latenzzeit bedeutet eine Verarbeitung in höheren Arealen der Hörbahn (Abbildung basierend auf Gekle 2010, S. 780).

cher 1939 von P. A. Davis entdeckt wurde (vgl. Burkard et al. 2007). Er entsteht zu Tonbeginn und -ende, aber auch bei Änderung der Lautstärke oder der Frequenz des Stimulus (Näätänen et al. 1978). Je höher die Reizpegel bzw. Veränderungen sind, desto größer ist auch die Amplitude. Auch akustische Veränderungen im Reiz, zum Beispiel Änderungen der Formanten in Sprachsignalen, evozieren einen N1-P2-Komplex. Dieser wird auch Acoustic Change Complex (ACC) genannt. Einen Einfluss auf die Amplitude des N1-P2-Komplexes hat unter anderem die Reizrate. Mit kürzer werdender Zeit zwischen Stimulus Ende und Beginn des nächsten Stimulus (Interstimulus Intervall – ISI) nimmt auch die Amplitude ab (Hari et al. 1982).

Mismatch Negativity (MMN)

Näätänen et al. (1978) entdeckten ein akustisch evoziertes Potential, welches die Diskriminierungsfähigkeit von perzeptiven Unterschieden widerspiegelt. Dieses mit der präattentiven Unterschiedsdetektion korrelierte Potential heißt Mismatch Negativity (MMN). Die MMN ist ein Potential, welches durch plötzliche Änderungen der Umwelt, z. B. akustische oder visuelle, erzeugt werden kann. Sie kann durch ein Oddball-Paradigma evoziert werden. Hierbei werden bei einer Abfolge von häufigen Standardreizen selten und zufällig davon abweichende Deviantreize (frz. *dévier* – abweichen) präsentiert. Die durch die Deviantreize hervorgerufenen Potentiale unterscheiden sich von den Potentialen nach Präsen-

tation des Standardstimulus. Die Differenzkurve der beiden Potentiale (Deviant minus Standard) wird ausgewertet und das darin erkennbare Minimum als MMN bezeichnet. Das Maximum dieser Differenz befindet sich ca. 100 bis 250 ms nach Änderungsbeginn mit größter Intensität in temporalen und frontalen Arealen der Topoplots (Sams et al. 1985). Akustische Parameter, die ein solches Potential auslösen können, sind z. B. Lautstärke-, Tondauer-, Frequenz-, Klangfarbenänderungen oder auch die Änderung des zeitlichen Abstandes zwischen den Stimuli.

Nicht nur das Erkennen von Abweichungen fundamentaler Charakteristika wie Lautstärke, Frequenz o. ä. in einfachen Tönen, sondern auch Abweichungen in komplexen Sprachsignalen oder Musik können mit MMN objektiv gemessen werden (Anja Hahne et al. 2015). Tamminen et al. (2015) untersuchten Veränderungen der MMN beim Erlernen phonetischer Besonderheiten. Auch der Einfluss von musikalischem Training konnte mit MMN bei Kindern untersucht werden (Putkinen et al. 2014).

Welche neuronalen Generatoren für die Entstehung der MMN verantwortlich sind, wurde vielfältig untersucht. Es wird angenommen, dass zwei Paare von Generatoren existieren, eins in den temporalen Lappen (Scherg et al. 1989) und eins im rechten frontalen Lappen (Giard et al. 1990). Generatoren im auditorischen Kortex im superior temporal gyrus sind häufig bestätigt worden (Deouell 2007; Giard et al. 1990; Hsu et al. 2014; Rinne et al. 2005).

Die MMN-Komponente ist sehr variabel und erschwert deshalb eine individuelle Interpretation vor allem bei Abwesenheit der Komponente (Burkard et al. 2007, S. 485). Somit ist diese für die klinische Anwendung nur bedingt geeignet. Die Entwicklungen einfacher, robuster Paradigmen und Standardisierung der Aufnahme- und Analysemethoden könnten jedoch intensivere klinische Nutzung in der Zukunft ermöglichen (Duncan et al. 2009).

Pitch-Onset Response (POR)

Potentialkomplexe wie der N1-P2-Komplex sind stabiler als die MMN und somit individuell verlässlicher auszuwerten. Ein spezieller ACC kann bei der Änderung von Pitch beobachtet werden. Eine Veränderung des Pitches innerhalb eines Stimulus führt zu einem evozierten Potential (Chait 2005; Katrin Krumbholz et al. 2003; Ritter et al. 2005). Dieses wird Pitch-Onset Response (POR) genannt, da es zu Beginn eines Pitches auftritt. Nach Beendigung eines tonhaften Klangs ist kein solches Potential zu beobachten. Die POR ist mit dem N1-P2-Komplex vergleichbar.

Für die objektive Messung von Tonhöhenwahrnehmung mit POR stellt die Magnetenzephalographie (MEG) einen vielversprechenden Ansatz dar (Katrin Krumbholz et al. 2003; Ritter et al. 2005). Im MEG zeigte sich nach dem Wechsel einer Stimulation ohne Tonalität (weißes Rauschen) hin zu einer tonalen Stimulation, bzw. einer periodischen Stimulation (IRN – siehe Abschnitt 2.3.1), eine POR. Im MEG nehmen die Amplitude und die Latenz der POR mit sinkender Pitch-Stärke ab (Katrin Krumbholz et al. 2003).

Die neuronalen Generatoren der POR wurden durch Dipol-Quellenlokalisierung

tion aus MEG- und EEG-Daten in der Nähe der Heschlschen Querwindung (in der primären Hörrinde) gefunden (Poepfel 2014). Studien mit Nadelelektrodenableitungen während Operationen zeigten ein Pitch-abhängiges Potential am supratemporalen Lappen nahe dem lateralen Heschlschen Gyrus (Schönwiesner et al. 2008) bzw. am medialen und zentralen Heschlschen Gyrus (Griffiths et al. 2010).

Grundlegende EEG-Studien

Objektive Messungen der kortikalen Verarbeitung komplexer Signale bei CI-Trägern sind durch EEG-Messungen möglich. So konnte die Ableitung der **MMN** zur Untersuchung von Tonhöhenverarbeitung bereits bei CI-Trägern durchgeführt werden (Butler et al. 2012; Nina Kraus et al. 1993; Lonka et al. 2004; Ponton et al. 1995; Rahne et al. 2010b; Torppa et al. 2012; Zhang et al. 2011), obwohl Stimulationsartefakte auftraten (Bakhos et al. 2012; Friesen et al. 2010). Die Verarbeitungszeit im CI schränkt die Messung später und selbst früher evozierter Potentiale nicht ein. Häufig wurden in Studien kurze Reize genutzt (zusammengefasst in Viola 2011, S. 34 f.), was eine Betrachtung der Potentiale nach Beendigung des Stimulus ermöglicht. Das den Stimulus begleitende Artefakt, welches durch die elektromagnetische Signalübertragung durch die Kopfhaut hervorgerufen wird, ist dann bereits abgeklungen. Auch die Verarbeitung komplexerer und längerer Stimuli wie Sprache und Musik konnte im EEG an CI-Trägern betrachtet werden. Die Verarbeitung von Musik wurde mittels **MMN** in CI-Trägern mit Hilfe von komplexen Klängen, die in mehreren Timbre-Dimensionen variierten untersucht (P. Sandmann et al. 2010; Timm 2012; Timm et al. 2012). Die Artefaktreduktion erfordert zum Teil größeren Zeitaufwand als bei kurzen Stimuli, die den zu untersuchenden Zeitpunkt nicht beeinflussen, da komplexere Reduktionsalgorithmen angewendet werden müssen. Der der **POR** ähnliche **ACC** konnte von Martin (2007) bereits erfolgreich an einem Einzelprobanden gemessen werden. In diesem Fall wurden Vokal-Stimuli mit leicht veränderlichen Grundfrequenzen f_0 genutzt. Außerdem konnten auch Friesen et al. (2006) **ACC** bei der Präsentation von Sprachstimuli an acht CI-Trägern bestimmen. Selbst die Wahrnehmung melodischer Verläufe aus vier Tönen (Petersen et al. 2015; Timm et al. 2014) oder das Erkennen fehlerhafter Satzstrukturen (A. Hahne et al. 2012) durch CI-Träger konnte objektiv untersucht werden. Vavatzanidis et al. (2015) untersuchten die Entwicklung der Sprachwahrnehmung von Kleinkindern mit und ohne Cochlea-Implantat mittels **MMN**.

Die Messung der **POR** im EEG würde bei CI-Trägern als alternative Methode zum MEG (Katrin Krumbholz et al. 2003) und auch zum EEG mit **MMN** (Butler et al. 2012) für die Untersuchung von Pitch-Wahrnehmung geeignet sein.

Auch eine Lokalisation von Quellen ist mit den im EEG bei CI-Trägern aufgenommenen Potentialen möglich. Dies berichteten Debener et al. (2008) von Aufnahmen bei Freifeldpräsentation von 1 kHz Sinustönen und weißem Rauschen an einem CI-Träger. Quellenrekonstruktionen erfolgten auch aus Aufnah-

men von zehn CI-Trägern bei der Präsentation von synthetischen Sprachstimuli „/ba/-/pa/“ (Han et al. 2015).

2.4. Artefaktursachen und -reduktion

Aufgrund der geringen Signalstärke der im EEG zu messenden Potentiale ist es notwendig, die Störung bzw. das Rauschen möglichst klein zu halten. Bei EEG-Messungen mit CI-Trägern müssen besondere, z. T. zeitintensive Methoden angewendet werden, um die durch das CI bedingten Artefakte zu minimieren. Es werden biologische und nicht biologische Artefakte unterschieden.

Zu den biologischen Artefakten zählen Augenbewegungen sowie jede andere motorische Aktivität, wie Atembewegungen und Pulswellenartefakte, und elektrokardiologische Einflüsse. Ebenso kann ein verstärktes Schwitzen zu Artefakten und einer Nulllinienverschiebung der aufgenommenen Potentiale führen. Um Augenbewegungen zu minimieren, sollte das Tragen von Kontaktlinsen vermieden werden, da dies zu vermehrtem Blinzeln führen kann.

Nicht biologische, exogene Artefakte können durch Felder elektrischer Geräte, wie von der Beleuchtung oder Mobiltelefonen sowie durch Kabel- bzw. Elektrodenbewegungen entstehen. Außerdem haben schlechter Kontakt der Elektroden sowie metallische Gegenstände in Kopfnähe negativen Einfluss auf die Potentialableitung. Die Präparation der einzelnen Elektroden mit niedrigen und vor allem homogenen Impedanzen kann zu einer deutlich verbesserten Datenqualität führen. Sollen nur einzelne Elektroden ausgewertet werden, können durch gezielte Positionierung der Referenzelektrode auf einer Isopotentiallinie, Artefakte zusätzlich minimiert werden (Gilley et al. 2006).

Um Artefakte im Nachhinein zu reduzieren, können z. B. die Nulllinie korrigiert und die aufgenommenen Daten gefiltert werden. Es können im einfachsten Fall die artefaktbehafteten Daten verworfen werden, was jedoch mit einem Datenverlust einhergeht. Bei bekannter Artefaktform kann diese auch subtrahiert werden (Friesen et al. 2010). Sind nur einzelne Elektroden artefaktbehaftet, kann durch eine Interpolation der Signale benachbarter Elektroden das Potential auf dieser Elektrode abgeschätzt werden.

Bei Aufnahmen mit vielen Elektroden sind Verfahren der multivariaten Statistik zur Artefaktreduktion gut geeignet (Dimitrijevic 2016). Es werden nicht nur die zeitlichen sondern auch die spektralen Informationen des Signals zur Artefaktreduktion genutzt.

Zwei dieser Verfahren sollen kurz grundlegend beschrieben werden: Hauptkomponentenanalyse (PCA) und Unabhängigkeitsanalyse (ICA). Für tiefgehendere Informationen ist weitere Literatur heranzuziehen [PCA: (König et al. 2009), ICA: (Hyvärinen et al. 2000; Onton et al. 2006; Stone 2002) und vergleichende Betrachtung: (Clifford 2008)]. Ziel beider Verfahren ist es, einen Datensatz in einer neuen mathematischen Basis auszudrücken um dadurch das Rauschen des Datensatzes zu verringern und die versteckten, interessierenden Signale heraus-

zuarbeiten. Die Daten werden auf neue Achsen projiziert. Diese Achsen werden aus verschiedenen Zieleigenschaften heraus entwickelt.

2.4.1. Principal Component Analysis

Zur Reduktion von Artefakten, die durch Augenbewegung verursacht wurden, wird häufig eine Hauptkomponentenanalyse (Principal Component Analysis – PCA) verwendet. PCA ist eine Statistik zweiter Ordnung (Clifford 2008), das heißt die Daten werden auf Grundlage der Varianzen dekorreliert. Das Signal wird in Komponenten maximaler Varianz zerlegt.

Eine Hauptachsentransformation wird durchgeführt. Die Transformationsmatrix besteht aus den Eigenvektoren der Kovarianzmatrix und ist somit orthogonal. Sind die Daten normalverteilt, sind die sich aus der PCA ergebenden Komponenten statistisch unabhängig.

Die während der Messung aufgenommenen Daten sind in einer $e \times t$ Matrix X gespeichert, wobei e die Anzahl der Elektroden und t die Zeit ist. Es werden die Eigenwerte von $C = X^T X$ berechnet und deren Wurzeln in abnehmender Größe, d. h. auch abnehmender Varianz, in einer Diagonalmatrix $S_{e \times t}$ angeordnet. Die dazugehörigen Eigenvektoren werden als Spaltenvektoren in der Matrix $V_{t \times t}$ angeordnet. $U_{e \times e}$ ist die Projektion von X auf die Eigenvektoren. Es gilt:

$$X = USV^T. \quad (2.5)$$

Durch Auswahl bzw. Nullsetzen der zu entfernenden Komponenten können unerwünschte Signalanteile entfernt werden.

2.4.2. Independent Component Analysis

Eine effizientere Methode zur Signaltrennung ist die Unabhängigkeitsanalyse (Independent Component Analysis – ICA) (Bugli et al. 2007; Jung et al. 2000). Sie ist eine Verallgemeinerung der PCA. Die ICA dient zur Berechnung statistisch unabhängiger linear kombinierter Komponenten. Es wird angenommen, dass die Daten maximal statistisch unabhängig sind, wenn die Daten maximal nicht-gaußverteilt sind. Diese Maximierung geschieht mit Hilfe des Parameters Kurtosis (Schiefe). Es handelt sich um eine Statistik vierter Ordnung.

Die Matrix X entspricht auch hier den beobachteten Daten. Durch Multiplikation mit einer Entmischungsmatrix W gelangt man zu einer Matrix aus unabhängigen Komponenten (U):

$$U = WX. \quad (2.6)$$

U beinhaltet in den Spalten die Aktivitätsprofile, welche maximal unabhängig voneinander sind. In

$$X = W^{-1}U \quad (2.7)$$

beinhaltet W^{-1} in den Zeilen die Wichtung der einzelnen Kanäle und kann als Filter betrachtet werden (Jung et al. 2000). Der linke Teil der Gleichung 2.7 wird

als Signal- oder Kanalraum bezeichnet und besitzt die Einheit μV . Die rechte Seite wird als Quellenraum bezeichnet und ist willkürlich skaliert. Informationen über Vorzeichen und Amplituden sind jedoch enthalten, allerdings auf U und W^{-1} verteilt (Pascale Sandmann 2014). Wie bei der PCA werden nach der Identifikation einer der unabhängigen Komponenten als Artefakt die dazugehörigen Zeilen und Spalten der Matrizen auf null gesetzt. Bei der Rückprojektion in den Signalraum ist diese Komponente, z. B. das EKG-Artefakt, dann entfernt.

Die ICA wird immer häufiger als geeignete Methode zur Artefaktreduktion im EEG beschrieben und genutzt (Jung et al. 2000, 2001; Pascale Sandmann et al. 2009). So entwickelten Viola et al. mit CORRMAP (Viola et al. 2009) und CIAC (Viola et al. 2012) Plugins für die MATLAB-basierte Software EEGLAB zur Erleichterung der Auswertung von EEG-Daten mit ICA.

2.5. Problemstellung

Die Wahrnehmung von Musik und das Hören der Sprachmelodie stellt für Cochlea-Implantat-Träger oft eine Schwierigkeit dar, obwohl das Verstehen von Sprache in Ruhe für sie oft gut möglich ist. In der vergangenen Zeit lag der Fokus der technischen Entwicklung der Implantatsysteme auf der Sprachwahrnehmung wohingegen inzwischen das Musikhören und die Wahrnehmung komplexer Signale immer mehr Beachtung findet. Es ist notwendig das Verständnis der zu Grunde liegenden neuronalen Prozesse zu verbessern, um neue Implantate oder Signalverarbeitungsstrategien entwickeln zu können. Bei der Pitch-Wahrnehmung handelt es sich um einen nur teilweise verstandenen Prozess. Auch die Wahrnehmung komplexer Signale im Allgemeinen ist noch nicht hinreichend verstanden. Dies ist der Ansatzpunkt der Arbeit. Die Prozesse, die die Wahrnehmung komplexer Signale ermöglichen und dominieren, sollen in prospektiven psychoakustischen und elektrophysiologischen Experimenten untersucht werden. Hierzu werden synthetische Stimuli, die in zwei Wahrnehmungsparametern der Musik, Pitch und Timbre – der wahrgenommenen Tonhöhe und der Klangfarbe –, variieren, genutzt.

In Anlehnung an die untersuchten Charakteristika lässt sich die Arbeit in zwei Teilstudien untergliedern. Die erste (vgl. Abschnitt 3.4) befasst sich mit der Wahrnehmung von Timbre, die zweite (vgl. Abschnitt 3.5) mit der Wahrnehmung von Pitch.

Die *Wahrnehmung von Timbre* wird in zwei aufeinander aufbauenden Telexperimenten betrachtet. Zuerst werden psychoakustisch individuelle Diskriminationsschwellen für Stimuli, die in einer Klangfarbendimension variieren, bestimmt. Auf Grundlage dieser Diskriminationsschwelle werden Stimuluspaare erzeugt, deren Differenz oberhalb und unterhalb der individuellen Unterscheidungsschwelle des Probanden liegt. Diese Paare werden während einer objektiven EEG-Messung präsentiert.

Es soll gezeigt werden, dass sowohl Normalhörende als auch CI-Träger einen Unterschied in den Timbre-Dimensionen Rauigkeit und spektraler Gehalt subjektiv wahrnehmen können, wenn lediglich eine dieser Dimensionen in synthetisch erzeugten Stimuli variiert wird. Es wird postuliert, dass die Unterscheidungsschwelle sich in der objektiv messbaren MMN-Amplitude widerspiegelt. Weiterhin wird erwartet, dass aufgrund der hauptsächlich auf der Einhüllendenextraktion basierenden Kodierungsalgorithmen den CI-Trägern das Erkennen der Variation in der Einhüllenden leichter fällt als die Detektion eines spektralen Unterschiedes. Dies wird durch einen Vergleich der JND bzw. MMN der jeweiligen Timbre-Parameter verifiziert.

Die *Wahrnehmung von Pitch* steht im zweite Experiment dieser Arbeit im Fokus. Die Untersuchung erfolgt in drei Telexperimenten. Zunächst werden zwei kontrollierte psychoakustische Experimente zur Bestimmung der Diskriminationsleistung und zum Tonhöhenabgleich durchgeführt. Hierbei werden für CI-Träger Stimulationen mit unterschiedlicher Anzahl aktivierter cochleärer Elektroden getestet und simuliert. Durch ein anschließend durchgeführtes EEG-Experiment sollen genauere Erkenntnisse über kortikale Aktivität während der Tonhöhenverarbeitung und im Vergleich zwischen Normalhörenden und CI-Trägern gewonnen werden.

Die von Penninger et al. (2013) gezeigte Beobachtung, dass CI-Träger keine Pitch-Sortierung (Ranking) mit IRN durchführen können, soll geprüft werden. Es werden verschiedene Ausprägungen der Tonhaftigkeit betrachtet. Es soll gezeigt werden, dass für CI-Träger eine Pitch-Perzeption im IRN zwar schwerer als für Normalhörende, jedoch möglich ist. Zudem wird innerhalb der CI-Träger ein Unterschied in der Detektion von IRN im Vergleich mit weißem Rauschen zwischen den Kodierungsstrategien vermutet. Dieser soll durch die Bestimmung der Diskriminationsschwellen gezeigt werden.

Es soll zudem bestimmt werden, ob für CI-Träger eine Tonhöhenzuordnung zwischen IRN und einem definierten tonalen Klang möglich ist. Dabei wird vermutet, dass eine Abhängigkeit zwischen der Insertionstiefe der Elektrode und dem zugeordneten Pitch besteht. Es wird postuliert, dass aufgrund der Tonotopie von CI-Trägern, deren Elektroden in den basalen Bereich der Cochlea inseriert sind höhere Frequenzen zugeordnet werden als von normalhörenden Probanden.

Die Wichtung der Tonotopie für die Pitch-Wahrnehmung soll genauer untersucht werden, indem gemessen wird, ob bei der Präsentation eines komplexen Signals auf nur einer einzelnen cochleären Elektrode eine Unterscheidung zwischen IRN und weißem Rauschen möglich ist und ob IRN verschiedener Pitch-Höhen unterschiedliche Perzepte hervorruft.

Generell wird angenommen, dass die Pitch-Wahrnehmung objektiv nachgewiesen werden kann. Es soll verifiziert werden, ob sich die aus MEG-Messungen stammenden Ergebnisse von Krumbholz et al. (2003) im EEG für Normalhörende replizieren lassen. Außerdem wird postuliert, dass trotz starker Artefakte im EEG auch für CI-Träger nach geeigneten Artefaktreduktionen Pitch-Onset Response

gemessen werden kann. Anschließend soll die Eignung der POR als objektives Maß der Pitch-Wahrnehmung geprüft werden. Es soll bestätigt werden, dass die Amplitude der POR mit zunehmender Ausprägtheit der Tonhaftigkeit, d. h. mit zunehmender Pitch-Stärke, wächst (Katrin Krumbholz et al. 2003), was eine objektive Beurteilung der Pitch-Wahrnehmung ermöglichen würde.

3. Versuchsdurchführung

3.1. Probanden

An den Studien nahmen CI-Träger und normalhörende Probanden teil. Ausschlusskriterien für die Teilnahme waren in beiden Gruppen die Nutzung von Herzschrittmachern, Demenz, Schwangerschaft und Alkoholismus.

Die CI-Träger wurden während der Routinekontrollen am Universitätsklinikum Halle (Saale) zur Teilnahme an den Studien gewonnen. Einschlusskriterien waren die kontinuierliche Nutzung des Audioprozessors seit mindestens vier Monaten in einer stabilen Einstellung und ein Sprachverstehen von mindestens 30 % im Freiburger Zahlentest im Freifeld bei frontaler Präsentation aus einer Entfernung von 1 m mit 65 dB SPL. Die CI-Träger nutzen Implantate vom Hersteller COCHLEAR¹ – folgend Modell A – oder von MEDEL² – folgend Modell B.

Als Kontrollgruppe wurden freiwillige Normalhörende rekrutiert. Vor Studienbeginn wurde für diese Probanden ein Reintonaudiogramm mit einem klinischen AT900-Audiometer³ und HDA200-Kopfhörern⁴ in einer schalldichten Kabine erstellt. Einschlusskriterium war, dass die Luftleitungsschwelle altersentsprechend keine Auffälligkeiten aufwies (DIN EN ISO 7029:1984).

Die Protokolle und die Einverständniserklärung wurden von der Ethikkommission der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg nach der Deklaration von Helsinki geprüft (Genehmigungsnummer 2013-104). Das schriftliche Einverständnis aller Probanden liegt vor.

3.2. Messplätze

3.2.1. Psychoakustikmessplatz

Die psychoakustischen Messungen erfolgten in einem schallgedämmten Raum. Sowohl zur Stimuluspräsentation als auch zur Aufzeichnung der Probandenantwort wurde eine Anwendung auf Basis von MATLAB 2014⁵ entwickelt. Die Tonerzeugung erfolgte rechnergestützt über eine externe Soundkarte (DMX 6

¹Cochlear Ltd., Sydney, Australien

²MedEl GmbH, Innsbruck, Österreich

³Auritec, Hamburg, Deutschland

⁴Sennheiser electronic GmbH & Co. KG, Wedemark Wenneborstel, Deutschland

⁵MathWorks Inc., Natick, MN, USA

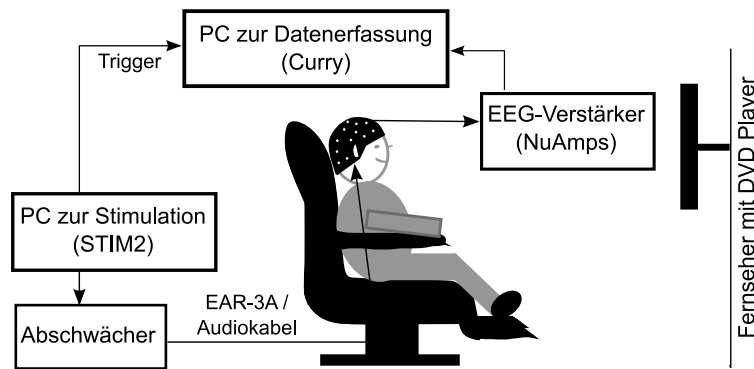


Abbildung 3.1.: Schematische Darstellung der Versuchsanordnung zur Registrierung auditorisch evozierter Potentiale.

FIRE⁶) mit einer Auflösung von 24 Bit und einem Abschwächer (G.PAH⁷). Die Stimuli wurden über die MATLAB audioplayer-Funktion ausgegeben. Normalhörenden Probanden wurden die Stimuli monaural auf dem besser hörenden Ohr über E-A-R TONE 3A-Einsteckkopfhörer⁸ mit einem Schallpegel von 70 dB SPL präsentiert. CI-Trägern wurde der Stimulus direkt über den Audioeingang des Audioprozessors bei deaktiviertem Mikrophon dargeboten. Um eine monaurale Stimulation sicher zu stellen und die Konzentration auf die Stimuli zu erleichtern, wurde das kontralaterale Ohr mit Ohropax Spark Plugs⁹ geblockt. Um ein möglichst einheitliches Lautstärkeempfinden bei der Stimuluspräsentation bei allen Probanden zu erhalten, wurde für die CI-Träger vor jeder Messung eine Lautheitsskalierung durchgeführt. Wie bei der klinischen CI-Anpassung wurde die Lautstärke der Stimuli an eine mittlere bzw. normallaute Empfindung angeglichen (Allen et al. 1990).

Für die Experimente wurden AFC-Verfahren zur Bestimmung der Diskriminationsschwelle angewendet und in MATLAB implementiert. Synchron zur Präsentation eines akustischen Reizes zeigte ein Display ein visuelles Signal. Das Antwortintervall, das den abweichenden Klang enthielt, sollte von den Probanden über Tastendruck angegeben werden. Der genaue Messablauf wird im Absatz zum jeweiligen Experiment beschrieben.

3.2.2. EEG-Messplatz

Die objektiven Messungen erfolgten an einem EEG-Messplatz. Das EEG wurde kontinuierlich unter Verwendung eines 40-kanaligen NUAMPS-Verstärkers¹⁰

⁶Terratec, Nettetel, Deutschland

⁷g.tec, Schiedlberg, Österreich

⁸Etymotic Research, Elk Grove Village, IL, USA

⁹MOLDEX-METRIC AG & Co., Walddorfhäslach, Deutschland

¹⁰Compumedics Neuroscan, El Paso, TX, USA

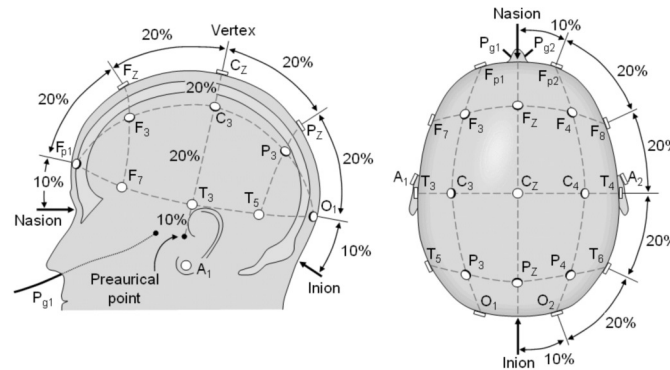


Abbildung 3.2.: Internationales 10-20-System zur Elektrodenanordnung auf der Schädeloberfläche nach Jaspers. Nasion, Inion und präaurikulär gelegene Punkte dienen als Referenzpunkte für dieses relativ zu den Knochenstrukturen liegende System (Malmivuo et al. 1995, Kapitel 13).

aufgezeichnet und mit der Software CURRY-7¹⁰ registriert (vgl. Abbildung 3.1). Weiterhin wurden auch die Trigger-Signale der akustischen Stimulationen aufgezeichnet. Über einen separaten Computer wurde mit der STIM2-Software¹⁰ stimuliert. Während der Messung wurde ein analoger Bandpassfilter von 0,05 Hz bis 200 Hz (12 dB/Oktave), ein Notchfilter (50 Hz und alle Harmonischen) und eine A/D-Aufzeichnungs-Rate von 1 kHz verwendet.

In Form einer Quik-Cap¹⁰ wurden die gesinterten Silber-Silberchlorid-Elektroden nach dem internationalen 10-20-System nach Jasper (1958) angelegt (vgl. Abb. 3.2). Für die normalhörenden Probanden wurden 30 Elektrodenpositionen (Fp1, Fp2, F7, F3, Fz, F4, F8, FT7, FC3, FCz, FC4, FT8, T7, C3, Cz, C4, T8, TP7, CP3, CPz, CP4, TP8, P7, P3, Pz, P4, P8, O1, Oz, O2) verwendet. Am linken und rechten Mastoid wurden weitere Elektroden befestigt. Die Referenzelektrode befand sich auf der Nasenspitze. Bei CI-Trägern konnten nicht alle Elektroden genutzt werden, da im Bereich der Sendespule (um P7 bzw. P8) häufig ein oder zwei Elektroden ausgelassen werden mussten. Zusätzlich wurde durch eine bipolare Elektrodenanordnung über und unter dem bei CI-Trägern kontralateral zur Stimuluspräsentation befindlichen Auge ein vertikales Elektrookulogramms (EOG) aufgezeichnet. Bei Normalhörenden geschah das immer am linken Auge.

Zuerst wurden die Nase, die Mastoide und die Stirn sowie die Wange desjenigen Auges, welches für das EOG genutzt wurde, mit einem abrasiven Hautvorbereitungsgel NUPREP¹¹ präpariert, um lose Hautpartikel und den Fettfilm zu entfernen und damit einen besseren Kontakt der Elektroden zu ermöglichen. Anschließend wurden die Quik-Cap-Elektroden mit Elektrodengel mit einer stumpfen Nadel¹² befüllt. Die Impedanzen der Elektroden wurden vor und nach der Aufzeichnung mit Hilfe von CURRY-7 kontrolliert. Sie sollten homogen sein und weniger als 20 k Ω betragen.

¹¹Weaver and Coompany, Aurora, USA

¹²BD PrecisionGlideTM, Becton Dickinson & Company, Franklin Lakes, NJ, USA

Die Stimuluspräsentation erfolgte über E-A-R TONE 3A-Einsteckkopfhörer für die Normalhörenden mit 70 dB SPL und lautheitsskaliert über den Audioeingang des Audioprozessors für die CI-Träger. Um eine einheitlich monaurale Stimulation zu gewährleisten wurde bei Restgehör auch hier die Gegenseite des CIs mit Ohropax Spark Plugs geblockt.

Während der Messung saßen die Probanden bequem in einem Sessel und sahen, ohne auf die akustischen Stimuli zu achten und über deren Struktur Bescheid zu wissen, einen stummen Film mit Untertiteln. Zuvor wurden die Probanden angewiesen, sich währenddessen möglichst wenig zu bewegen.

3.2.3. Kalibrierung

Die Kopfhörer wurden mit Geräten der Firma Brüel& Kjær¹³ kalibriert. Ein Schallpegelmessgerät (Typ 2250) und ein Sound Calibrator (Typ 4231), welcher 1000 Hz Sinustöne von 94 und 114 dB SPL erzeugt, wurden zur Kalibrierung genutzt. Mithilfe eines Ohrphantom Artificial Ear (Typ 4152) mit 2 cm³ Kuppler und 1-Zoll-Mikrofon (Sensor Typ 4144) erfolgte die Bestimmung des Schallpegels der durch MATLAB generierten Töne.

Die Aufzeichnung der Stimuli erfolgte mithilfe des Schallpegelmessers und eine Audiodatei wurde gespeichert. Eine anschließende Spektralanalyse mittels FFT wurde mit MATLAB zur Überprüfung der Frequenzzusammensetzung durchgeführt.

3.3. Stimulationsreize

Alle genutzten Stimuli wurden mit der Software MATLAB¹⁴ erzeugt. Es handelt sich bei den Stimuli um komplexe Signale, welche im Folgenden genauer vorgestellt werden.

3.3.1. Timbre-Stimuli

Die für die Timbre-Experimente genutzten Stimuli waren Überlagerungen von Sinustönen mit 300 Hz als Grundfrequenz (f_0) und zehn Harmonischen mit randomisierter Phase. Die Samplingrate der Stimuli betrug 44,1 kHz. Für das Experiment (vgl. 3.4) wurde die Klangfarbe dieser Töne durch Variation der Parameter in den zwei folgenden Dimensionen modifiziert.

Zum einen wurde die Timbre-Dimension „Einhüllende“, die die Rauigkeit des Klangs beschreibt, geändert. Die hierfür genutzten Klänge werden im Folgenden als E-Stimuli (E – „Einhüllende“) bezeichnet. Das Spektrum war hier konstant in Form eines „flachen“ Spektrums mit 25 % der Amplitude für alle Harmonischen

¹³Brüel& Kjær, Naerum, Niederlande

¹⁴MathWorks Inc., Natick, MN, USA

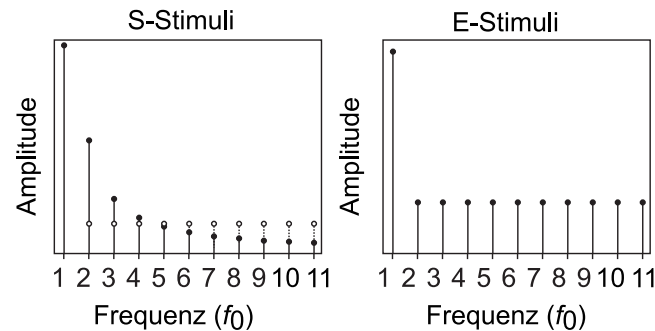


Abbildung 3.3.: Schematische Darstellung der Spektren der S- und E-Stimuli für das Timbre-Experiment. Während der Messung ändert sich die spektrale Zusammensetzung der S-Stimuli zwischen einer $1/f$ Verteilung (geschlossene Kreise) und einer „flachen“ Verteilung (offene Kreise; links). Für die E-Stimuli bleibt das Spektrum konstant (geschlossene Kreise; rechts) und nur die Tiefe der Amplitudenmodulation verändert sich.

im Vergleich zu f_0 (vgl. Abb. 3.3b). Die Amplituden der Einhüllenden waren mit einer Frequenz von 70 Hz moduliert. Die Modulationstiefe wird durch den Faktor α_E beschrieben ($\alpha_E = 0$ für keine Modulation und $\alpha_E = 1$ für eine Modulation -60 dB relativ zur maximalen Amplitude).

Als weitere Dimension der Klangfarbe sollte der „spektrale Gehalt“ betrachtet werden. Die Klänge werden im Folgenden als *S-Stimuli* (S – „spektral“) bezeichnet. Die Verteilung der Amplituden der Harmonischen wird mit dem Faktor α_S beschrieben. Die Veränderung dieses Faktors führt zu einer Veränderung der Amplitudenverteilung zwischen einer „flachen“ Verteilung ($\alpha_S = 0$) (vgl. Abb. 3.3a) und einer $1/f$ Verteilung ($\alpha_S = 1$), mit f als Frequenz der betreffenden Harmonischen. Die Amplituden wurden global angepasst um eine konstante Lautstärke der komplexen Töne sicherzustellen.

3.3.2. Pitch-Stimuli

Iterated Rippled Noise

Für die Erzeugung des Pitch-evozierenden IRN wurde ein weißes Rauschen um Δt verzögert auf sein Original addiert (vgl. Abb. 3.4). Die Überlagerung führte neben dem Rauschen zur zusätzlichen Ausprägung einer Tonhaftigkeit, deren Frequenz $1/\Delta t$ beträgt (vgl. Abschnitt 2.3.1). Der Ursprung der Bezeichnung rippled (deutsch: wellig) ist im Spektrum erkennbar (vgl. Abb. 3.5). Die Peaks (mit Frequenzen von $1/\Delta t$) werden mit zunehmender Iterationsanzahl schmaler.

Es wurden Stimuli mit Verzögerungszeiten und daraus resultierenden Pitch-Höhen von 0,25 ms ($\text{IRN}_{4000\text{ Hz}}$), 0,5 ms ($\text{IRN}_{2000\text{ Hz}}$), 1 ms ($\text{IRN}_{1000\text{ Hz}}$) sowie 2 ms ($\text{IRN}_{500\text{ Hz}}$) und 8 ms ($\text{IRN}_{125\text{ Hz}}$) erzeugt. Die Anzahl der Iterationen und somit die Pitch-Stärke variierte zwischen den verschiedenen Teilerperimenten. Nach

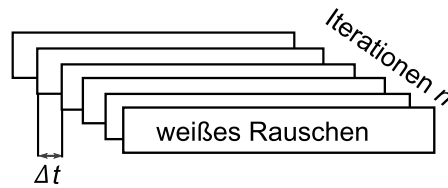


Abbildung 3.4.: Schema für die Generierung von Iterated Rippled Noise. Eine zeitversetzte Überlagerung von weißem Rauschen führt zur Ausprägung einer Tonhaftigkeit. Kennzeichnende Größen sind die Iterationsanzahl, welche die Pitch-Stärke beeinflusst und die Verzögerungszeit, welche die wahrgenommene Tonhöhe bestimmt.

dem durchgeführten Diskriminationsexperiment wurden für Normalhörende und CI-Träger unterschiedliche Pitch-Stärke-Kategorien festgelegt. Von einer geringen Pitch-Stärke wurde bei NH bei $n = 2$, einer mittleren Pitch-Stärke bei $n = 4$ und einer großen Pitch-Stärke bei $n = 8$ gesprochen. Für CI-Träger sind Stimuli mit Iterationsanzahlen $n = 2$ und $n = 4$ geringer, mit $n = 8$ mittlerer und $n = 16$, $n = 32$ und $n = 64$ großer Pitch-Stärke zugeordnet worden.

Die Samplingrate, mit der die Cochlea-Implantat-Systeme eintreffende Schallsignale abtasten, ist für Modell A auf 16 kHz festgelegt (Arora 2012) und variiert für Modell B im MHz-Bereich (Brill 2016). Um eine Vergleichbarkeit zu ermöglichen, wurde die Samplingrate der Stimuli auf 16 kHz festgelegt. Außerdem wurde mit einem Bandpassfilter von 250 Hz bis 7900 Hz die Übertragung an die spektrale Verarbeitung im CI angepasst. Als Filter ist ein Butterworthfilter genutzt worden, da der Frequenzgang hier oberhalb und unterhalb der Grenzfrequenzen möglichst lange horizontal verläuft.

Komplexer Sinus

Für die psychoakustische Bestimmung der Pitch-Höhe von IRN im zweiten Telexperiment der Betrachtung der Pitch-Wahrnehmung wurde eine Superposition $k(t)$ von einem Sinuston, seinen ersten vier Harmonischen und weißem Rauschen (`rand`) in MATLAB erstellt.

$$k(t) = \sum_{i=1}^5 a_i \sin(2\pi i \cdot f_0 \cdot t) + \text{rand} \quad (3.1)$$

Hierbei ist die Amplitude a_i des Rauschens und von f_0 doppelt so groß, wie die der vier Harmonischen. Dieses komplexe Signal hatte eine definierte Frequenz und ermöglichte somit eine Einordnung des durch das IRN erzeugten Perzeptes. Außerdem wurde durch den Rauschanteil der perzeptive Vergleich mit dem IRN erleichtert. In Abbildung 3.5 ist das Spektrum des Stimulus dargestellt. Der Stimulus wurde mit 70 dB SPL präsentiert. Im Folgenden wird dieser Klang zur Vereinfachung als Komplexton bezeichnet.

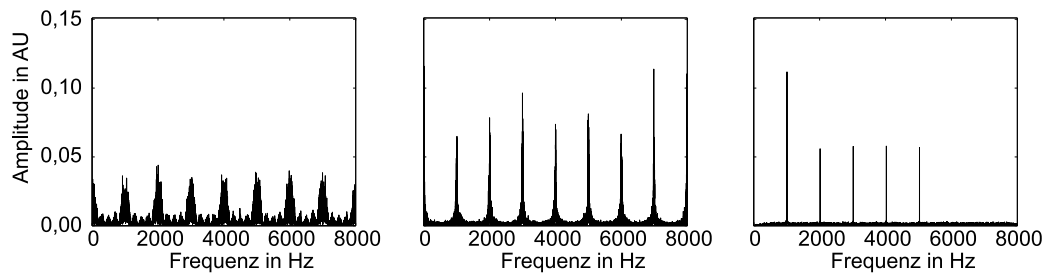


Abbildung 3.5.: Spektren des Iterated Rippled Noise für verschiedene Iterationen (links $n = 4$ und Mitte $n = 32$ Iterationen), sowie vom Komplexton, der als Vergleichsstimulus für das Zuordnungsexperiment genutzt wird.

3.4. Experiment 1 – Timbre-Wahrnehmung

3.4.1. Psychoakustische Bestimmung der Timbre-Diskrimination

Stimuli und Messablauf

Zur psychoakustischen Bestimmung der Diskriminationsschwelle von Timbre in verschiedenen Dimensionen wurden die in Abschnitt 3.3.1 beschriebenen komplexen Stimuli mit einer Dauer von 700 ms genutzt. Sie wurden mit einer Onset- und Offset-Rampe (je 50 ms) in Form eines Hanning-Fensters präsentiert. Zwischen den aufeinanderfolgenden Stimuli war jeweils eine Pause von 500 ms. Die Stimuli wurden den Normalhörenden binaural präsentiert.

Am Psychoakustikmessplatz (vgl. Abschnitt 3.2.1) wurde ein adaptives 3-AFC-Verfahren genutzt, um die Unterscheidungsschwelle für Stimuli mit verschiedenen Einhüllenden (E-Stimuli) und im zweiten Teil mit unterschiedlichem spektralen Gehalt (S-Stimuli) zu ermitteln. Die Startdifferenz wurde für beide Stimulus Typen möglichst groß gewählt (α_E und α_S jeweils 1 und 0). Die 1-up-2-down Methode endete nach sechs Minima.

Es wurden zwei Referenzklänge und ein Testklang präsentiert und die Aufgabe der Probanden war es, den Testklang zu identifizieren. Nach der Antwort änderte sich der Timbre-Abstand, indem sowohl Testklang als auch Referenzklänge sich veränderten. Die Differenz wurde nach einer falschen Antwort größer und nach zwei korrekten kleiner. Dieses Messverfahren (Emiroğlu 2007) wurde für E- und S-Stimuli angewendet.

Die Änderung der E-Stimuli erfolgte durch Zunahme bzw. Abnahme beider Modulationen um jeweils 10 dB. Nach einer falschen Antwort wurde die Schrittweite halbiert. Der Modulationsindex α_E beschrieb die Anpassung.

Für S-Stimuli wurde die Anpassung über den Faktor α_S beschrieben, welcher das Verhältnis zur Ausgangsamplitudendifferenz der Harmonischen darstellt. Für jede Harmonische wurde die Differenz zwischen Referenz- und Teststimulus

bei einer korrekten Antwort auf 50 % reduziert (-3 dB) oder auf 200 % ($+3$ dB) erhöht, solange die Ursprungsdifferenz nicht übertroffen wurde.

Datenanalyse

Die statistische Datenanalyse wurde, wie auch in allen weiteren Experimenten, mit der Software SPSS 20¹⁵ durchgeführt.

Die Mittelwerte und Standardabweichungen der Modulations- bzw. spektralen Indizes an der Diskriminationsschwelle (JND) wurden berechnet. Der Kolmogorov-Smirnov-Test überprüfte die JND-Verteilungen auf Normalverteilung. Die mittleren JND für Normalhörende und CI-Träger wurden mit unabhängigen t -Tests verglichen.

3.4.2. Objektive Bestimmung der Timbre-Diskrimination

Stimuli und Messablauf

Die Datenaufnahme erfolgte mit den in der psychoakustischen Testung zur Diskriminationsschwellenfindung erfolgreichen Probanden am EEG-Messplatz (vgl. Abschnitt 3.2.2).

Auf Grundlage der Diskriminationsschwellen aus dem Psychoakustikexperiment wurden die Stimuli für die EEG-Messung individuell erzeugt. Es wurden Standard-Deviant-Paare für beide Stimulationstypen mit unter- und überschwelligem Unterschied erstellt. Für die E-Stimuli wurde der individuell gefundene Modulationsindex um 6 dB erhöht oder erniedrigt. Die S-Stimuli-Anpassung geschah über eine Erhöhung der Differenz auf 400 % ($+6$ dB) bzw. eine Verringerung auf 25 % (-6 dB). Die Länge der Stimuli betrug in der EEG-Messung 100 ms.

Während der Messung wurden in einem klassischen Oddball-Paradigma mehrere Blöcke von S-Stimuli und E-Stimuli mit jeweils einer Länge von 100 ms und einem Interstimulus Intervall (ISI) von 400 ms präsentiert. Einem Deviant folgten mindestens drei Standardstimuli. Die Auftrittswahrscheinlichkeit der Deviantstimuli betrug 12,5 %. Die 240 Deviantstimuli waren auf vier Blöcke verteilt, welche jeweils eine Dauer von ca. vier Minuten hatten. Alle sechzehn Blöcke der Bedingungen über- und unterschwellig, sowie E und S wurden in einer zufälligen Reihenfolge präsentiert.

Datenanalyse

Die off-line-Prozessierung der Daten erfolgte mit CURRY-7. Es wurde eine Nulllinienkorrektur, eine Notch-Filterung mit 50 Hz und eine Bandpassfilterung (1 bis 30 Hz) durchgeführt. Um das durch Blinzeln verursachte Artefakt zu reduzieren, wurde anschließend der EOG-Kanal automatisch nach Amplituden größer als 150 μ V bzw. kleiner als -150 μ V durchsucht. Bei Überschreiten der Schwelle

¹⁵IBM, Ehningen, Deutschland

wurden mit einer Hauptkomponentenanalyse (PCA) alle Kanäle in einem Intervall 75 ms vor und 400 ms nach Auftreten des Artefaktes korrigiert. Die erste Komponente wurde als Blinzelartefakt identifiziert und entfernt.

Für beide Timbre-Dimensionen (S- und E-Stimuli) erfolgte eine Segmentierung in Epochen von 500 ms. Diese beginnen 100 ms vor dem Stimulus. Das EEG-Signal dieser Epochen wurde für beide Bedingungen jeweils über Standard und Deviant gemittelt. Hierbei wurden der Standard direkt vor dem Deviant und die zwei darauf folgenden Standards nicht in die Mittelung einbezogen. Die gemittelten Epochen wurden anschließend exportiert und mit MATLAB weiter ausgewertet. Zur Darstellung wurden die epochierten Daten erneut mit einem Bandpass-Filter gefiltert (1 bis 15 Hz, Flanke: -12 dB/Oktave). Für Standard, Deviant und die Differenz (Deviant minus Standard) wurden für beide Bedingungen Gruppenmittelwerte über alle Probanden erstellt.

Um die MMN zu bestimmen, wurde das Gruppenmittel der Fz-Elektrode betrachtet. Die Latenz wurde durch die Ermittlung des Minimums im Intervall 100 bis 200 ms nach Stimulusbeginn bestimmt. Zur Bestimmung der mittleren MMN-Amplitude wurde die Spannung in einem Zeitfenster von 40 ms um das Minimum gemittelt. Für die unterschwellige Messung wurde keine MMN erwartet. Hierfür wurde zur Analyse als Latenz die ermittelte Latenz der zugehörigen überschweligen Messbedingung genutzt und im selben Zeitfenster die mittlere Amplitude bestimmt.

Auf die Datenprozessierung folgte die statistische Analyse. Mit Kolmogorov-Smirnov-Tests wurde die Annahme der Normalverteilung der MMN-Amplituden überprüft. Abhängige *t*-Tests wurden für die MMN-Amplituden an der Elektrode Fz separat für CI-Träger und Normalhörende für jede Bedingung berechnet. Die individuellen MMN-Amplituden wurden mit einer zwei Wege Varianzanalyse (Analysis of Variance, ANOVA) mit dem intraindividuellen Faktor „Standard-Deviant-Differenz“ (zwei Stufen: überschwellig und unterschwellig) sowie dem interindividuellen Faktor „Hören“ (zwei Stufen: NH und CI) verglichen. Post-hoc *t*-Tests wurden für den Vergleich der Differenzamplitude berechnet. Hierbei wurde zur Betrachtung das Signifikanzniveau nach Bonferroni-Korrektur verwendet.

3.5. Experiment 2 – Pitch-Wahrnehmung

3.5.1. Psychoakustische Bestimmung der Pitch-Diskrimination

CI-Elektrodenkonfiguration

Für die CI-Träger wurde die Einstellung des Cochlea-Implantates vor Studienbeginn mit der adäquaten Software überprüft. Neben der individuellen Alltags-einstellung des CI-Trägers mit einer maximalen Anzahl aktivierter Elektroden, wurden weitere Elektrodenkonfigurationen erstellt. Diese wurden in der Studie

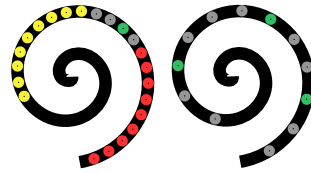


Abbildung 3.6.: Schematische Darstellung der getesteten Elektrodenkonfigurationen. Für Modell-A-Elektroden wurden entweder basal oder apikal Elektrodencluster aus neun Elektroden aktiviert oder eine mediale Einzelelektrode (links), im Modell-B jeweils nur eine einzelne Elektrode (rechts).

Tabelle 3.1.: Abgedeckte Frequenzbereiche bei kompletter Insertion der Elektrode und Lage der aktiven Elektroden der einzelnen Elektrodenkonfigurationen (EE: Einzelelektrode) sowie zugeordnete Frequenzen (nach Greenwood und in der Alltagseinstellung). Exemplarisch für den CI24(RE)CA Elektrodenträger vom Hersteller A und Elektrode Flex28 vom Hersteller B.

Modell	Insertionsposition Elektrode in mm	Frequenz nach Greenwood in Hz	Frequenzbereich (Alltagseinstellung) in Hz
A	<15,00	>1586	188 – 7938
B	<23,10	>184	100 – 8500
A (EE _{medial})	4,50	4736	1833 – 2063
B (EE _{basal})	19,25	5269	3488 – 4698
B (EE _{medial})	11,55	1985	995 – 1383

getestet, um die Bedeutung der örtlichen Kodierung für Schall in der Cochlea genauer zu untersuchen. Es wurden Konfigurationen erstellt, in denen nur eine Elektrode im basalen, medialen oder apikalen Teil der Cochlea aktiviert war (Elektrode 11 für Modell A und Elektrode 3, 6 oder 10 für Modell B). Des Weiteren wurden Einstellungen mit neun aktiven Elektroden im basalen (Elektroden 9 bis 1 aktiviert) oder apikalen Bereich (Elektroden 22 bis 14 aktiviert) für Nutzer des Modells A erstellt. Die Einstellungen wurden während der Programmierung aktiviert und im Live-Modus mit Hilfe einer Lautheitsskalierung (Allen et al. 1990) angenehm und normallaut eingestellt.

In den Einstellungen wurde der Frequenzbereich nicht verringert, sondern lediglich komprimiert auf den jeweils aktivierten Elektroden abgebildet. In Tabelle 3.1 ist die theoretische Lage der aktiven Elektroden der einzelnen Konfigurationen in der Cochlea mit einer Standardlänge von 32 mm bei kompletter Insertion zusammengefasst. Zugeordnet sind die Frequenzen, für die die Haarzellen in dieser Position nach Greenwood kodieren, sowie die Frequenzen, für die die jeweiligen Elektroden in der Alltagseinstellung kodieren.

Die cochleäre Stimulation mit diesen Elektrodenkonfigurationen wurde für

Modell-A-Implantate mit Hilfe der Nucleus Implant Communicator Toolbox¹⁶ (NIC) in MATLAB für jeden einzelnen CI-Träger simuliert. Stimulationsparameter wie Rate, Elektrodenanzahl, Strategie, Referenzelektroden, T- und C-Level konnten hier separat an die Einstellung eines jeden Probanden angepasst werden. Vor Versuchsbeginn wurden die theoretisch von den einzelnen Elektroden ausgegebenen Pulse für jeden Patienten sowohl für IRN als auch für weißes Rauschen dargestellt.

Von Modell-B stand ein Forschungsimplantat (I¹⁰⁰ DETECTOR BOX¹⁷) zur Verfügung. Es wurden mit einem Oszilloskop (Yokogawa DL750 Scope Coder¹⁸) die Pulse an 8 Kanälen simultan gemessen. Die Pulse wurden aufgenommen und mit Hilfe von MATLAB dargestellt.

Stimuli und Messablauf

Die Diskriminationsschwelle von IRN verschiedener Pitch-Stärken, d. h. verschiedener Iterationsanzahlen, wurde in diesem Experiment ermittelt. Die JND wurde am psychoakustischen Messplatz (vgl. Abschnitt 3.2.1) bestimmt, wobei die Grundlage ein 3-AFC-Verfahren mit einer 1-up-2-down Methode war (vgl. Abschnitt 2.3.1). IRN wurde dreimal, davon einmal mit einer höheren Überlagerungsanzahl, dargeboten. Die Stimuli waren 2 s lang und wurden mit einer Pause von 0,2 s präsentiert. IRN wurde mit 1 ms sowie in einigen Telexperimenten mit 0,25 ms, 0,5 ms und 8 ms Verzögerungszeit dargeboten. Die Anzahl der Überlagerungen variierte zwischen 0 und 75. Die Lautheit der Stimuli wurde für alle Stimulustypen angeglichen.

Zu Beginn der Messung betrug der Abstand zwischen dem Zielstimulus und den Referenzstimuli 6 Iterationen, für CI-Träger wurde diese Differenz, sofern keine Differenz wahrgenommen werden konnte, auf maximal 75 Iterationen vergrößert. Bei größerer Differenz wurden die Stimuli als ununterscheidbar gewertet. In randomisierter Reihenfolge wurde für Referenzen mit 0, 2, 4 und 6 Iterationen je dreimal die Diskriminationsschwelle bestimmt. Nach dem dritten Minimum wurde die Messung beendet und die JND wurde als letzte vor dem Minimum unterscheidbare Differenz festgelegt. Die CI-Träger nutzten für diese Aufgabe die gewohnte Alltagseinstellung.

Die Diskriminationsschwellen wurden für die Normalhörenden mit verschiedenen Verzögerungszeiten ($\Delta t = 1$ ms und $\Delta t = 8$ ms) und daraus resultierenden Frequenzen des IRN bestimmt. Für CI-Träger erfolgte die Bestimmung zusätzlich für Verzögerungen von $\Delta t = 0,5$ ms und $\Delta t = 4$ ms.

Die Schwellenbestimmung für die Detektion von IRN verglichen mit weißem Rauschen wurde mit CI-Trägern zusätzlich noch für verschiedene Elektrodenkonfigurationen (vgl. Abschnitt 3.5.1) durchgeführt. Zufällig ausgewählten Probanden, zehn Modell-A- und zwölf Modell-B-Nutzern, wurden IRN und weißes

¹⁶Cochlear Ltd., Sydney, Australien

¹⁷MedEl GmbH, Innsbruck, Österreich

¹⁸Yokogawa Deutschland GmbH, Ratingen, Deutschland

Rauschen auf einer einzelnen cochleären Elektrode präsentiert und die Unterscheidungsschwelle wurde bestimmt. Für die Probanden der Gruppe A wurde dies mit einer Stimuluspräsentation auf neun Elektroden, apikal und basal, wiederholt. Für die Einzelelektrodenstimulation wurde eine Verzögerungszeit des IRN von 1 ms genutzt. Bei neunkanaliger Stimulation wurden zusätzlich 0,25 ms, 0,5 ms und 8 ms betrachtet. Nach Beendigung der psychoakustischen Messung wurden die Probanden nach ihren Höreindrücken befragt.

Statistische Datenanalyse

Die Diskriminationsschwellen wurden für jede Parametereinstellung gemittelt. Die Auswertung der Verteilung der JND erfolgte wie alle weiteren statistischen Analysen mit SPSS 20. Die Mittelwerte der JND wurden mit dem Kolmogorov-Smirnov-Test auf Normalverteilung untersucht.

Für nicht normalverteilte Daten wurden nicht-parametrische Tests genutzt. Für unabhängige Stichproben wurden Mann-Whitney *U*-Tests angewandt. Hiermit wurde für Normalhörende der Einfluss verschiedener Verzögerungszeiten im IRN, bzw. daraus resultierender Frequenzen, auf die JND betrachtet. Außerdem wurde der Einfluss des Alters auf die JND mit Mann-Whitney *U*-Tests überprüft.

Der Einfluss der Anzahl der Referenziterationen wurde für normalhörende Probanden sowie für CI-Träger mit einer Friedmann-ANOVA für wiederholte Messungen getestet. Im Anschluss ermöglichte der Wilcoxon-Test einen genaueren Vergleich der einzelnen Ergebnisse.

Für normalverteilte Daten wurde die parametrische Statistik angewendet, welche auch bei vorrangig normalverteilten Daten genutzt wurde. Für die Ergebnisse der CI-Träger für verschiedene Verzögerungszeiten wurden *t*-Tests zum Vergleich durchgeführt. Die Mittelwerte der Detektionsschwellen der CI-Träger für verschiedene Verzögerungszeiten wurden mit einer ANOVA für wiederholte Messungen betrachtet. Sie wird zur Untersuchung von Mittelwerten genutzt, die durch verschiedene unabhängige Faktoren beeinflusst werden. Die Faktoren waren hier die intraindividuelle „Verzögerungszeit“ (4-stufig: 0,25 ms; 0,5 ms; 1 ms und 2 ms) sowie interindividuell der „CI-Typ“ (2-stufig: Typ A und Typ B).

Die Verteilung der JND für verschiedene genutzte cochleäre Längen wurde mit dem Kruskal-Wallis *H*-Test betrachtet. Betrachtet wurden die 100%ige cochleäre Nutzung bei Normalhörenden, 72%ige bei CI-Träger mit Elektroden vom Typ B und 47%ige bei mit Typ A versorgten CI-Trägern (15 mm aktive Elektrodenlänge). Dabei wurde für diese Betrachtung vereinfacht eine mittlere cochleäre Länge von 32 mm, sowie eine Insertion der gesamten Elektrode in die Cochlea angenommen (23,1 mm für Elektroden Typ B und 15 mm für Elektroden vom Modell A). Um Interaktionen zwischen genutzter cochleärer Länge und Iterationsanzahl der Referenz zu bestimmen, wurden erneut Mann-Whitney *U*-Tests angewendet.

Für die Einzelelektrodenstimulation wurden die JND mit *t*-Tests und anschließender Bonferroni-Korrektur verglichen.

Die teilweise Aktivierung der Elektrode (nur apikal oder nur basal) wurde

mit Hilfe einer ANOVA mit den intraindividuellen Faktoren „Verzögerungszeit“ (3-stufig: 0,5 ms; 1 ms und 2 ms) sowie „Elektrodenkonfiguration“ (3-stufig: Alltagseinstellung, neun apikale aktive Elektroden und neun basale aktive Elektroden) ausgewertet.

3.5.2. Pitch-Zuordnung

Stimuli und Messablauf

Als Grundlage für das Experiment wurde ein adaptives 3-Intervall-2-AFC-Verfahren verwendet. Der IRN-Stimulus wurde zweimal präsentiert, gefolgt von einem Komplextone. Die Probanden hatten die Aufgabe, zu entscheiden, ob der zuletzt gehörte Klang – der Komplextone – höher oder tiefer war als die beiden vorangegangenen Stimuli. Nach einer korrekten Antwort näherte sich die Frequenz des Komplextone bei der nachfolgenden Präsentation an die Zielfrequenz an.

IRN wurde mit einer Überlagerungsanzahl von 32 präsentiert, um ein möglichst ausgeprägtes tonales Perzept zu erzeugen. Die Verzögerungszeit Δt des IRN war in jedem Durchlauf konstant 0,5 ms, 1 ms oder 2 ms. Die erwarteten zugeordneten Zielfrequenzen betragen somit 2000 Hz, 1000 Hz und 500 Hz. Die Frequenz des Komplextone wurde variiert.

Normalhörenden wurden die Stimuli mit 70 dB SPL über Einsteckkopfhörer präsentiert. Um eine gleiche Lautheit von IRN und Komplextone sicherzustellen wurde sowohl für CI-Träger als auch für NH-Probanden vor Messbeginn ein Lautheitsabgleich durchgeführt.

Zu Beginn der Schwellenbestimmung betrug die Schrittweite 24 % der Zielfrequenz (vgl. Schatzer et al. 2014) und wurde adaptiv an den ersten vier Wendepunkten des Abgleiches halbiert. Ein Wendepunkt trat auf, wenn die Stimuli in der Empfindung des Probanden die Tonhöhengleichheit überschritten, d. h. wenn der Komplextone dem Probanden nicht mehr höher sondern tiefer erschien, oder umgekehrt. Die Abbruchgenauigkeit betrug 1,5 % der Zielfrequenz. Beendet war die Messung nach zwölf Wendepunkten. Die Frequenz des Komplextone war zu Beginn der Messung eine kleine Terz unter oder eine Quarte über der Zielfrequenz, d. h. die Zielfrequenz wurde mit dem Faktor 1,333 oder 0,847 multipliziert. Eine Oktavverwechslung sowie eine Identität der Frequenzen im Versuchsverlauf sollte vermieden werden. Randomisiert wurden für drei Frequenzen des Hauptsprachbereiches (500 Hz, 1000 Hz und 2000 Hz), welcher von ca. 200 Hz bis ca. 4500 Hz (Gekle 2010) reicht, je zwei Zuordnungen vorgenommen, mit einer Startfrequenz oberhalb und einer unterhalb der zur IRN-Verzögerungszeit zugeordneten Frequenz.

Für einseitig ertaubte CI-Träger (SSD – Single Sided Deafness) wurden die gleichen Messungen durchgeführt. Begonnen wurde mit einer monauralen Testung auf der normalhörenden Seite, um die Probanden mit der Aufgabe vertraut zu machen und seine generelle Frequenz-Diskriminierungsfähigkeit zu ermitteln. Im Anschluss wurde das Experiment binaural durchgeführt. Der IRN-Stimulus

wurde auf der CI-Seite, der Komplextone auf der normalhörenden Seite präsentiert. Die beidseitige Testung erfolgte zusätzlich in den verschiedenen Elektrodenkonfigurationen, bei Stimulation einer apikalen, basalen oder medialen Einzelelektrode sowie bei einem Probanden mit neun basal bzw. neun apikal aktivierten Elektroden.

Im Anschluss wurde von den Probanden ein Fragebogen zu den Musikerfahrungen ausgefüllt (vgl. Abb. A.1). Es wurde unter anderem die Zeit in der aktiv ein Instrument gespielt wurde, erfasst und zur Auswertung des Pitch-Zuordnungsexperimentes der Normalhörenden herangezogen.

Datenanalyse

Zielparameter war das geometrische Mittel der Frequenzen über die letzten sechs Wendepunkte der Zuordnungsprozedur. Ermittelt wurden Mittelwert und Standardabweichung über die JND aller NH-Probanden je Frequenz. Der Anteil der JND außerhalb der einfachen Standardabweichung („Ausreißer“) wurde bestimmt. Für CI-Träger erfolgte für die Alltagseinstellung eine analoge Auswertung. Die Standardabweichungen und Anzahl der Ausreißer wurden zwischen den beiden Gruppen, CI und NH, verglichen.

Für die SSD-Probanden wurden die Mittelwerte und Standardabweichungen für jede Elektrodenkonfiguration unabhängig von der individuellen Lage bestimmt.

Anhand von post-operativen DVT-Aufnahmen (DVT – Digitale Volumetomographie) wurde der Insertionswinkel des Elektrodenträgers bestimmt. Dies erfolgte mit der freien Software IMAGEJ (Schneider et al. 2012). Der Insertionswinkel des Elektrodenträgers wurde in der „cochleären“ Perspektive nach J. Xu et al. (2000) bestimmt. Der Winkel wurde zur Verbindung von der Mitte des runden Fensters zum Helikotrema gemessen (vgl. Abb. 4.14). Außerdem wurde die Lage, d. h. der Winkel, aller stimulierten Einzelelektroden für jeden Probanden in IMAGEJ bestimmt. Aus dem gemessenen Insertionswinkel wurde der Anteil der bedeckten Cochlea ermittelt. Hierfür wurde der von Stakhovskaya et al. (2007) beschriebene Zusammenhang zwischen Insertionswinkel und abgedecktem Cochlea-Anteil verwendet (vgl. Gleichung 2.2). Der daraus berechnete Anteil ist der durch die Elektrode bedeckte Anteil. Mit der Greenwoodfunktion (vgl. Gleichung 2.1) wurden die Frequenzen, die dieser Lage entsprechen, berechnet.

Zusätzlich wurden 3D-Rekonstruktionen der Cochleae durchgeführt. Die Rekonstruktion erfolgte manuell mit AMIRA 5.6¹⁹. Anschließend wurde die Außenlänge der Cochlea über Polygonzüge bestimmt und mit Literaturwerten verglichen.

¹⁹Visage Imaging GmbH, Berlin, Deutschland

3.5.3. Objektive Bestimmung der Pitch-Onset Response

Stimuli und Messablauf

Als Stimulus wurde 1 s weißes Rauschen mit einem kontinuierlichen Übergang von 50 ms Länge zu 0,5 s IRN genutzt (Katrin Krumbholz et al. 2003). Ein Intensitätsabgleich zwischen weißem Rauschen und IRN erfolgte über die Root Mean Square (RMS) Amplitude, welche auch exemplarisch im Elektrodiagramm überprüft wurde.

Der Stimulus wurde den ersten zehn Normalhörenden mit einem Zeitversatz (Δt) von 8 ms binaural präsentiert. Für die restlichen fünf normalhörenden Probanden wurden die Stimuli angepasst an die für CI-Träger optimierte Periodizität mit einer Verzögerungszeit des IRN von $\Delta t = 1$ ms monaural auf dem besser hörenden Ohr präsentiert. Den Normalhörenden wurden Signale mit 0, 2, 4 und 8 Iterationen dargeboten, den CI-Trägern mit 0, 4, 8 und 16. Einigen zufällig ausgewählten CI-Probanden wurden auch Stimuli mit 32 und 64 Iterationen präsentiert. Pilotmessungen haben gezeigt, dass der Unterschied in den POR-Amplituden und auch in der Quellenrekonstruktion in der in diesem Aufbau möglichen Genauigkeit zwischen monauraler und binauraler Präsentation vernachlässigbar ist. Deshalb wurden die Potentiale aller NH Probanden zusammen ausgewertet.

Die Datenaufnahme erfolgte nach abgeschlossener psychoakustischer Testung zur Diskriminationsschwellenfindung am EEG-Messplatz. Blöcke von 2,5 min Länge mit je 50 einheitlichen Stimuli wurden präsentiert und in pseudo-randomisierter Reihenfolge dargeboten. Normalhörenden wurden je Bedingung insgesamt 200 Stimuli präsentiert. Die in MATLAB erzeugten Stimuli wurden vom Stimulationsrechner mit STIM2 in einem definierten Abstand ($ISI = 1,5$ s) ausgegeben. Für CI-Träger wurde die Anzahl der Stimuli pro Bedingung auf 300 und im Laufe der Studie sogar auf 400 erhöht, da die Erfassung der POR durch große Artefakte erschwert wurde und für die Artefaktreduktion mittels ICA eine große Epochenanzahl notwendig ist. Insgesamt betrug die Zeit für eine komplette Messung mit Präparationszeit und Pausen zwischen den Blöcken circa drei Stunden.

Für einige Probanden wurde neben der Alltagseinstellung auch für die Einzelelektrodenstimulation im CI die POR bestimmt. Dies erfolgte für acht der mit Modell B versorgten Probanden, welche auch psychoakustisch einen Unterschied zwischen IRN und weißem Rauschen feststellen konnten. Als Vergleich wurden auch bei acht Modell-A-Nutzern die Potentiale bei Stimulation einer Einzelelektrode des CIs abgeleitet.

Die Artefakte, die bei CI-Trägern durch die Datenübertragung an der Sendespule entstehen, dominierten gegenüber allen anderen technischen Artefakten. Pilotmessungen mit verschiedenen Einstellungen zeigten, dass eine niedrigere Stimulationsrate (vgl. Abb. 3.7), geringeres Powerlevel und eine größere Distanz zwischen EEG-Elektroden und Audioprozessor durch ein längeres Prozessorkabel zu einer Verringerung des dominierenden CI-Artefaktes bei Modell A

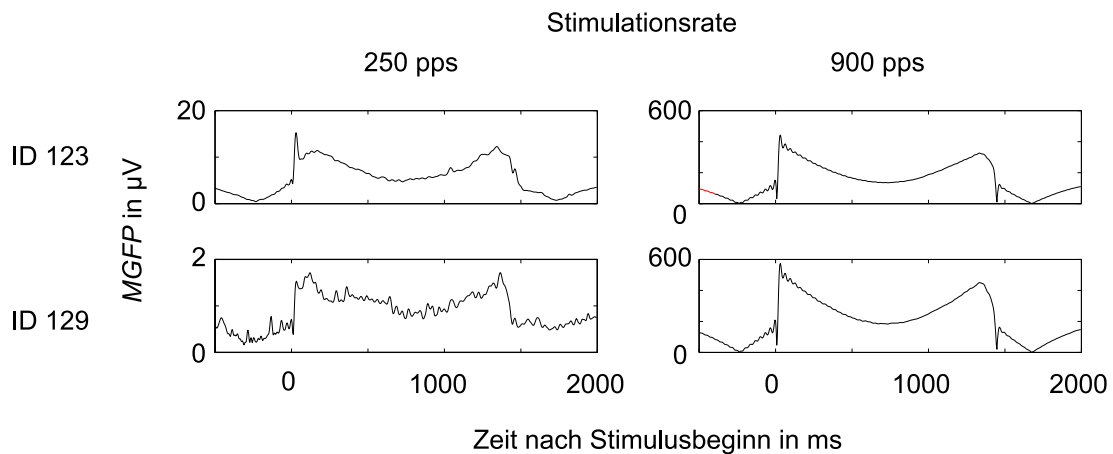


Abbildung 3.7.: Vergleich der Artefakte in Abhängigkeit der Stimulationsraten zeigt einen Artefaktamplitudenanstieg mit zunehmender Stimulationsrate (250 pps – links; 900 pps – rechts).

beitragen. Dies wurde bei der Messung berücksichtigt. Die Artefakte für Modell B waren während der Messung nicht so deutlich sichtbar und störten auch die Gesamtauswertung eher weniger. Hier wurden keine Justierungen der Parameter vorgenommen.

Datenanalyse

Die erste off-line-Prozessierung der EEG-Rohdaten, sowie die Nulllinienkorrektur und eine 50 Hz-Notch-Filterung, wurden mit CURRY-7, die weitere Datenanalyse mit EEGLAB 13 (Delorme et al. 2004) und MATLAB 2014 durchgeführt.

Nach dem Import wurden die Daten visuell per Hand auf große Artefakte, z. B. durch Bewegung verursacht, durchsucht. Diese Bereiche wurden als „Bad-Blocks“ markiert und ebenso wie stark schwankende Elektroden entfernt. Ein Bandpassfilter (1 bis 30 Hz) wurde vor der Segmentierung in Epochen (500 ms vor Stimulusbeginn und 500 ms nach -ende) angewandt. Die Abschnitte wurden anschließend nochmals automatisch auf Peaks mit einer Amplitude größer als $150 \mu\text{V}$ durchsucht. Um Epochen mit nicht charakteristischen Signalen zu entfernen, wurde eine Wahrscheinlichkeitsfunktion nach (Delorme et al. 2007) genutzt. Dabei wurden jene Epochen, die Signale mit mehr als dem Fünffachen der Standardabweichung der mittleren Amplitudenverteilung der Potentialantworten auf einzelne Stimuli enthielten, entfernt. Um andere Artefakte wie Blinzeln, Herzschlag und CI-Artefakte zu reduzieren, wurde die Independent Component Analysis angewendet (Debener et al. 2008; Pascale Sandmann et al. 2009; Viola et al. 2011) (vgl. Abschnitt 2.4.2).

Nach der ICA wurden die Topoplots, die Amplituden des Stimuli-Zeit-Diagramms und des Potentials gemittelt über alle Stimuli sowie das Spektrum visuell auf Artefakte untersucht. Auffällige Einzelelektroden im Topoplot sowie im

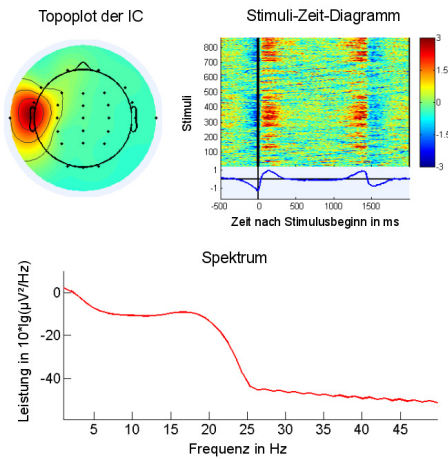


Abbildung 3.8.: Typische ICA Komponenten für technische, durch das CI erzeugte Artefakte.

Stimuli-Zeit-Diagramm wurden als Artefakte durch kurzzeitigen Verlust des Elektrodenkontaktes gewertet. Ebenso wurden starke Aktivierungen im gemittelten Potential an Stimulusbeginn und -ende (vgl. Abb. 3.8) als CI-Artefakt identifiziert und die zugehörige Komponente entfernt.

Für die Normalhörenden wurde die Mean-Global-Field-Power (*MGFP*) im Intervall 100 ms vor und 400 ms nach dem Wechsel von weißem Rauschen zu IRN ausgewertet. Die *MGFP* ist definiert als:

$$MGFP = \sqrt{\frac{\sum_i^k (V_i(t) - V_{\text{mean}}(t))^2}{k}} \quad (3.2)$$

wobei V_i das Potential eines Kanals, V_{mean} die mittlere Amplitude aller Kanäle zum jeweiligen Zeitpunkt und k die Anzahl der EEG-Kanäle ist. Um eine Vergleichbarkeit zwischen den einzelnen Probanden zu ermöglichen, wurde die Nulllinie erneut korrigiert. Der mittlere Rauschpegel vom Bereich 600 bis 900 ms nach Stimulusbeginn wurde global abgezogen. Es wurden die Mittelwerte der N1-, P2- und POR-Amplituden sowie der zugehörigen Latenzen ermittelt und mit t -Tests für verbundene Stichproben und anschließender Bonferroni-Korrektur auf Signifikanz überprüft.

Die erfassten ereigniskorrelierten Potentiale (EKPs) wurden für jeden Stimulustyp, d. h. für jede IRN-Iteration bzw. Pitch-Stärke, jeweils für die Normalhörenden und CI-Träger gemittelt. Die Mittelung erfolgt örtlich über ein Cluster von sechs für die auditorische Verarbeitung relevanten, frontozentralen Elektroden (F3, Fz, F4, FC3, FCz und FC4). Für jede Iterationsanzahl und jeden Probanden wurde das Minimum des gemittelten Signals in einem 150 ms Zeitfenster ab 50 ms nach Stimulusbeginn ermittelt und als N1-Komponente identifiziert. Die POR wurde im Punkt der minimalen Amplitude in einem 150 ms Zeitfenster ab 50 ms nach Beginn des IRN bestimmt. Um die mittlere Amplitude zu ermitteln, wurde ein 40 ms Intervall um das Minimum des EKPs des Clusters ausgewertet. Zur Er-

mittlung der POR-Amplitude der Kontrollbedingung ($n = 0$, weißes Rauschen) wurde die Latenz des Minimums im EKP der 6 frontozentralen Elektroden im Gruppenmittel bei maximaler Iterationsanzahl für die jeweilige Gruppe (NH und CI) verwendet.

Für die statistische Analyse der Daten wurden die Verteilungen der Amplituden und Latenzen mit dem Kolmogorov-Smirnov-Test auf Normalverteilung untersucht. Anschließend wurden abhängige t -Tests sowohl für die POR-Amplitude als auch für die N1-Amplitude im Vergleich mit weißem Rauschen (IRN mit $n = 0$) berechnet. Außerdem wurden POR- und N1-Amplituden der einzelnen Probandengruppen durch abhängige t -Tests miteinander verglichen. Für den Vergleich der N1- und POR-Amplituden und Latenzen der beiden Gruppen untereinander wurden unabhängige t -Tests genutzt. Für alle Tests erfolgte eine Anpassung des Signifikanzlevels durch Bonferroni-Korrektur.

Um Interaktionen zu untersuchen und Ergebnisse verschiedener Iterationsanzahlen, d. h. verschiedener Pitch-Stärken, zu vergleichen, wurde eine ANOVA für wiederholte Messungen mit intraindividuellem Zwischensubjektfaktor „Pitch-Stärke“ (drei Stufen: weißes Rauschen = kein Pitch, geringe Pitch-Stärke und große Pitch-Stärke) und interindividuellem Faktor „Hören“ (zwei Stufen: NH und CI) berechnet. Der Mauchly-Test wurde zur Untersuchung der Sphärizitätsannahme berechnet. Gepaarte post-hoc t -Tests mit Bonferroni-Korrektur für das Signifikanzniveau α wurden genutzt um Interaktionen zu spezifizieren.

Die Potentialableitungen bei Stimulation mit einer Einzelelektrode, wurden analog ausgewertet. Es erfolgte für acht Modell-A- und acht Modell-B-Nutzer jeweils eine Mittelung der EKP. Als mittleres Rauschen der Aufnahme wurde der Amplitudenmittelwert im Intervall von 600 bis 900 ms nach Stimulus-Beginn angenommen. Überstieg diese mittlere Amplitude $0,3 \mu\text{V}$, so wurden die Daten für Modell B nicht für die weiteren Betrachtungen herangezogen. Für Modell A wurde dieses Kriterium nicht genutzt, da die Messungen zwar durch deutlich stärkere, stimulusgekoppelte Artefakte, gekennzeichnet sind, diese sich jedoch in den ICA-Komponenten besser erkennen und somit entfernen lassen. Es wurden für beide Probandengruppen (Modell A und B) die Amplituden im 40 ms-Intervall um das Minimum nach Pitch-Onset mit der mittleren Rauschamplitude im 40 ms-Zeitfenster um 720 ms mit gepaarten t -Tests verglichen.

Quellenlokalisierung – das inverse Problem

Es wurden exemplarisch Quellenrekonstruktionen mit CURRY-7 für einen NH Probanden und einen CI-Träger durchgeführt um die während der Pitch-Wahrnehmung aktivierten Hirnareale abzuschätzen. In einem auf der Drei-Schalen-Theorie basierenden Modell (Rings 2014) wurden zwei rotierende Dipole als Quellen angenommen und ermittelt. Betrachtet wurden diese zum Zeitpunkt maximaler Amplitude der *MGFP* nach Stimulusübergang von weißem Rauschen zu IRN.

4. Experimentelle Ergebnisse

4.1. Experiment 1 – Timbre-Wahrnehmung

4.1.1. Psychoakustische Bestimmung der Timbre-Diskrimination

Probanden

Fünfzehn normalhörende Probanden im Alter von 20 bis 28 Jahren (Median: 23 Jahre, MW: 24 ± 2 Jahre), davon waren elf Frauen und vier Männer, nahmen am Experiment teil. Die Luftleitungs-Reintonhörschwellen der normalhörenden Probanden betragen für alle audiometrischen Frequenzen zwischen 0,5 und 4 kHz 10 dB HL (HL: Hearing Level) oder besser. Neben den Normalhörenden nahmen 16 CI-Träger, fünf Frauen und elf Männer, im Alter von 43 bis 74 Jahren (Median: 60 Jahre, MW: 59 ± 10 Jahre) an dem Experiment teil. Von den CI-Trägern waren sieben mit einem Implantat vom Typ B und neun mit einem Modell-A-Implantat versorgt (vgl. Abschnitt 2.2.2). Die CI-Träger nutzten ihr CI seit mindestens neun Monaten und verstanden mindestens 30 % Zahlen im Freifeld bei 65 dB SPL (SPL: Schalldruckpegel) in Ruhe (Mittelwert: 91,9 %). In Tabelle A.2 im Anhang sind die Daten der CI-Probanden zusammen gefasst.

Diskriminationsschwellen

Alle Normalhörenden konnten sowohl für die Variation der Amplitude der Einhüllenden (E) als auch für die Änderung in der spektralen Zusammensetzung (S) die Diskriminationsaufgabe erfüllen.

Allen CI-Trägern gelang eine Unterscheidung für die S-Stimuli. Die Bestimmung der Schwelle der E-Stimuli konnten elf CI-Träger nicht abschließen ohne dass es zu einer Übermodulation der Stimuli kam. Diese CI-Träger wurden als „schlechte Hörer“ eingestuft und von der weiteren Auswertung der E-Stimuli ausgeschlossen. Die restlichen vier in die Auswertung einbezogenen CI-Probanden sind die Probanden mit ID 23, 27, 28 und 30 (vgl. Tab. A.2).

Die mittleren Diskriminationsschwellen der beiden Timbre-Dimensionen (S- und E-Stimuli) sind für beide Hörbedingungen in Abbildung 4.1 dargestellt. Als mittlere Diskriminationsschwelle ergibt sich bei den in die Auswertung eingeschlossenen CI-Trägern ($30,0 \pm 8,6$) dB für E-Stimuli und $\alpha_S = 0,67 \pm 0,37$ für die S-Stimuli für alle CI-Nutzer. Für Normalhörende beträgt die JND für E-Stimuli ($7,2 \pm 4,7$) dB und für S-Stimuli $\alpha_S = 0,21 \pm 0,28$. Die Diskriminationsschwellen

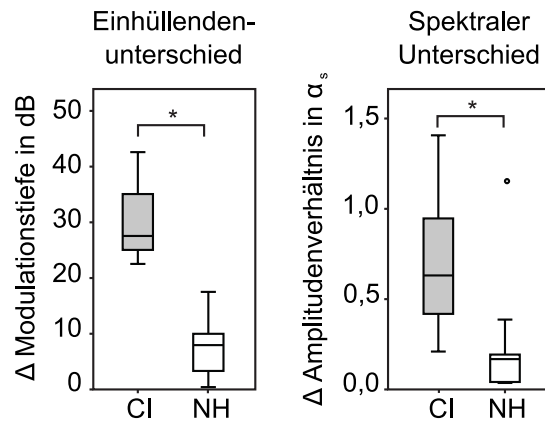


Abbildung 4.1.: JND für die Unterscheidung verschiedener spektraler Verteilungen oder Modulationen der zeitlichen Einhüllenden für CI-Träger und Normalhörende. Signifikante Unterschiede ($p < 0,05$) sind mit Sternen gekennzeichnet.

der CI-Träger sind signifikant höher als die der Normalhörenden (E-Stimuli: $t[17] = 7,3; p < 0,001$; S-Stimuli: $t[27] = 3,8; p < 0,01$).

4.1.2. Objektive Bestimmung der Timbre-Diskrimination

Probanden

An diesem Telexperiment zur objektiven Timbre-Diskrimination nahmen dieselben Probanden wie im Experiment zur psychoakustischen Diskriminationsschwellenbestimmung (vgl. Abschnitt 4.1.1) teil. Allen Probanden wurden die S-Stimuli präsentiert. Das EEG wurde bei Stimulation mit E-Stimuli nur für die Normalhörenden und vier der CI-Träger (Probanden mit ID 23, 27, 28 und 30) aufgezeichnet.

Mismatch Negativity

In Abbildung 4.2 sind die EKP-Amplituden für die E- und S-Stimuli jeweils für überschwellige und unterschwellige Stimulation gemittelt über alle Probanden einer Gruppe dargestellt. Stimulationen oberhalb der individuellen Diskriminationsschwelle zeigen einen deutlichen Unterschied zwischen Standard- und Deviantepochen bei einer Latenz um 150 ms. Dies tritt bei allen überschwelligen Stimulationsbedingungen auf. Bei einer Stimulation unterhalb der individuellen JND ist diese Differenz nicht zu erkennen. In den Topoplots äußert sich die Differenz als eine fronto-zentrale Aktivierung, die als MMN identifiziert wird (vgl. Abb. 4.3).

Für die CI-Träger tritt während der Tonpräsentation ein Artefakt auf (vgl. Abb. 4.2 oben jeweils links), dieses erstreckt sich über die gesamte Zeit des

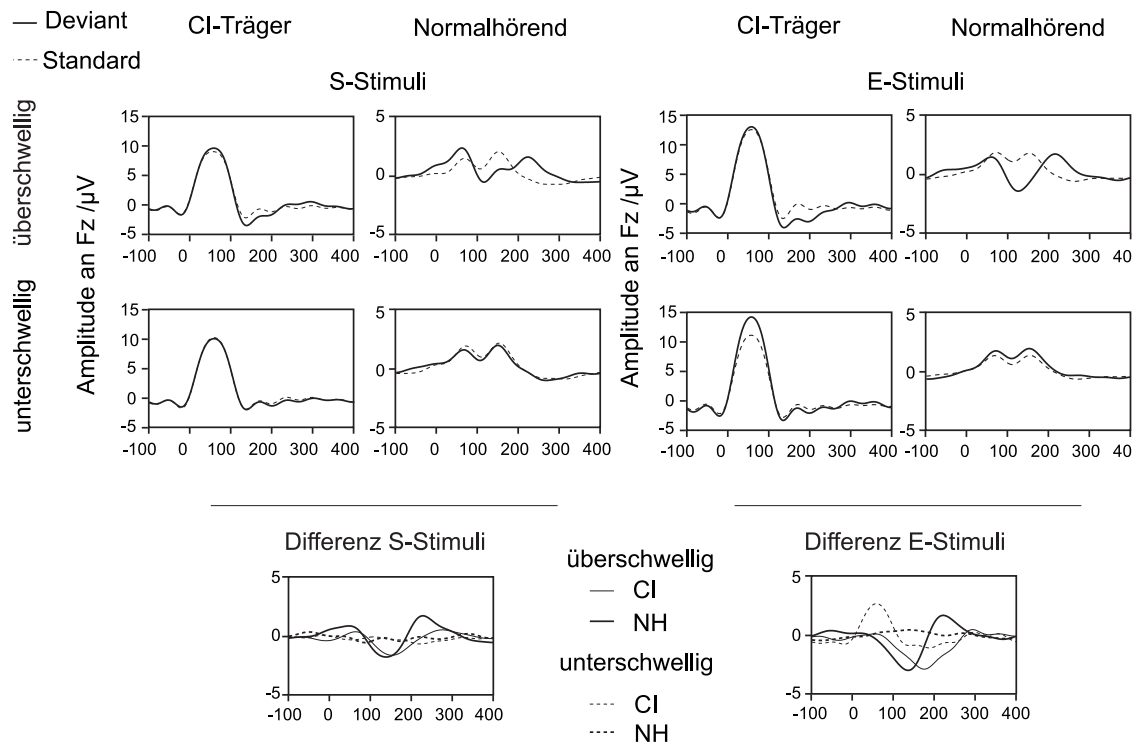


Abbildung 4.2.: EKP gemittelt über alle Probanden. Oben sind die Kurven für Deviant- (fett) und Standard-Reize (dünn) für S- und E-Stimuli für beide Probandengruppen dargestellt. Die Differenzamplituden sind unterhalb zusammengefasst und zeigen eine MMN nur für überschwellige Stimulation (durchgezogene Linien). In den Deviant- und Standardkurven der CI-Träger ist das Stimulationsartefakt während des Tones deutlich zu erkennen (oben jeweils linke Spalte).

Stimulus von 100 ms. Dadurch dass in dieser Auswertung die Differenz zwischen der durch Deviant und Standard ausgelösten Potentiale betrachtet wird und der Fokus auf einem Zeitfenster 150 ms nach Stimulusbeginn liegt, beeinflusst das Artefakt die Auswertung der MMN nicht.

Die MMN-Amplituden an Fz sind nach Kolmogorov-Smirnov-Test normalverteilt. Für CI-Träger und Normalhörende wurden für E- und S-Stimuli in den überschwelligen Bedingungen signifikante MMN-Amplituden beobachtet (alle $p < 0,05$). Für unterschwellige Bedingungen traten keine signifikanten MMN-Amplituden auf.

Für E-Stimuli zeigte sich bei den getesteten Probanden eine deutliche MMN-Amplitude in der überschwelligen Bedingung. In der unterschwelligen Bedingung war bei einem Probanden eine MMN erkennbar. Ein signifikanter Haupteffekt der Standard-Deviant-Differenz auf die MMN-Amplituden wurde für die E-Stimuli gefunden (ANOVA, $F[1, 17] = 31,9; p < 0,001$). Der Einfluss des interindividuellen Zwischensubjektfaktors „Hören“ und dessen Interaktion mit dem Faktor „Deviant-Standard-Differenz“ sind nicht signifikant. Post-hoc Vergleiche

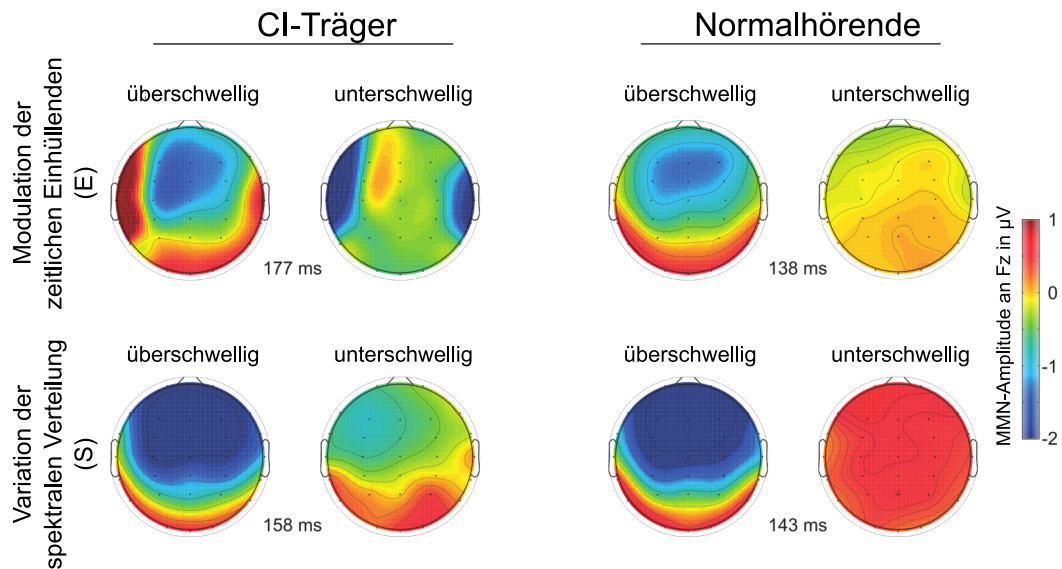


Abbildung 4.3.: Die Topoplots zeigen eine fronto-zentrale Aktivierung an der Latenz des jeweiligen MMN-Peaks in den überschwelligen Bedingungen sowohl für die CI-Träger als auch für die normalhörenden Probanden.

zeigen mit $(-2,6 \pm 1,3) \mu\text{V}$ größere MMN-Amplituden für die überschwelligen Messbedingungen verglichen mit den unterschwelligen Bedingungen mit Amplituden von $(0,3 \pm 1,3) \mu\text{V}$.

Für die S-Stimuli wird ein signifikanter Haupteffekt der Standard-Deviant-Differenz auf die MMN-Amplitude beobachtet (ANOVA, $F[1, 28] = 11,6; p < 0,01$). Der interindividuelle Zwischensubjektfaktor „Hören“ und seine Interaktion mit dem Faktor „Standard-Deviant-Differenz“ beeinflussen die MMN-Amplituden nicht signifikant. Post-hoc Vergleiche zeigten größere MMN-Amplituden, mit $(-1,4 \pm 1,4) \mu\text{V}$ für die überschwelligen, verglichen mit $(-0,22 \pm 0,88) \mu\text{V}$ für die unterschwelligen Messbedingungen.

Ein Vergleich zwischen MMN-Amplituden der beiden Stimuli verschiedener Timbre-Dimension zeigt nach Bonferroni-Korrektur, für Normalhörende eine signifikant größere MMN-Amplitude für die E-Stimuli als für die S-Stimuli ($t[14] = 2,7$). Für CI-Träger konnte zwischen den Timbre-Dimensionen kein signifikanter Unterschied beobachtet werden. Außerdem zeigt sich kein signifikanter Unterschied zwischen den MMN-Amplituden der CI-Träger und der Normalhörenden (vgl. Abb. 4.4).

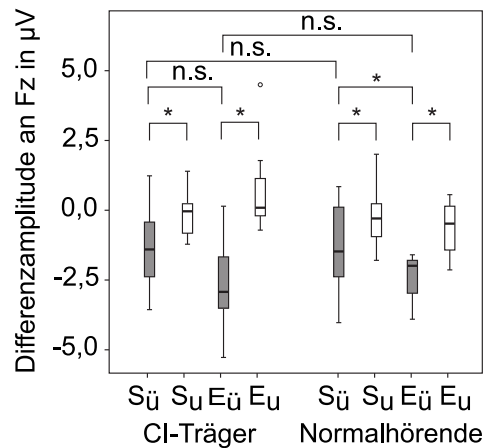


Abbildung 4.4.: Verteilung der Differenzamplituden zwischen Deviant und Standard an Fz für CI-Träger und Normalhörende als Boxplots. Mit beiden Timbre-Dimensionen (S und E) wird bei Stimulation oberhalb der individuellen Schwelle (grau) eine deutliche MMN erzeugt, für unter-schwellige Stimulation (weiß) jedoch nicht. Signifikante Unterschiede ($p < 0,05$) sind mit einem Stern gekennzeichnet.

4.2. Experiment 2 – Pitch-Wahrnehmung

4.2.1. Psychoakustische Bestimmung der Pitch-Diskrimination

Probanden

Dreißig CI-Träger konnten in das Experiment eingeschlossen werden. Hiervon waren 20 mit einem CI vom Modell A (vgl. Abschnitt 3.1) mit ACE-Kodierungsstrategie und 10 mit einem Implantat vom Typ B mit CIS-Strategie versorgt (vgl. Tab. A.3 im Anhang). Im Freiburger Zahlentest wurden im Freifeld im Mittel 98 % korrekt verstanden.

Die Modell-A-Nutzer waren zwischen 12 und 76 Jahren alt (Median: 54 Jahre, MW: 55 ± 14 Jahre) und acht von ihnen weiblich und zwölf männlich. Das Alter der Modell-B-Probanden reichte von 42 bis 75 Jahren (Median: 63 Jahre, MW: 62 ± 9 Jahre) und sechs von ihnen waren Frauen sowie vier Männer. Für dieses Experiment wurden Vorverarbeitungen wie SCAN und Smartsound-Optionen der Audioprozessoren deaktiviert.

Als Kontrollgruppe nahmen 15 normalhörende Probanden im Alter von 23 bis 81 Jahren (Median: 26 Jahre, MW: 37 ± 21 Jahre), davon neun männlichen und sechs weiblichen Geschlechts, am Experiment teil (vgl. Tab. A.4 im Anhang). Für einen Probanden entsprach die Luftleitungsschwelle im Tonaudiogramm nicht der altersgerechten Schwelle (DIN EN ISO 7029:1984), dennoch wurden die Experimente mit ihm durchgeführt. Seine Resultate werden gesondert diskutiert.

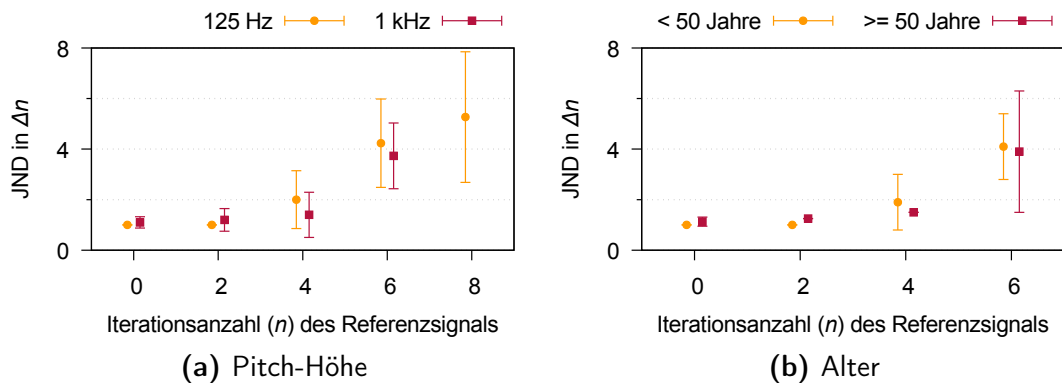


Abbildung 4.5.: Vergleich der JND der NH Probanden abhängig von (a) der IRN-Verzögerungszeit (Frequenz) und (b) dem Alter der Probanden dargestellt in Abhängigkeit der Anzahl an Iterationen (Pitch-Stärke) im Referenzsignal. Es ist kein statistisch signifikanter Unterschied erkennbar (alle $ps > 0,05$).

In seinem Audiogramm ist beidseits eine leichte hochtonbetonte Schwerhörigkeit von 45 dB HL bei 3 kHz, 35 dB HL bei 4 kHz und 15 dB HL bei 6 kHz zu erkennen.

Diskriminationsschwellen der Normalhörenden

Allen NH Probanden ist die Detektion von IRN verglichen mit weißem Rauschen, sowie eine Diskrimination von verschiedenem IRN gelungen. Sie beschrieben IRN als einen tonalen Klang im Rauschen, welcher mit steigender Anzahl der Iterationen ausgeprägter wurde. Von einigen Probanden wurde der Gesamtklang mit dem Geräusch einer Kettensäge, eines Hubschraubers oder Zahnarztbohrers, oder mit einem schrillen Klingeln verglichen.

Verzögerungszeiten

Verschiedene Verzögerungszeiten in der Überlagerung des IRN führen zu unterschiedlich wahrgenommenen Pitch-Höhen (vgl. Abschnitt 2.3.1). Es trat ein subjektiver Unterschied im Schwierigkeitsgrad für verschiedene IRN-Frequenzen auf. Es jedoch konnte für keine Referenziterationsanzahl ein signifikanter Unterschied zwischen der JND für 1 ms und 8 ms Verzögerungszeit gefunden werden (U -Tests, alle $ps > 0,05$; vgl. Abb. 4.5a).

$$\begin{array}{ll}
 U_{n=0} = 20,0; p > 0,05; z = -1,41 & U_{n=2} = 20,0; p > 0,05; z = -1,41 \\
 U_{n=4} = 11,5; p > 0,05; z = -1,72 & U_{n=6} = 20,5; p > 0,05; z = -0,56
 \end{array}$$

Referenziterationsanzahl

Ist auch der Referenzton im AFC-Verfahren ein IRN-Signal, so nimmt die JND mit zunehmender Referenziterationsanzahl zu ($\chi^2 = 38,85; p < 0,05$). Diese Zunahme wird in Abbildung 4.7b erkennbar. Ein signifikanter Unterschied ist zwischen den JNDs der Referenziterationen $n_{\text{ref}} = 2$ und $n_{\text{ref}} = 4$ ($T = 0,0; p < 0,05; r = -0,70$)

sowie $n_{\text{ref}} = 4$ und $n_{\text{ref}} = 6$ zu erkennen ($T = 0,0$; $p < 0,05$; $r = -0,88$). Weitere Unterschiede sind nicht signifikant.

Altersabhängigkeit

Betrachtet man die JND für Probanden jünger als 50 und älter als 50 Jahre getrennt voneinander mit einem Mann-Whitney U -Test, so ist kein signifikanter Unterschied zu erkennen (U -Tests, alle $ps > 0,05$; vgl. Abb. 4.5b).

$$U_{n=0} = 16,5; p > 0,05; z = -1,66 \quad U_{n=2} = 16,5; p > 0,05; z = -1,66$$

$$U_{n=4} = 13,0; p > 0,05; z = -1,22 \quad U_{n=6} = 20,5; p > 0,05; z = -0,20$$

Inter- und intraindividuelle Schwankungen

Vergleicht man die JNDs der drei Messungen, die pro Proband für eine Parametereinstellung durchgeführt wurden, weisen diese im Mittel eine Streuung von 0,7 auf. Bei einigen Probanden war ein Trainingseffekt zu beobachten. Die JNDs wurden bei den Wiederholungen geringer. Die maximale intraindividuelle Standardabweichung innerhalb der drei Messungen betrug $n = 7$.

Diskriminationsschwellen der CI-Träger

Simulation

Die Abbildung 4.6 zeigt exemplarisch die Simulation der Stimulation für einen Probanden (ID 120) mit Modell A bei einem Stimulus von 1 s weißem Rauschen und 1 s IRN mit 32 Iterationen und einer Verzögerungszeit von $\Delta t = 1$ ms, sowie das jeweils dazugehörige Frequenzspektrum. Wenn alle Elektroden aktiviert sind (vgl. Abb. 4.6a), ist der Unterschied zwischen weißem Rauschen und IRN deutlicher als wenn nur neun Elektroden (vgl. Abb. 4.6b) oder eine Einzelelektrode (vgl. Abb. 4.6c) das Signal übertragen. In der Einzelkanalstimulation ist nur ein geringer Unterschied zwischen weißem Rauschen und IRN in den Amplituden der Pulse erkennbar. Die Tonotopie liefert keinen Beitrag bei der Einzelkanalstimulation. Auch für Modell B zeigt sich in der Stimulation einer einzelnen Elektrode (vgl. Abb. 4.6c exemplarisch für ID 124) ein Unterschied in der Pulsamplitude. Dieser ist in der Darstellung aufgrund der höheren Stimulationsrate im Vergleich zu Modell A nicht so gut zu erkennen. Die RMS-Amplitude von weißem Rauschen und IRN unterscheidet sich nicht signifikant.

Experiment

Die Mittelwerte der JNDs für die Diskrimination verschiedener Pitch-Stärken von 30 CI-Trägern zeigten, dass für eine Detektion eines IRN-Signals verglichen mit weißem Rauschen für CI-Träger größere Unterschiede ($\Delta n_0 = 4$) notwendig sind als für Normalhörende ($\Delta n_0 = 1$). Auch für CI-Träger wird mit zunehmender Iterationsanzahl des Referenzsignals die JND größer. Dieser Zusammenhang ist für alle Probanden unabhängig vom Implantattyp zu beobachten und in Abbildung 4.7b dargestellt.

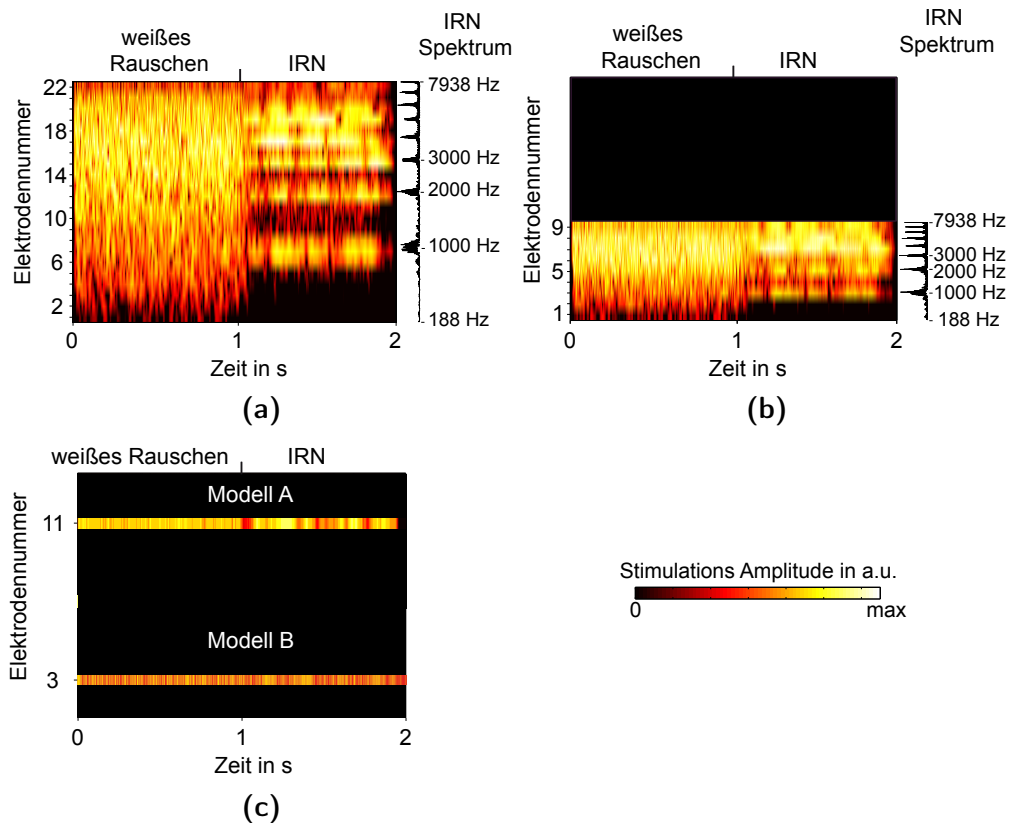


Abbildung 4.6.: Elektrogramm für 22 Elektroden (a) und 9 apikale Elektroden (b) für simuliert für Modell A CI-Träger 120 in der Alltagseinstellung. Gezeigt ist die Amplitude der cochleären Stimulation mit weißem Rauschen (0 bis 1 s) und mit IRN mit $n = 32$ und $\Delta t = 1$ ms (1 bis 2 s) als Funktion der Zeit. Die Amplitude ist durch die Farbe kodiert. (c) zeigt das Signal bei der Präsentation auf einer einzelnen Elektrode für simuliert für Modell A und und gemessen für Modell B.

Verzögerungszeiten

Eine Betrachtung verschiedener Verzögerungszeiten im IRN und daraus resultierenden Frequenzunterschieden zeigt eine signifikante Abnahme der JND von $\Delta t = 8$ ms ($\text{IRN}_{125\text{ Hz}}$) zu $\Delta t = 1$ ms ($\text{IRN}_{1000\text{ Hz}}$), $\Delta t = 0,5$ ms ($\text{IRN}_{2000\text{ Hz}}$) sowie $\Delta t = 0,25$ ms ($\text{IRN}_{4000\text{ Hz}}$). Die längere Verzögerung, d. h. tiefere Frequenz, resultiert in höheren JNDs. Zwischen den Verzögerungen $\Delta t = 1$ ms, $\Delta t = 0,5$ ms und $\Delta t = 0,25$ ms, d. h. in den Frequenzen des Hauptsprachbereichs (1 bis 4 kHz), gibt es keinen signifikanten Unterschied ($p > 0,05$). Eine ANOVA für wiederholte Messungen mit dem 4-stufigen Faktor Verzögerungszeit und dem CI-Typ als Zwischensubjektfaktor zeigte, dass der Trend geringerer JNDs bei Typ-B-Implantat-Nutzern nicht signifikant ist (vgl. Abb. 4.7a) [$F(1,53; 29,07) = 0,28; p > 0,05$].

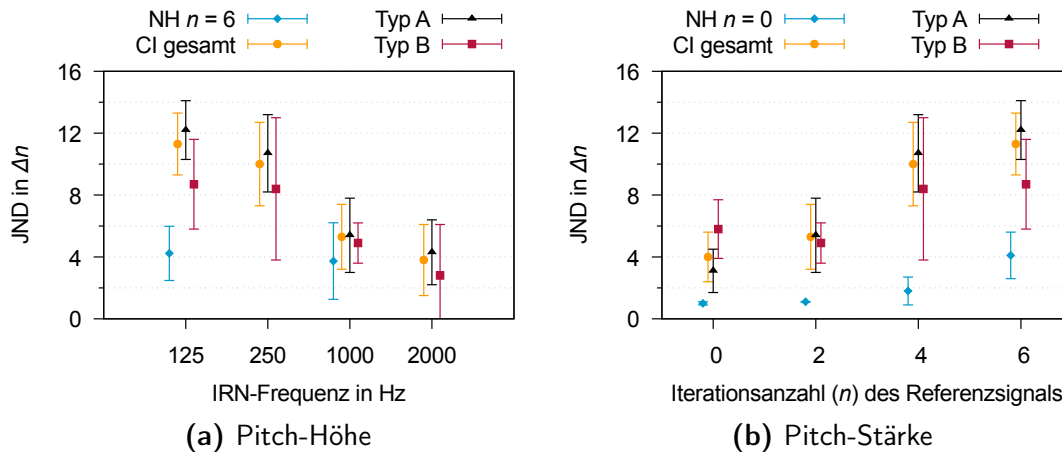


Abbildung 4.7.: Mittelwerte und Standardabweichungen der JND für (a) verschiedene IRN-Verzögerungszeiten und (b) verschiedene Anzahl von Iterationen im Referenzsignal. Gemittelt sind die Ergebnisse von 15 Normalhörenden und 30 CI-Trägern (20 mit Typ A, 10 mit Typ B). Für die NH ist mit $n = 6$ und $n = 0$ die Iterationsanzahl im IRN dargestellt um für den Frequenzvergleich auch für die NH ein anspruchsvolleres Diskriminationsniveau zu betrachten.

Referenziterationsanzahl

Die Diskriminationsschwellen für verschiedene Referenziterationen sind für CI-Träger in Abbildung 4.7b dargestellt. Der Kolmogorov-Smirnov-Test zeigte, dass in mehr als der Hälfte der Bedingungen die Mittelwerte der JNDs nicht normalverteilt sind. Eine Friedmann-ANOVA ergibt einen signifikanten Anstieg der JND mit der Anzahl der Referenziterationen ($\chi^2(3) = 36,94; p < 0,001$). Der anschließende Wilcoxon-Test zeigte, dass die Unterschiede zwischen weißem Rauschen und IRN mit $n_{\text{ref}} = 2$ ($T = 44; p < 0,05; r = -0,62$), IRN mit $n_{\text{ref}} = 2$ und IRN mit $n_{\text{ref}} = 4$ ($T = 15; p < 0,05; r = -0,70$) sowie IRN mit $n_{\text{ref}} = 4$ und IRN mit $n_{\text{ref}} = 6$ ($T = 35; p < 0,05, r = -0,45$) signifikant sind.

Vergleich der Diskriminationsschwellen der CI-Träger und Normalhörenden

Stimulierte Cochlea-Länge

In Abbildung 4.8 sind die Diskriminationsschwellen für 15 Normalhörende und 30 CI-Träger in Abhängigkeit der theoretisch stimulierten cochleären Länge zusammengefasst.

Für alle Gruppen nahm die JND mit steigender Anzahl der Iterationen im Referenzsignal zu. Die Normalhörenden, die 100 % der Cochlea nutzen können, hatten die niedrigsten JNDs.

Der Effekt der genutzten cochleären Länge auf die JND wurde durch den Kruskal-Wallis H -Test geprüft, welcher einen signifikanten Effekt für alle Iterationsanzahlen der Referenz zeigt, für weißes Rauschen [$H(2) = 12,15; p < 0,01$],

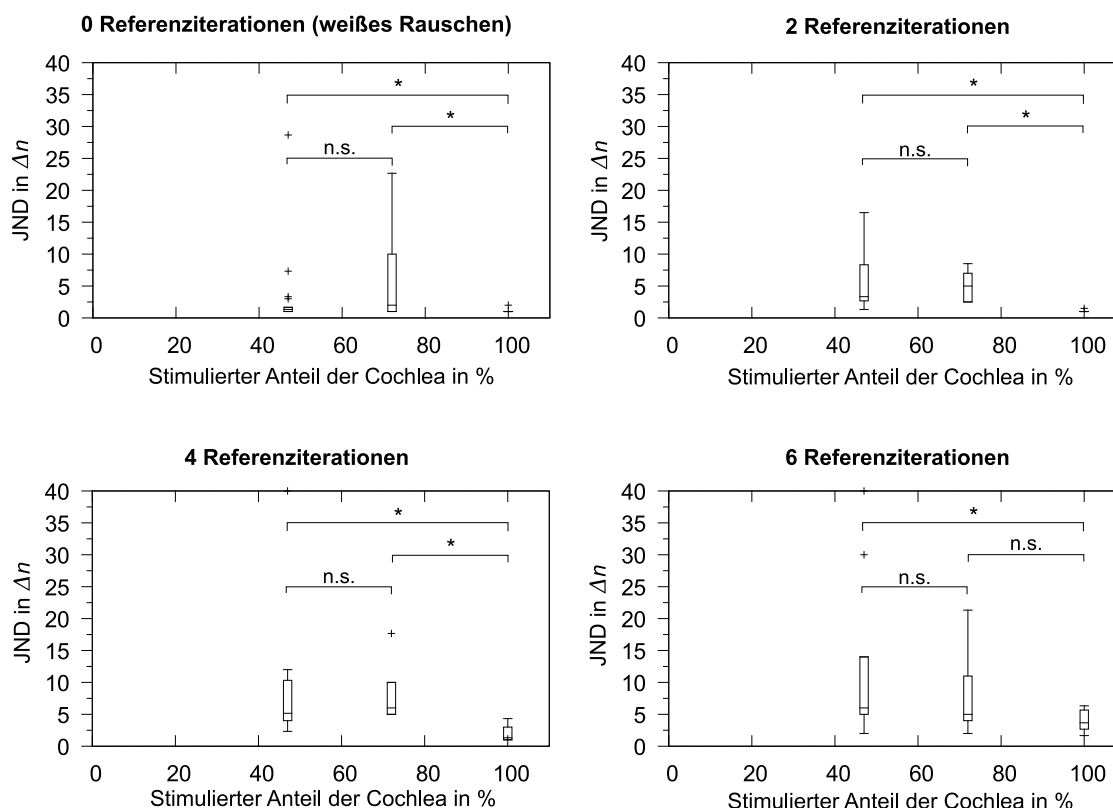


Abbildung 4.8.: Boxplots für CI-Träger mit Modell A und B sowie Normalhörende, geordnet nach dem stimulierten Anteil an der gesamten Cochlea (Modell A 47 %, Modell B 72 % und NH 100 %). Kreuze markieren Ausreißer, die größer als 150 % des Interquartilabstandes sind. Signifikante Unterschiede sind durch Sterne markiert.

für ein Referenzsignal mit 2 Iterationen [$H(2) = 27,40; p < 0,001$], 4 Iterationen [$H(2) = 23,87; p < 0,001$], und 6 Iterationen [$H(2) = 7,47; p < 0,001$].

Um die Interaktionen der genutzten Länge der Cochlea und der Iterationsanzahl der Referenzen zu untersuchen, wurde der Mann-Whitney U -Test mit Bonferroni-Korrektur berechnet. Die JND für Normalhörende war im Vergleich zu beiden CI-Gruppen für 2 und 4 Iterationen geringer (alle $ps < 0,001$), jedoch nicht für weißes Rauschen und Referenzsignale mit 6 Iterationen (alle $ps > 0,05$).

Einfluss der Elektrodenkonfiguration auf die Detektionsschwelle

Einzelelektrode

Bei der Präsentation eines IRN-Signals auf einer einzelnen aktivierten Elektrode war es für Modell-A-Probanden nicht möglich einen Unterschied zwischen IRN und reinem weißem Rauschen zu detektieren. Selbst bei einer Iterationsanzahl von 75 konnten keine JNDs bestimmt werden. Getestet wurden zehn Probanden und jeweils zwei IRN-Verzögerungszeiten bzw. -Frequenzen (IRN_{1000 Hz} und IRN_{2000 kHz}).

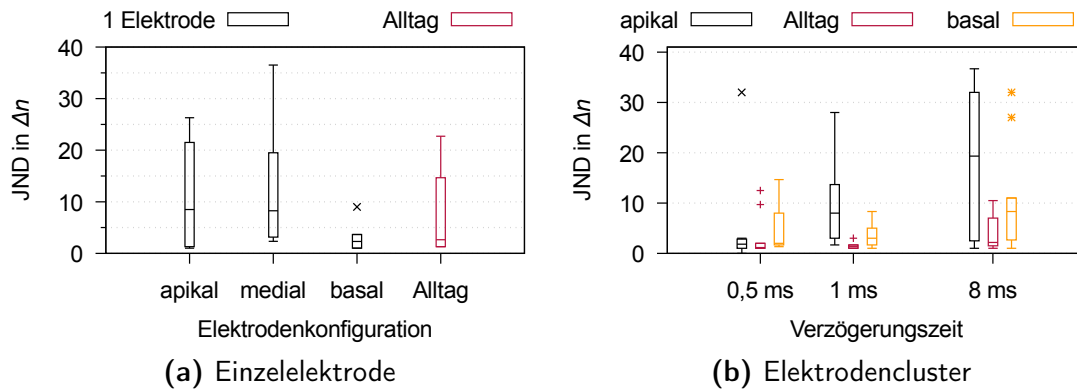


Abbildung 4.9.: Boxplots der JND zur Detektion von IRN verglichen mit weißem Rauschen für die Stimulation reduzierter Elektrodenkonfigurationen. (a) Stimulation einzelner Elektroden für Modell-B-Nutzer und (b) Stimulation von 22 und 9 cochleären Elektroden für Modell-A-Nutzer als Funktion der Verzögerungszeit des IRN.

Modell-B-Probanden hingegen ist eine Detektion von IRN bei Stimulation einer einzelnen aktiven Elektrode gelungen. Von zwölf getesteten Probanden konnten vier keinen Unterschied feststellen. Für sieben Probanden war bei Stimulation der basalen Elektrode die Differenz leichter zu ermitteln als bei Stimulation der apikalen Elektrode, für drei von ihnen sogar leichter oder genauso leicht wie in der Alltagseinstellung. Eine Probandin berichtete bei Stimulation der basalen Elektrode lediglich von einem Gefühl und nicht von einem tonalen Perzept. Bei Präsentation des Stimulus auf der apikalen Elektrode konnten 50 % der Probanden einen Unterschied feststellen. Die Versuchspersonen berichteten von einem höheren klirrenden bzw. rasselnden Klang für die basale, verglichen mit der apikalen Elektrode. In Abbildung 4.9a sind die Ergebnisse dargestellt. Es gibt keinen signifikanten Unterschied zwischen den Elektrodenpositionen ($p > 0,05$) und zwischen Alltagseinstellung und Einzelelektrodenstimulation. Tabelle 4.1 zeigt die Einzelergebnisse der Detektionsschwellen der Probanden.

Interindividuell traten bei den CI-Trägern Schwankungen von bis zu $n = 34$ auf (vgl. Tab. 4.1). Intraindividuell betrug die Schwankung nach einer Trainingsphase maximal 14 Iterationen.

Basale und apikale Mehrkanalstimulation

Da für die Modell-A-Probanden keine JND für Einzelelektrodenstimulationen ermittelt werden konnten, wurde die Detektionsschwelle für eine apikale und eine basale Einstellung mit je neun aktiven Elektroden bestimmt (vgl. Abb. 3.6). Mit neun aktiven apikalen Elektroden konnten fünf Teilnehmer (50 %) für eine IRN-Verzögerungszeit von $\Delta t = 8$ ms die Messung nicht abschließen. Mit neun basal aktiven Elektroden konnte von drei CI-Trägern die Aufgabe für $\Delta t = 8$ ms ($\text{IRN}_{125\text{ Hz}}$), von zwei Probanden für $\Delta t = 1$ ms ($\text{IRN}_{1000\text{ Hz}}$) und von einem

Tabelle 4.1.: Mittelwerte der JNDs der acht Modell-B-Probanden mit Schwellen bei Einzel-elektrodenstimulation. Angegeben ist der Mittelwert aus 3 JND-Bestimmungen in Anzahl der Iterationen, die für eine Detektion von IRN verglichen mit weißem Rauschen notwendig sind.

Proband Nr.	Elektrodenkonfiguration			
	basale Elektrode	mediale Elektrode	apikale Elektrode	Alltags- einstellung
121	2,7 ± 0,6	3,3 ± 0,6	5,3 ± 1,2	22,7 ± 1,2
124	> 75	10,0 ± 4,4	26,3 ± 8,4	14,7 ± 11,5
142	2,0 ± 0,0	36,5 ± 2,1	> 75	> 75
145	1,0 ± 0,0	6,5 ± 0,7	8,5 ± 0,7	2,0 ± 1,0
146	3,7 ± 1,5	2,3 ± 2,3	11,0 ± 5,2	3,3 ± 2,5
147	9,0 ± 0,0	16,0 ± 1,4	21,5 ± 2,1	1,3 ± 0,6
148	1,0 ± 0,0	23,0 ± 2,7	> 75	1,0 ± 0,0
150	2,3 ± 1,2	3,0 ± 1,7	1,3 ± 0,6	1,3 ± 0,6

für $\Delta t = 0,5$ ms ($\text{IRN}_{2000\text{Hz}}$) nicht erfüllt werden. Die Verteilung der JNDs der verbleibenden Teilnehmer sind in Abbildung 4.9b dargestellt.

Auch zwischen den Probanden, die IRN detektieren konnten, traten interindividuelle Unterschiede von mehr als 14 Iterationen in der basalen und bis zu 37 in der apikalen Elektrodenkonfiguration auf (vgl. Abb. 4.9b).

Nach dem Kolmogorov-Smirnov-Test sind die JNDs für alle Elektrodenkonfigurationen bis auf die Alltagskonfiguration für $\Delta t = 0,5$ ms und $\Delta t = 1$ ms im IRN normalverteilt. Der Vergleich der JNDs erfolgte mit einer zweifaktoriellen ANOVA für wiederholte Messungen mit dem Faktor „Verzögerungszeit“ (drei Stufen: 0,5 ms; 1 ms und 8 ms) und dem Faktor „Elektrodenkonfiguration“ (drei Stufen: Alltags-einstellung, neun apikale aktive Elektroden und neun basale aktive Elektroden). Der Mauchly-Test zeigte, dass die Sphärizität nicht gegeben ist, $\chi^2(2) = 10,68; p < 0,05$. Somit wurden die Freiheitsgrade für den Faktor Verzögerungszeit mit der Greenhouse-Geisser-Korrektur ($\epsilon = 0,56$) betrachtet. Es wurden signifikante Haupteffekte der Verzögerungszeit [$F(1,12; 8,98) = 12,37; p < 0,01$], der Elektrodenkonfiguration [$F(2; 16) = 7,16; p < 0,01$] sowie eine signifikante Interaktion [$F(4; 32) = 6,53; p < 0,01$] gefunden. Der Vergleich der Mittelwerte zeigte unter Betrachtung mit Bonferroni-Korrektur, dass die JNDs für IRN-Signale mit 8 ms höher sind als für Signale mit 0,5 und 1 ms Verzögerungszeit (alle $ps < 0,05$). Die JNDs für IRN-Signale mit 0,5 ms sind geringer als für Signale mit 1 ms Verzögerungszeit. Die JNDs bei Präsentation der Stimuli über die normale Alltags-einstellung mit allen aktiven Elektroden sind niedriger als für die reduzierte Stimulation über nur neun aktive Elektroden ($p < 0,05$). Zwischen den JNDs für neun basale und neun apikale aktive Elektroden gibt es keinen signifikanten Unterschied.

Post-hoc *t*-Tests zeigen eine signifikant größere JND für 8 ms Verzögerungszeit für die Konfiguration mit nur neun aktiven Elektroden im Vergleich zur

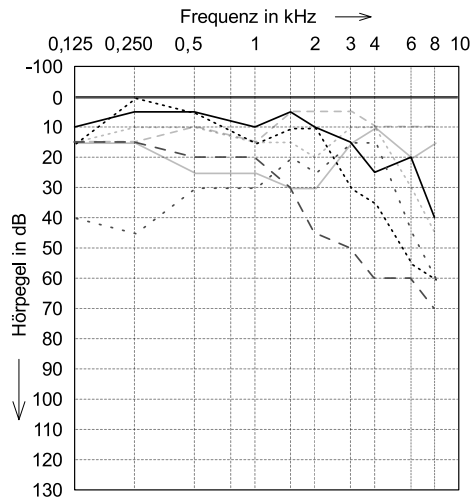


Abbildung 4.10.: Audio-gramme (Luftleitung) der normalhörenden Seite der sieben getesteten SSD-Probanden.

Alltagseinstellung ($p < 0,01$). Für kürzere Verzögerungszeiten ist kein statistisch signifikanter Unterschied für die Elektrodenkonfigurationen zu erkennen ($p > 0,05$).

Höreindrücke

Bei der Einzelelektrodenstimulation beschrieben die Probanden ein knatterndes, kratzendes, klirrendes Geräusch, wie Morsezeichen oder ein defektes Mikrofon. Sprache konnte nicht verstanden werden. Bei neun apikalen aktiven Elektroden, konnten viele Probanden die Sprache verstehen. Sie wurde als weit weg beschrieben. Einige sagten auch es klänge, als habe man Wasser im Ohr oder der Sprecher ein Tuch vor dem Mund. Die basale Konfiguration wurde als zischend, winselnd oder wie das Zirpen von Grillen beschrieben. Ein Sprachverstehen war hier nicht möglich.

4.2.2. Pitch-Zuordnung

Probanden

Es nahmen dieselben 15 normalhörenden Probanden am Pitch-Zuordnungsexperiment teil, die auch die Diskriminationsschwellenbestimmung absolviert haben (vgl. Tab. A.4).

Zehn einseitig ertaubte CI-Probanden (SSD) konnten zunächst eingeschlossen werden (vgl. Tab. A.3). Die Kandidaten erreichten auf der nicht CI-versorgten Seite mindestens ein Einsilberverstehen von 90 % bei 65 dB SPL. Drei der auf der normalhörenden Seite audiologisch geeigneten Probanden zeigten bereits auf diesem Ohr Frequenzzuordnungsdifferenzen von mehr als zwei Oktaven und wurden von den weiteren Messungen ausgeschlossen. Ein weiterer Proband wurde ausgeschlossen, da er mit einem Sprachverstehen von 0 % Zahlen bei 65 dB SPL auf der CI-Seite die Einschlusskriterien nicht erfüllte. Das Experiment

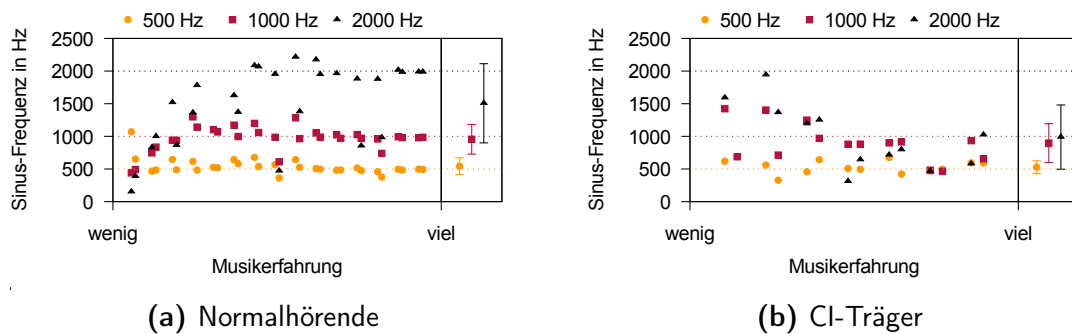


Abbildung 4.11.: Zuordnungen von Pitch-Höhen von IRN und einem Komplextone für (a) fünfzehn Normalhörende und (b) sieben CI-Träger. Zwei benachbarte Symbole zeigen die einzelnen Zuordnungen eines Probanden. Farblich kodiert sind die präsentierten IRN-Frequenzen. Jeweils rechts neben den Diagrammen sind Mittelwerte und Standardabweichung der Gruppen dargestellt.

konnte somit von insgesamt sieben SSD-CI-Trägern (drei mit Modell A sowie vier mit Modell B) und fünfzehn Normalhörenden absolviert werden. In Abbildung 4.10 sind die Audiogramme der teilnehmenden SSD-Probanden dargestellt.

Pitch-Zuordnung der Normalhörenden

Es ist den Normalhörenden bis auf einen Probanden gelungen, die Pitch-Höhen des IRN-Signals mit dem Komplextone abzugleichen (vgl. Abb. 4.11a). Bei diesem einzelnen Probanden handelt es sich um den nach (DIN EN ISO 7029:1984) nicht ganz normalhörenden Probanden.

Für einige Probanden war eine kurze Gewöhnungsphase notwendig, um die klanglich verschiedenen Stimuli mit Fokus auf die Tonhöhe unterscheiden zu können. Die Auswertung des Fragebogens (vgl. Anlage A.1) ergab, dass musikerfahrene Probanden die Tonhöhen genauer abgleichen konnten (vgl. Tab. A.4 und Abb. 4.11a).

Die Mittelwerte und Standardabweichungen der wahrgenommenen Tonhöhen betragen für $IRN_{500\text{Hz}}$ ($542,23 \pm 128,88$) Hz, für $IRN_{1000\text{Hz}}$ ($955,4 \pm 227,56$) Hz und für $IRN_{2000\text{Hz}}$ ($1506,5 \pm 606,36$) Hz.

Für 2 ms Zeitversatz ($IRN_{500\text{Hz}}$) liegen 10 % der ermittelten Schwellen außerhalb der einfachen Standardabweichung, für 1 ms ($IRN_{1000\text{Hz}}$) sind es 20 % und für 0,5 ms ($IRN_{2000\text{Hz}}$) 30 % der zugeordneten Frequenzen.

Pitch-Zuordnung der CI-Probanden

Von den CI-Trägern wurde der Tonhöhenabgleich als anspruchsvoller empfunden als von Normalhörenden. In Abbildung 4.11b ist die Zuordnung des Komplextone auf der NH-Seite zum IRN dargestellt, welches auf der CI-Seite in der Alltagseinstellung präsentiert wurde. Die Ergebnisse streuen deutlich mehr als

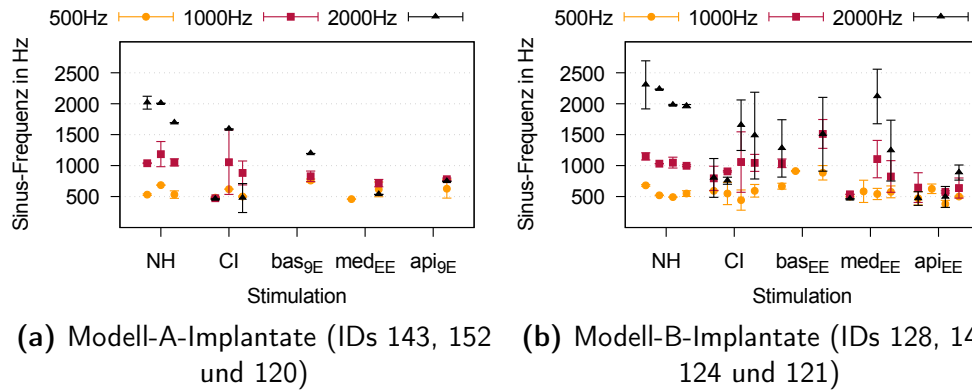


Abbildung 4.12.: Ergebnisse der Frequenzzuordnung von IRN zu einem Komplextion für SSD-Probanden mit verschiedenen Implantate. (NH: monaurale Messung der normalhörenden Seite, CI: binaurale Messung mit der Alltagseinstellung des CIs, EE: Einzelelektrode, 9E: Cluster aus neun Elektroden, api – apikal, bas – basal und med – medial: Position der Stimulation).

bei den Normalhörenden und intraindividuell sind teilweise Schwankungen von ca. 800 Hz zu erkennen.

Die Mittelwerte der dem IRN zugeordneten Tonhöhen betragen für die IRN Verzögerungszeit 2 ms ($527,25 \text{ Hz} \pm 98,08$) Hz, für 1 ms ($896,86 \pm 298,59$) Hz und für 0,5 ms ($988,84 \pm 491,96$) Hz.

Legt man diese Mittelwerte und Standardabweichungen über alle Frequenzzuordnungen zu Grunde, so liegen für Verzögerungszeiten von 2 ms ($\text{IRN}_{500 \text{ Hz}}$) 25 % der Messungen, für 1 ms ($\text{IRN}_{1000 \text{ Hz}}$) 36 % und für 0,5 ms ($\text{IRN}_{2000 \text{ Hz}}$) 33 % außerhalb der einfachen Standardabweichung.

Die Mittelwerte und Standardabweichungen der drei getesteten IRN-Verzögerungszeiten für jeden Probanden und jede Elektrodenkonfiguration sind in Abbildung 4.12a für Modell-A-Nutzer und in Abbildung 4.12b für Modell-B-Nutzer dargestellt und im Anhang in Tabelle A.1 zusammengefasst. Die Frequenzzuordnung bei der Stimulation reduzierter Elektrodenkonfigurationen wurde bei Modell-A-Nutzern nur mit nur einem Probanden in apikaler und basaler Konfiguration durchgeführt. Für Modell-B-Nutzer gelang eine Frequenzzuordnung bei Einzelelektrodenstimulation mehreren aber nicht allen Probanden. Eine Probandin konnte der basalen Einzelelektrode keine Tonhöhe zuordnen (vgl. Abb. 4.12b). Dies ist mit der Elektrodenlage zu begründen. Dieser Elektrodenkontakt befindet sich außerhalb der Cochlea. Für eine weitere Probandin gestaltete sich die Zuordnung so schwierig und anstrengend, dass lediglich für $\text{IRN}_{500 \text{ Hz}}$ Zuordnungen erfolgen konnten.

Betrachtungen der Frequenzzuordnungen unabhängig vom Insertionswinkel (vgl. Abb. 4.13a) zeigen keine Clusterung für basale Elektroden im hochfrequenten oder apikale im niederfrequenten Frequenzbereich. Auch wenn man den individuellen Insertionswinkel und die daraus resultierende Frequenz

Tabelle 4.2.: Insertionswinkel der Elektrodenträger, Lage der Einzelelektroden und individuelle cochleäre Länge bestimmt aus der postoperativen DVT-Aufnahme. (n. e.: nicht erkennbar, n. b.: nicht bestimmt, au.: Elektrode liegt außerhalb der Cochlea)

ID	Insertions- winkel in °	Lage apikale Elektrode		Lage mediale Elektrode		Lage basale Elektrode		Cochlea- länge in mm	
		in °	in Hz	in °	in Hz	in °	in Hz		
120	355	n. e.		n. e.		n. e.		32	
121	560	380	224	150	1651	30	8921	32	
124	375	260	560	75	4359	au.		38	
128	630	450	141	150	1651	80	4054	39	
143	335	n. b.		130	2091	n. b.		32	
148	570	390	210	190	1073	70	4694	30	
152	378	kein DVT vorhanden							

(vgl. Gleichung 2.2 und 2.1) in die Auswertung der zugeordneten Frequenzen mit einbezieht, ist kein Zusammenhang zwischen zugeordneter Frequenz und Stimulationsort zu erkennen (vgl. Abb. 4.13b). Einem IRN mit einer Verzögerungszeit von 2 ms ($IRN_{500\text{ Hz}}$) wurde im gesamten im Experiment stimulierten Bereich der Cochlea eine Frequenz von ca. 500 Hz zugeordnet. Für kürzere Verzögerungszeiten traten größere Schwankungen in den zugeordneten Schwellen auf.

3D-Rekonstruktion der Cochlea

In Abbildung 4.15 ist eine exemplarische Rekonstruktion der Cochlea eines Probanden (ID 143) dargestellt. Die Längen der Cochleä der SSD-Probanden wurden ausgemessen und in Tabelle 4.2 zusammengefasst.

4.2.3. Objektive Bestimmung der Pitch-Onset Response

Probanden

Die EEG-Messung wurde mit 15 normalhörenden Probanden (vgl. Tab. A.4), welche auch an den psychoakustischen Pitch-Experimenten teilnahmen, durchgeführt.

Dreißig CI-Träger nahmen an der Messung teil. Zur Auswertung konnten die EEG-Messungen von 26 Probanden herangezogen werden. Diese waren zwischen 28 und 75 Jahren alt, 12 waren Frauen und 14 Männer. Die EEG-Messungen der anderen 4 Probanden wiesen Artefakte auf, die nicht eliminiert werden konnten. Die Potentialableitungen eines Probanden konnte durch zu viele Bewegungsartefakte über weite Strecken des EEGs nicht ausgewertet werden. Hierbei handelt

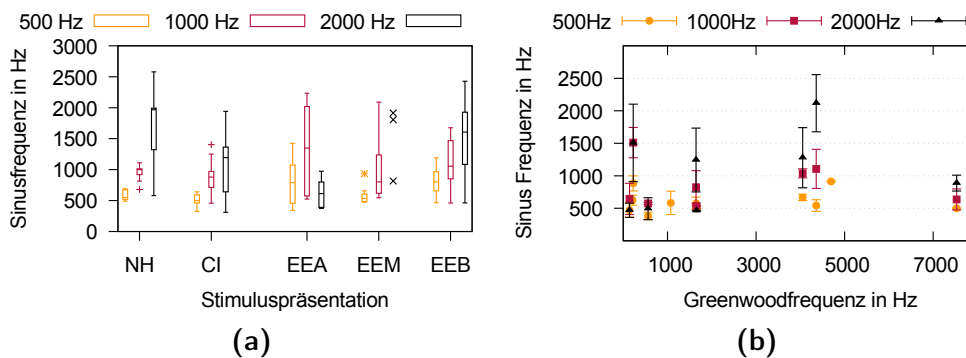


Abbildung 4.13.: Frequenzzuordnungen im Pitch-Zuordnungsexperiment (a) Verteilung für die verschiedenen theoretischen Elektrodenkonfigurationen unabhängig von der individuellen Insertionstiefe der Elektrode und (b) in Abhängigkeit der aus der Insertionstiefe abgeleiteten individuellen Frequenz. Farblich kodiert sind die präsentierten IRN-Frequenzen.

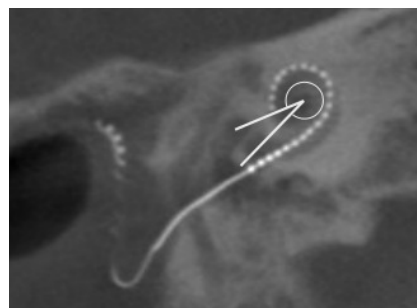


Abbildung 4.14.: In der postoperativen DVT-Aufnahme wird der Insertionswinkel der Elektrode in der „cochleären“ Perspektive in der Verbindung zwischen rundem Fenster und Helikotrema gemessen.

es sich um einen jungen Probanden, dem es nicht gelang hinreichend ruhig zu sitzen.

Für die acht CI-Träger des Typs B, die psychoakustisch einen Unterschied zwischen weißem Rauschen und IRN präsentiert auf einer Einzelelektrode detektieren konnten, wurden zusätzlich Potentiale während der Präsentation des IRN auf der medialen Einzelelektrode abgeleitet. Als Vergleich wurden die Potentiale von acht zufällig ausgewählten Modell-A-Nutzern bei Einzelelektrodenstimulation aufgezeichnet.

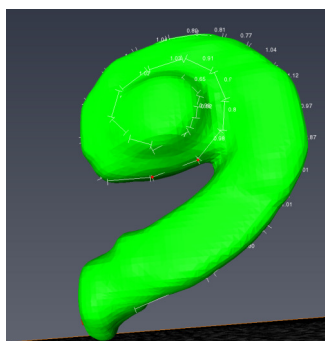


Abbildung 4.15.: 3D-Rekonstruktion eines exemplarischen Probanden zu Bestimmung der individuellen Länge der Cochlea mit AMIRA.5.6..

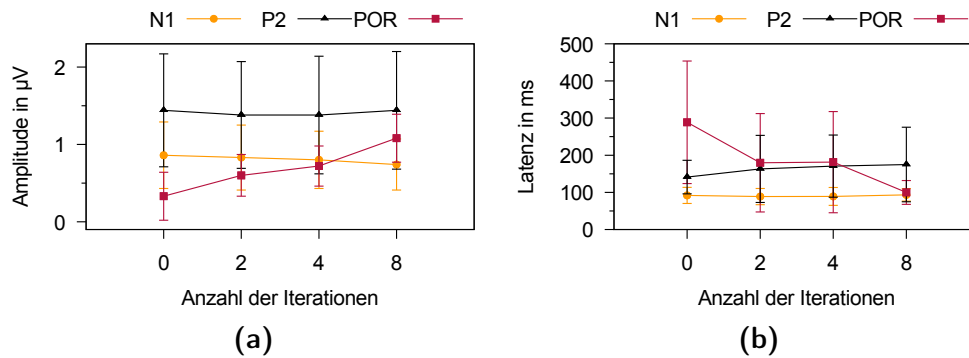


Abbildung 4.16.: (a) N1-, P2- und der POR-Amplituden und (b) Latenzen der Normalhörenden bei Präsentation von 1 s weißem Rauschen, welches kontinuierlich in IRN übergeht.

POR der Normalhörenden

Mit zunehmender Anzahl der Iterationen im präsentierten IRN war ein Anstieg der POR-Amplituden und eine Verkürzung der POR-Latenzzeiten für den einzelnen Probanden in der Mean-Global-Field-Power (*MGFP*) zu erkennen (vgl. Abb. 4.17).

Vergleicht man die Mittelwerte der POR-Amplituden und -Latenzen für alle NH-Probanden, so ist mit zunehmender Iterationsanzahl des IRNs eine Verkürzung der Latenz und Zunahme der Amplitude zu erkennen (vgl. Abb. 4.16). Die Zunahme der Amplitude ist zwischen weißem Rauschen und IRN mit zwei Iterationen, zwischen IRN mit zwei und vier und IRN mit vier und acht Iterationen statistisch signifikant (alle $p_s < 0,05$). Die Latenzabnahme ist lediglich ein Trend. In den *t*-Tests zeigte sich weder zwischen weißem Rauschen und IRN mit zwei Iterationen ($p = 0,07$), zwischen IRN mit zwei und vier Iterationen ($p = 0,93$) noch zwischen IRN mit vier und acht Iterationen ($p = 0,04$) ein signifikanter Unterschied. Die Mittelwerte der N1- und P2-Amplituden und Latenzen wurden wie erwartet nicht von der Anzahl der Iterationen im IRN beeinflusst ($p > 0,05$).

POR der CI-Träger

Bei den CI-Trägern war ein gezieltes Entfernen der Artefakte, die durch das CI verursacht wurden, aus dem EEG-Signal möglich. In Abbildung 4.18 sind verschiedene typische ICA-Artefakt-Komponenten dargestellt. Durch die Augenbewegung hervorgerufene Störungen beschränkten sich oft auf zwei bis drei ICA-Komponenten. Das Blinzeln war im Stimuli-Zeit-Diagramm gut durch punktuelle bzw. verschmierte kurze Potentialänderungen sichtbar und im Topoplot deutlich zu erkennen. Die Störungen durch die Herzaktivität traten oft in zwei Artefakten spiegelsymmetrisch im Topoplot auf und waren durch regelmäßige, sehr kurze punktuelle Änderungen im Stimuli-Zeit-Diagramm erkennbar. Die Amplituden der über alle Stimuli gemittelten Potentiale der ICA-Komponente – ähnlich dem

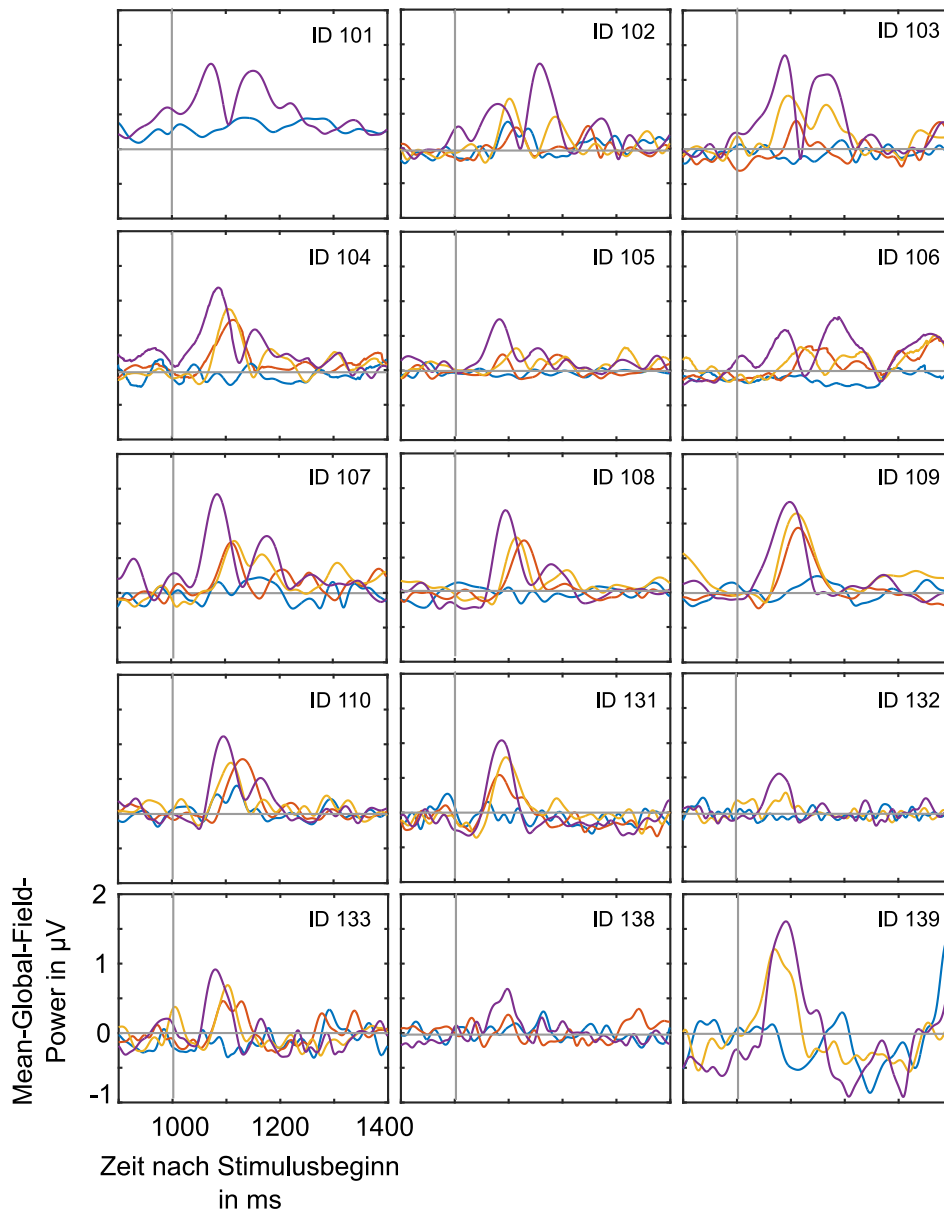


Abbildung 4.17.: Vergleich der *MGFP* verschiedener Iterationsanzahlen (blau: $n = 0$, orange: $n = 2$, gelb: $n = 4$, violett: $n = 8$) für alle normalhörenden Einzelprobanden. Mit Zunahme der Iterationen und somit der Ausprägung des Pitches ist eine wachsende POR zu erkennen.

EKP – waren meist im einstelligen Bereich. Die CI-Artefakte wiesen deutlich stärkere Potentialschwankungen auf (vgl. Abb. 4.18d). Außerdem waren sie meist stimulusgekoppelt und im Topoplot seitlich lokalisiert. Häufig gelang der ICA keine eindeutige Trennung der Artefaktkomponenten und in drei bis vierzehn Komponenten dominierte die CI-Störung, sodass diese Komponenten entfernt wurden. Als Kriterien wurden hierbei die maximalen Amplituden im Stimuli-Zeit-Diagramm genutzt, diese sollten in ihrer maximalen Amplitude 50 arb. units nicht überschreiten.

Nach erfolgter Artefaktreduktion wurde ein frontales Cluster aus sechs Elektroden (F3, Fz, F4, FC3, FCz und FC4) betrachtet. Dies erfolgte bei den CI-Trägern und zur Vergleichbarkeit auch bei den Normalhörenden.

In Abbildung 4.19 sind der Gruppenmittelwert der N1 für Normalhörende und CI-Träger im Vergleich sowie in Abbildung 4.20 die POR für CI-Träger und NH dargestellt. Für alle Probanden konnten deutliche N1- und POR-Komponenten ermittelt werden, welche sich signifikant vom Rauschen des Signals unterschieden ($p < 0,001$). Die Amplituden der N1 waren für die Normalhörenden signifikant kleiner als die der POR (N1: $-0,71 \mu\text{V}$; POR: $-1,45 \mu\text{V}$; $p < 0,01$). Für CI-Träger hingegen waren die Amplituden der N1 signifikant größer als die der POR (N1: $-1,09 \mu\text{V}$; POR: $-0,58 \mu\text{V}$; $p < 0,01$). Die Mediane und Verteilungen der POR- und der N1-Amplituden über die einzelnen Probanden sind in Abbildung 4.21a zusammengefasst. Die POR-Amplitude ist für Normalhörende größer als für CI-Träger ($p < 0,001$). Zwischen Normalhörenden und CI-Trägern war kein signifikanter Unterschied in den N1-Amplituden zu erkennen ($p > 0,05$). Die Latenz der N1 und der POR war für Normalhörende kürzer als für CI-Träger (vgl. Abb. 4.21b).

Die Anzahl der Iterationen beeinflusste die POR-Amplitude signifikant ($F[2, 32] = 41,77$; $p < 0,001$). Der Effekt der Hörmodalität (CI oder NH) auf die POR-Amplitude war nicht signifikant ($p > 0,05$), jedoch die Interaktion mit dem intraindividuellen Faktor „Pitch- Stärke“ ($p < 0,05$). Post-hoc Vergleiche zeigten eine größere POR-Amplitude ($p < 0,001$) für große Pitch-Stärke verglichen mit geringer Pitch-Stärke (vgl. Abschnitt 3.3.2) und weißem Rauschen, d. h. keinem Pitch. Für eine große Pitch-Stärke war die Amplitude für normalhörende Probanden größer als für CI-Träger ($p < 0,05$), für geringe Pitch-Stärken lieferten die Experimente keinen signifikanten Unterschied ($p > 0,05$).

In Abbildung 4.22 sind Gruppenmittelwerte der EKP für NH und CI-Träger für verschiedene Pitch-Stärken dargestellt. Die POR-Amplitude der CI-Träger nahm mit zunehmender Pitch-Stärke zu. Diese Tendenz ist jedoch nicht statistisch signifikant.

POR bei Einzelelektrodenstimulation

In Abbildung 4.23a ist die mittlere EEG-Amplitude des frontalen Elektrodenclusters aus sechs Elektroden bei Einzelelektrodenstimulation dargestellt. Hierfür wurden die Messungen von fünf mit Modell B versorgten CI-Trägern ge-

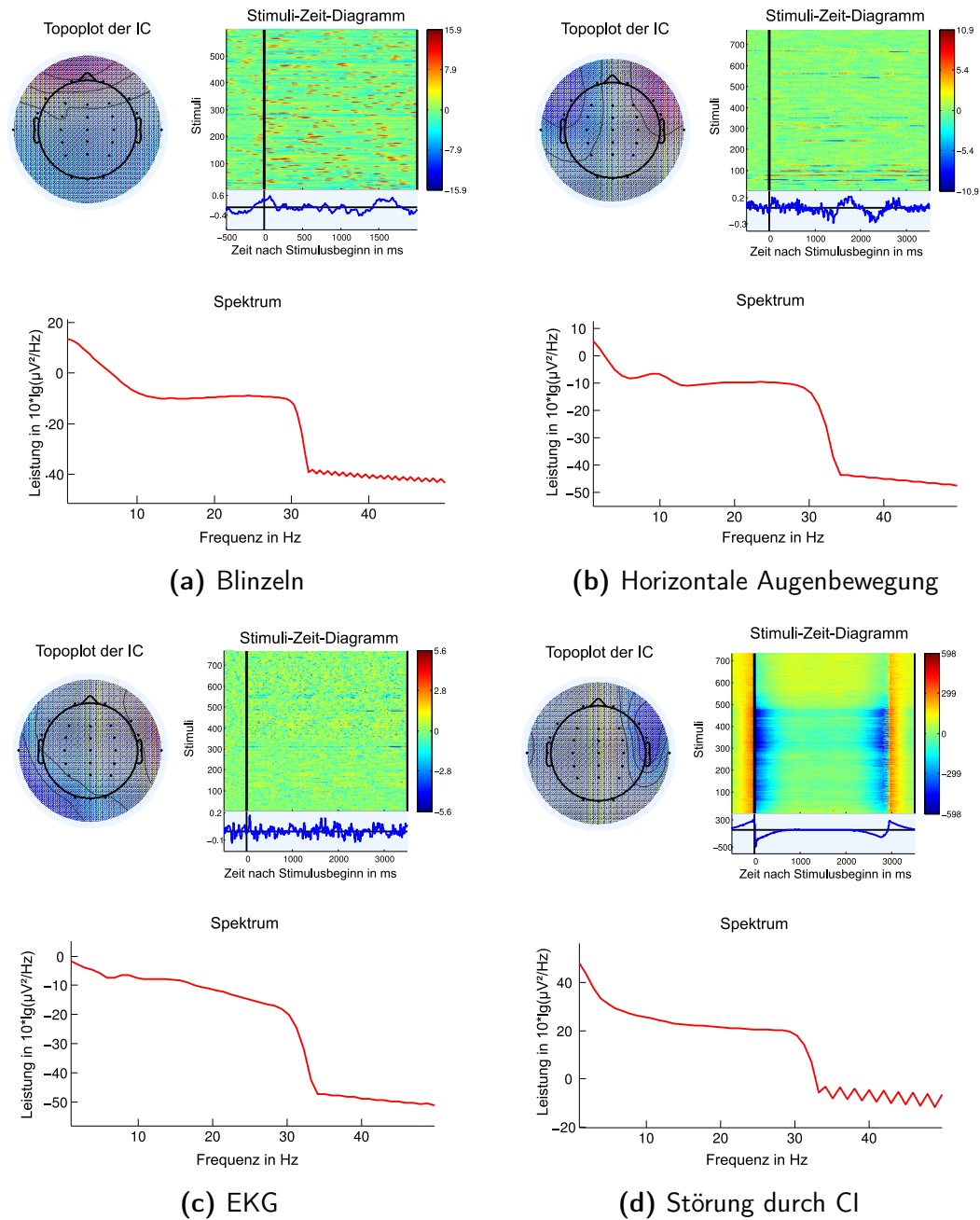


Abbildung 4.18.: Typische ICA-Komponenten für Artefakte verschiedener Ursachen.

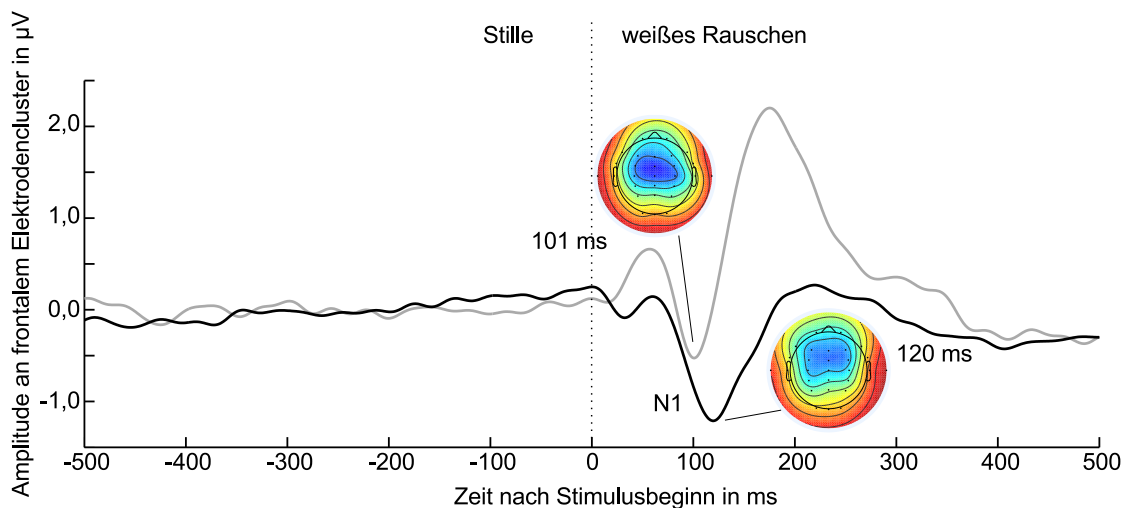
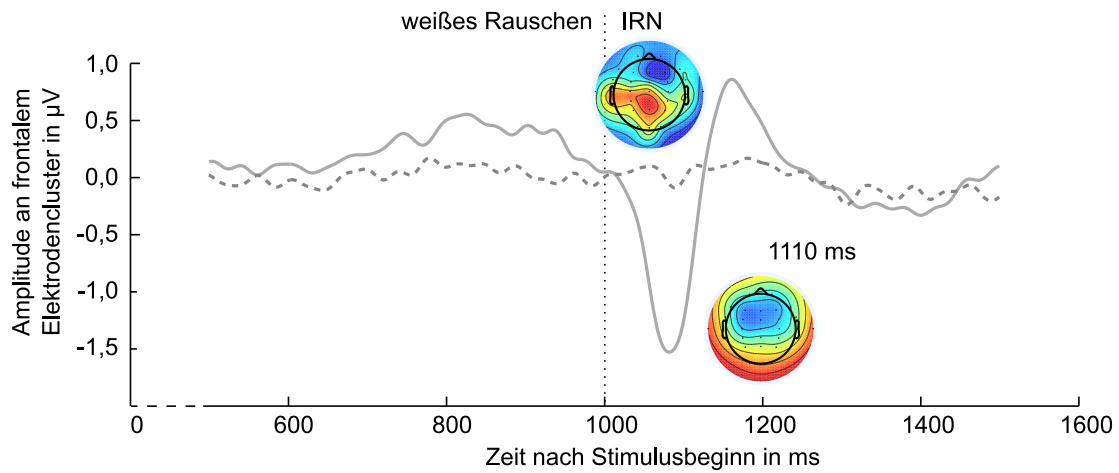


Abbildung 4.19.: Gruppenmittelwert über EKP für ein frontales Cluster aus sechs Elektroden für CI-Träger (schwarz) und NH (grau) im Vergleich. Zusätzlich sind die Topoplots an den maximalen Amplituden der N1 in arb. units dargestellt.

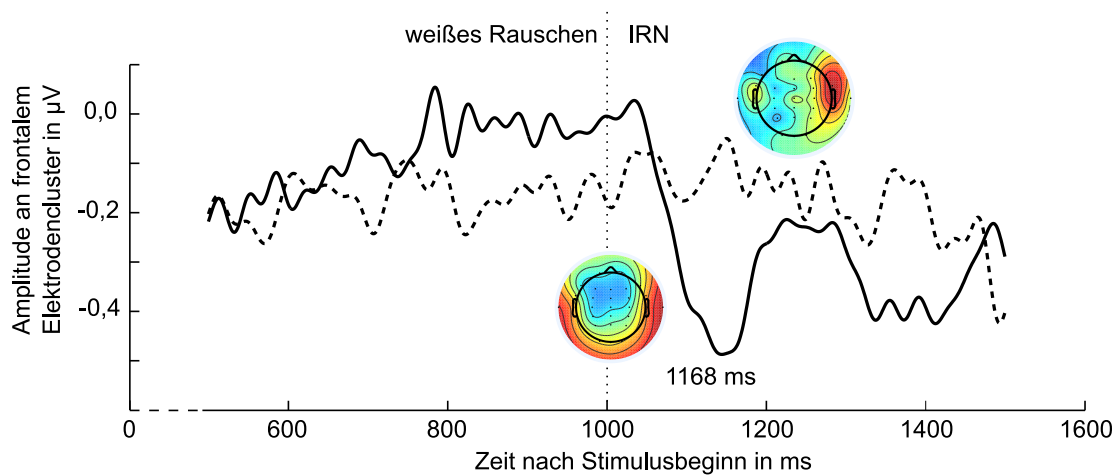
nutzt. Die Aufnahmen der drei anderen Modell-B-Nutzer wiesen starke Artefakte auf. Zu erkennen ist eine deutliche N1-Komponente mit einer mittleren Latenz von (138 ± 13) ms und einer Amplitude von $(-1,48 \pm 0,43)$ μV . Der N1-Peak im Gruppenmittel hat eine Latenz von 140 ms. Die individuelle POR [Latenz: (154 ± 33) ms; Amplitude: $(-0,42 \pm 0,19)$ μV] variiert in ihrer Latenz mehr als die N1 und hat eine geringere Amplitude. Somit ist der POR-Peak im Gruppenmittel verbreitert (vgl. Abb. 4.23a). Im Topoplot ist dennoch eine deutlich frontale Aktivität zu erkennen. Der Vergleich mit t -Tests zeigt einen signifikanten Unterschied zwischen dem Rauschen [Latenz: (720 ± 20) ms; Amplitude: $(-0,05 \pm 0,17)$ μV] und der N1-Komponente [$t(4) = -7,59$; $p < 0,01$]. Ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen POR-Amplitude und Rauschen konnte nicht festgestellt werden [$t(4) = -2,62$; $p = 0,059$].

Für die Nutzer des CI-Typs A wurden die EEG-Aufnahmen aller acht Probanden ausgewertet. Es ist ein signifikanter Unterschied zwischen der N1-Amplitude $(-0,92 \pm 0,84)$ μV mit einer mittleren Latenz von (133 ± 33) ms und der mittleren Rauschamplitude $(-0,22 \pm 0,50)$ μV im Zeitfenster (720 ± 20) ms festzustellen [$t(7) = -3,98$; $p = 0,005$]. Ein Unterschied zwischen der POR-Amplitude [Latenz: (137 ± 59) ms; Amplitude: $(-0,67 \pm 0,75)$ μV] und dem Rauschen konnte nicht nachgewiesen werden [$t(7) = -2,01$; $p > 0,05$]. Auch im Gruppenmittel ist im Peak nach Stimulusübergang von weißem Rauschen zu IRN (Latenz: 104 ms) keine frontale Aktivierung zu erkennen.

In Abbildung 4.23b ist das EKP eines Probanden bei Stimulation einer einzelnen cochleären Elektrode dargestellt. Für die N1 zeigt sich mit einer Amplitude von $-0,86$ μV bei einer Latenz von 160 ms eine zentrale Aktivierung im Topoplot. Die Aktivität für die POR-Komponente (Latenz = 1176 ms, Amplitude = $-0,71$ μV)



(a)



(b)

Abbildung 4.20.: POR nach Übergang von weißem Rauschen zu IRN mit großer Pitch-Stärke ($n_{NH} = 8$ und $n_{CI} = 32$ bzw. 64 ; durchgezogene Linie) und kontinuierliches weißes Rauschen (gestrichelte Linie) für (a) Normalhörende und (b) CI-Träger. Zusätzlich sind die Topoplots an den Latenzen der maximalen Amplitude nach Übergang von weißem Rauschen zu POR ($n_{NH} = 110$ ms, $n_{CI} = 168$ ms) angegeben.

4. EXPERIMENTELLE ERGEBNISSE

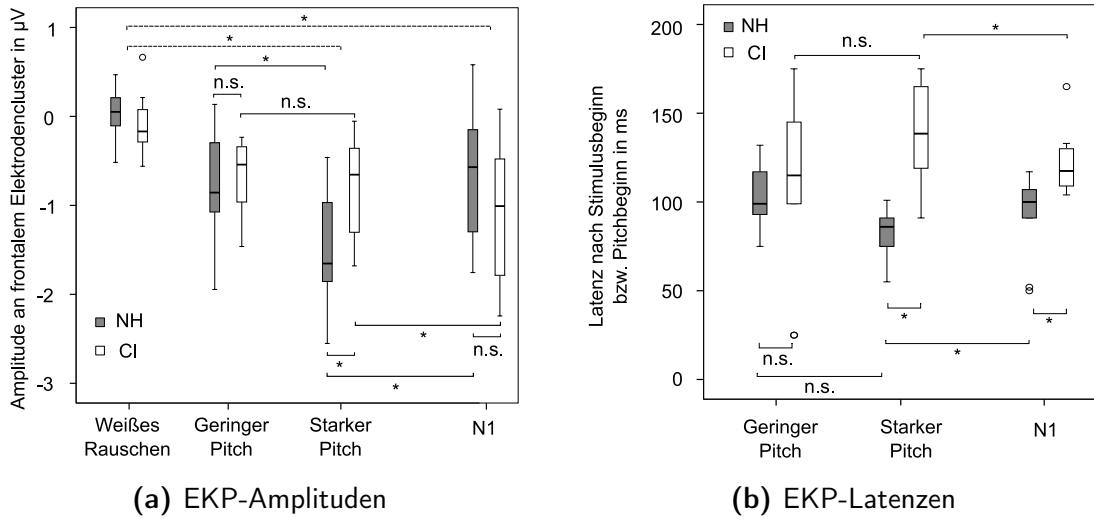


Abbildung 4.21.: POR-Amplituden (a) und -Latenzen (b) für verschiedene Pitch-Stärken im Vergleich zur N1 für CI-Träger und Normalhörende. Signifikante Unterschiede ($p < 0,05$) sind mit einem Stern gekennzeichnet.

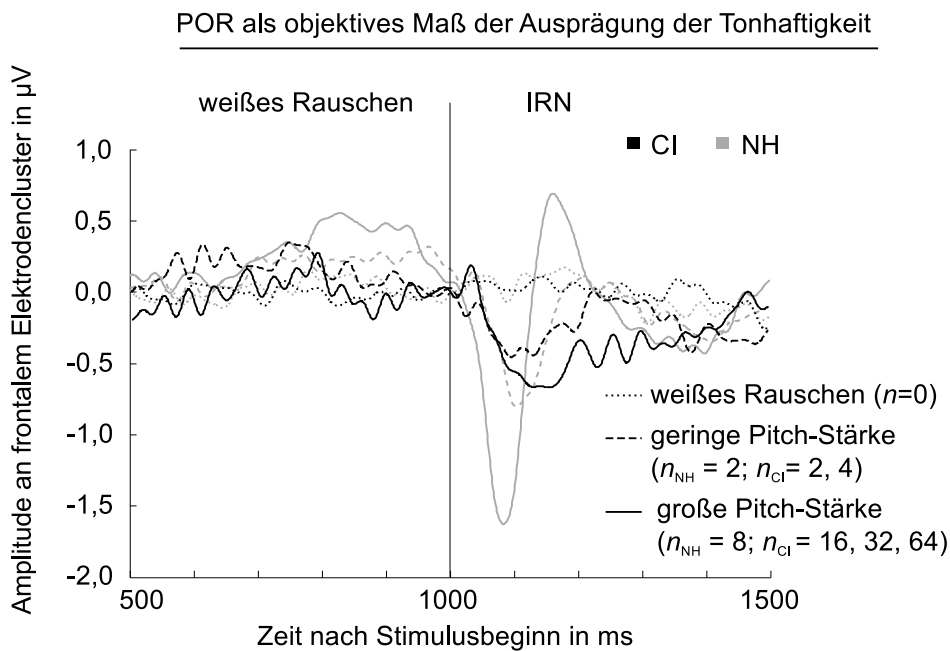
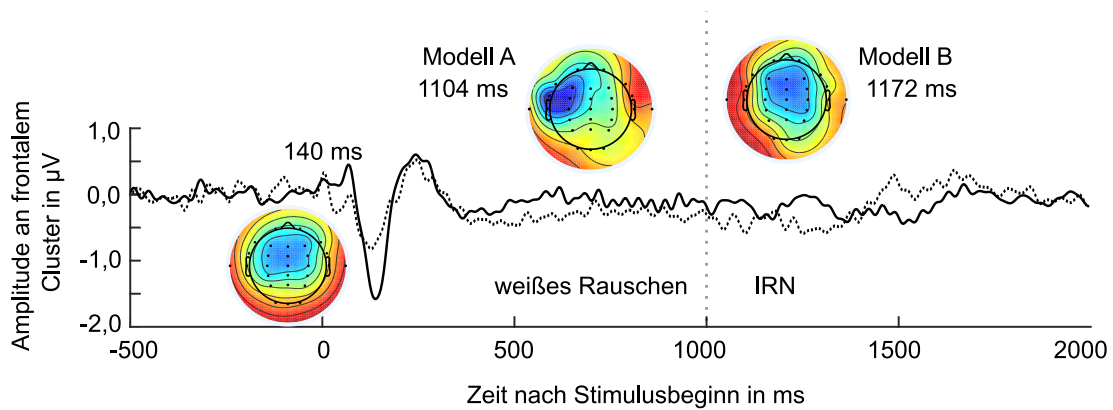
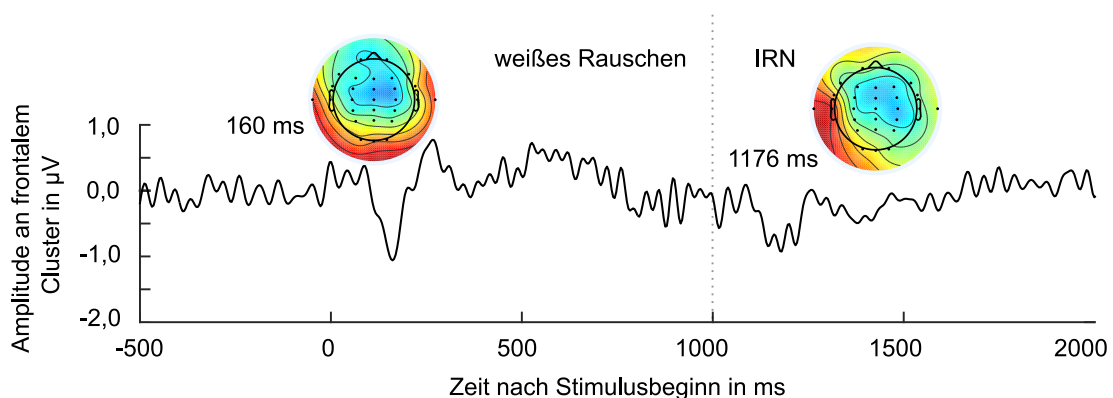


Abbildung 4.22.: Abhängigkeit der POR-Amplitude von der Pitch-Stärke. Bei Normalhörenden (grau) und CI-Trägern (schwarz) nimmt mit zunehmender Pitch-Stärke die Amplitude der POR zu.



(a)



(b)

Abbildung 4.23.: EKP während der Stimulation einer einzelnen cochleären Elektrode mit IRN mit 32 Iterationen. (a) gemittelt über 5 CI-Träger mit Modell A (gestrichelte Linie) und mit Modell B (dicke Linie) und (b) für einen einzelnen CI-Träger (ID 150). Die zugehörigen Topoplots zeigen eine frontale Aktivierung für Modell-B-Nutzer und den Einzelprobanden, jedoch nicht für CI-Träger mit Modell A.

ist noch geringfügig mit dem CI-Artefakt überlagert, was im Topoplot an der linksseitigen positiven Aktivität erkennbar ist.

Quellenrekonstruktion

In Abbildung 4.24 ist eine deutliche Aktivierung des auditorischen Kortex zum Zeitpunkt der POR – 78 ms nach Pitch-Onset – für den NH Probanden (ID 133) zu erkennen. Auch für den CI-Träger (ID 117) ist bei rechtsseitiger Stimulation eine Aktivierung des linken auditorischen Kortex 120 ms nach Übergang von weißem Rauschen zu IRN erkennbar. Auf der rechten Seite sind Hirnaktivität und CI-Artefakt überlagert. Die Rekonstruktion erfolgte auf einem standardisierten Gehirnmodell.

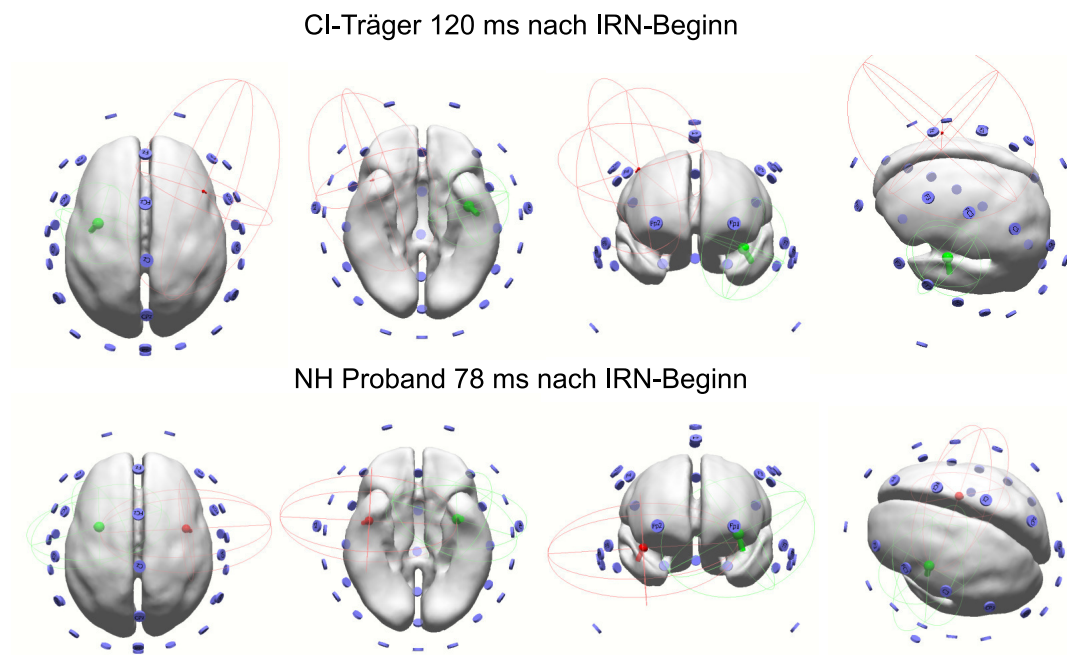


Abbildung 4.24.: Generatoren der POR nach Übergang von weißem Rauschen zu IRN mit großer Pitch-Stärke zur Latenz der maximalen Negativität bei einem CI-Träger (a) bis (d) (ID 117) und einem NH Probanden (ID 133). Die Rekonstruktion erfolgte auf einem standardisierten Gehirnmodell.

5. Diskussion

Die Ergebnisse dieser Arbeit zeigen, dass sich subjektiv, psychoakustisch ermittelte Wahrnehmungs- und Diskriminationsschwellen in objektiven Messungen widerspiegeln. Die im vorherigen Kapitel dargestellten Beobachtungen zur Wahrnehmung verschiedener komplexer Stimuli werden folgend für jedes Experiment im Spiegel der Literatur diskutiert. Zunächst erfolgt eine Diskussion getrennt nach den Experimenten. Weiterhin wird allgemein auf technische Unterschiede zwischen den Implantaten und Artefakte im EEG eingegangen.

5.1. Experiment 1 – Timbre-Wahrnehmung

Die Ergebnisse des ersten Experimentes konnten zeigen, dass Timbre-Unterscheidung separat für einzelne Timbre-Dimensionen, d. h. für die zeitliche Einhüllendenmodulation und die Änderung der spektralen Verteilung, sowohl bei Normalhörenden als auch bei CI-Trägern bestimmt werden kann.

5.1.1. Psychoakustische Bestimmung der Timbre-Diskrimination

Die Schwankungen der JND beider Timbre-Dimensionen waren für normalhörende Probanden gering. Für CI-Träger hingegen war eine breitere Verteilung der JND zu beobachten. Die psychoakustische Unterscheidung der Klangfarbe war folglich für die CI-Probanden schwieriger als für die Normalhörenden. Vor allem die Unterscheidung verschiedener Einhüllender, d.h. unterschiedlicher Rauigkeit, gelang ihnen nicht immer. Es zeigten sich große interindividuelle Unterschiede in den Ergebnissen der CI-Träger. Einigen gelang die Differenzierung verschiedener Ausprägungen der Einhüllendenmodulierung gut, andere hingegen konnten bis zur Übermodulation keinen Unterschied detektieren. Hierbei waren keine Zusammenhänge mit der Tragedauer, dem Sprachverstehen und dem Fortschritt der audioverbalen Therapie festzustellen. Man kann die Probandengruppe in „gute“ und „schlechte“ psychoakustische Hörer bezüglich der Timbre-Wahrnehmung einteilen (Turgeon et al. 2014; Zhang et al. 2011). Diese Einteilung in gute und schlechte Hörer, nach der Unterscheidungsfähigkeit der Einhüllenden, spiegelt sich nicht in der Unterscheidung zwischen verschiedenen spektralen Verteilungen wider.

Die Ergebnisse zeigen, dass die Unterscheidung verschiedener Einhüllender, welche auch essentiell für das Sprachverstehen ist (Kong et al. 2004), noch immer

eine Schwierigkeit für die CI-Träger darstellt. Es war erwartet worden, dass die Detektion von Unterschieden in der Rauigkeit leichter fällt als das Erkennen spektraler Unterschiede, da die genutzten Kodierungsstrategien vor allem die Einhüllenden und weniger die spektrale Feinstruktur verarbeiten. Die Beobachtungen, zeigen jedoch dass dies nicht der Fall ist.

Während der Durchführung der Schwellenbestimmung ist bei einigen Probanden ein Trainingseffekt zu beobachten gewesen. Da es sich um eine sehr heterogene Probandengruppe handelt (vgl. Tab. A.2), kann nicht ausgeschlossen werden, dass einige Probanden eine längere Eingewöhnungsphase benötigt hätten und die subjektive, psychoakustische Bestimmung der Diskriminationsschwelle nicht unbedingt ein Abbild der wirklichen Unterscheidungsfähigkeit ist. Gerade unbekannte Geräusche, was diese synthetischen Stimuli sind, sind für einige Probanden ohne ein vorheriges Training nur schwer zu unterscheiden. Hinzu kommt, dass die Übertragung im CI und die Kodierungsstrategien vor allem für die Einhüllendenübertragung von Sprachsignalen und nicht für die Übertragung synthetischer Klänge optimiert sind. Dies kann zu den im Experiment beobachteten höheren Unterscheidungsschwellen für CI-Träger im Vergleich zu NH beigetragen haben.

5.1.2. Objektive Bestimmung der Timbre-Diskrimination

Die Betrachtung der Differenzwellen für verschiedene Timbre-Stimuli zeigt, dass bei überschwelliger Stimuluspräsentation eine MMN ausgelöst werden kann, bei unterschwelliger Präsentation hingegen nicht. Dies wurde sowohl für spektral modulierte Stimuli (S-Stimuli), als auch für Variationen der zeitlichen Einhüllenden (E-Stimuli) beobachtet. Damit konnte sowohl für NH als auch für CI -Träger gezeigt werden, dass sich die psychoakustischen Schwellen in der MMN widerspiegeln (vgl. Abb. 4.2). Das ermöglicht eine objektive Schwellenbestimmung einzelner Timbre-Parameter.

Bei einem einzelnen CI-Probanden wurde auch bei unterschwelliger Stimulation mit E-Stimuli eine MMN erfasst. Bei der Stimulation mit den veränderlichen zeitlichen Einhüllenden gab es bereits bei der Psychoakustik Auffälligkeiten und die Schwelle konnte oft nur schwer bzw. gar nicht bestimmt werden. Möglicherweise ist das subjektive Entscheidungskriterium viel gröber als die eigentlich Wahrnehmung. Dies hätte zur Folge, dass die Modifikation von der Schwelle zum unterschwelligen Stimulus zu fein war und anschließend innerhalb des unterschwelligen Paares noch eine Differenzierung möglich war.

Ein Gewöhnungseffekt an die sich wiederholenden Stimuli kann ausgeschlossen werden, da die MMN habituationsresistent ist (Rösler 2013, S. 177). Der für die Psychoakustik beobachtete Lerneffekt könnte jedoch auch in der EEG-Messung einen Einfluss auf die Amplituden oder Latenzen haben. Während der EEG-Aufnahme haben die Probanden Zeit, sich an die Stimuli zu gewöhnen, was eventuell zu einer Verschiebung der Schwelle führt. Durch eine erneute Bestimmung

der psychoakustischen Schwelle im Anschluss an die EEG-Messung hätte dies überprüft werden können.

5.2. Experiment 2 – Pitch-Wahrnehmung

Es konnte in diesem Experiment gezeigt werden, dass CI-Träger eine Periodizität, d. h. einen Pitch, in IRN-Signalen wahrnehmen können. Im Gegensatz zur Studie von Penninger et al. (2013), in welcher als Iterationsanzahl $n = 8$ genutzt wurde, variierten die Überlagerungsanzahlen in der vorliegenden Arbeit und das Pitch-Zuordnungsexperiment wurde mit $n = 32$ Iterationen durchgeführt. Dadurch wurde eine Pitch-Wahrnehmung für CI-Träger bei der Präsentation von IRN möglich. Dies konnte auch durch objektive Messungen im EEG mittels POR, die die kortikale Verarbeitung von Pitch zeigt (Schnupp et al. 2011), bestätigt werden. Durch Variation des Stimulationsortes in der Cochlea und Reduktion des angeregten cochleären Bereichs konnte nachgewiesen werden, dass es sich bei der Ortskodierung nicht um den in der Pitch-Verarbeitung dominierenden Prozess handelt.

5.2.1. Psychoakustische Bestimmung der Pitch-Diskrimination

Stimulation aller Elektroden

CI-Träger konnten einen Unterschied zwischen IRN und weißem Rauschen detektieren, wenn IRN in ihrer Alltagseinstellung mit maximaler aktivierter Elektrodenanzahl präsentiert wurde. Es wurden die Unterscheidungsschwellen für verschiedene Pitch-Stärken für CI-Träger und Normalhörende bestimmt. Die höheren JND der CI-Träger im Vergleich zu Normalhörenden (vgl. Abb. 4.7b) belegen, dass größere Unterschiede für eine Diskriminierung notwendig sind, die Unterscheidung folglich für CI-Träger schwerer als für Normalhörende ist. Somit sind für CI-Träger die wahrgenommenen Unterschiede in Musikstücken oder bei der Differenzierung von Sprechern im Störlärm geringer als für Normalhörende, was ein Grund für die schlechtere Selektionsfähigkeit verschiedener Geräusche bzw. geminderten Musikgenuss (McDermott 2004) sein kann.

Die Beobachtung, dass mit zunehmender Referenziterationsanzahl die JND wuchs, ist mit dem Weber-Fechner-Gesetz konform (vgl. Abschnitt 2.3.1). Betrachtet man die Ausprägung der Tonhaftigkeit, die Pitch-Stärke des IRN, als Reiz, so ist bei einer höheren Reizintensität nach Weber auch eine größere Reizdifferenz zur Perzeption des Unterschieds notwendig (Huppelsberg et al. 2009). Dies zeigt sich in den Ergebnissen beider Probandengruppen.

Alterseffekt

Die Gruppe der CI-Träger und der Normalhörenden unterschied sich von der Altersstruktur deutlich. Ein Vergleich von Teilgruppen der Normalhörenden wurde durchgeführt, um eine Altersabhängigkeit der Pitch-Wahrnehmung auszuschließen. Es nahmen 11 jüngere (Alter < 50 Jahre) und 4 ältere (Alter > 50 Jahre) normalhörende Probanden teil. Ein Vergleich der JND zwischen den Teilgruppen zeigte keinen Unterschied (vgl. Abschnitt 4.2.1). Deshalb wird eine mögliche Altersabhängigkeit der Pitch-Wahrnehmung in dieser Arbeit vernachlässigt.

Verzögerungszeiten

Verschiedene Verzögerungszeiten im IRN und daraus resultierende unterschiedliche Frequenzen der tonalen Empfindung haben für normalhörende Probanden keinen Einfluss auf die JND (vgl. Abb. 4.5a). Dies gilt zum einen für die reine IRN-Detektion verglichen mit weißem Rauschen, andererseits auch für die Diskrimination von IRN verschiedener Pitch-Stärken. Das bedeutet, dass auch bei zunehmender Schwierigkeit der Aufgabe bei der Diskrimination von IRN verschiedener Iterationsanzahlen mit höheren Anzahlen an Referenziterationen kein Effekt der Verzögerungszeit auf die JND für NH zu erkennen war.

Für CI-Träger hingegen war ein signifikanter Unterschied zwischen 8 ms Verzögerungszeit und den kürzeren Verzögerungen von 1 ms, 0,5 ms und 0,25 ms zu beobachten (vgl. Abb. 4.7a). Eine Erklärung hierfür ist der begrenzte Übertragungsbereich. Für Modell A liegt die zu 8 ms gehörende IRN-Frequenz von 125 Hz außerhalb des verarbeiteten Frequenzbereichs, welcher erst bei 188 Hz beginnt (vgl. Abschnitt 2.2.2). Außerdem sind durch die logarithmische Aufteilung der Frequenzbänder die Harmonischen tiefer Frequenzen nicht separiert und führen zur Stimulation einer Elektrode. Dass dennoch eine Diskriminierung möglich ist, kann an den vorhandenen Harmonischen der Grundfrequenz liegen oder an einer Periodizitätsanalyse in kortikalen Arealen (Schnupp et al. 2011). Die kortikale Verarbeitung konnte in den EEG-Messungen gezeigt werden und wird im Abschnitt 5.2.3 genauer diskutiert.

Kodierungsstrategie

Bei Präsentation der Stimuli während der Nutzung der Alltagseinstellung der CI-Träger wurde kein signifikanter Unterschied zwischen den JND der verschiedenen CI-Modelle beobachtet. Es zeigte sich kein statistisch signifikanter Unterschied in der JND mit FSP und ACE. Lediglich ein nicht signifikanter Trend, dass Modell-B-Nutzer niedrigere JND aufwiesen, war zu beobachten. Dazu passend unterschied sich die subjektive Empfindung der Schwierigkeit der Aufgabe. Die Modell-A-Nutzer empfanden die Aufgabe als schwieriger als die Modell-B-Nutzer. Ein Grund dafür könnte die Kodierungsstrategie sein. Vergleiche von Kodierungsstrategien wurden in vorherigen Studien häufig innerhalb eines Herstellers mit dem Vergleichskriterium Sprachverstehen angestellt (Kim et al. 2000; Pasanisi et al. 2002). Die in Modell A genutzte ACE-Strategie (vgl. Abschnitt 2.2.2) nutzt einen Zeitversatz innerhalb der Prozessierung. In der Vergangenheit wurde

von einigen CI-Trägern ein permanentes störendes Piepen berichtet (Hocke 2013). Es bestand die Vermutung, dass durch den Zeitversatz auch weißes Rauschen bereits eine hohe tonale Wahrnehmung erzeugen könnte. Hinzu kommt, dass zusätzliche Phaseninformationen für tiefe Frequenzen aus der FSP Kodierung den ACE Nutzern nicht zur Verfügung stehen. Die Vermutung war, dass IRN, welches mit der Kodierungsstrategie ACE prozessiert wird, somit schwerer von weißem Rauschen unterschieden werden kann. Dies konnte in dieser Studie jedoch nicht bestätigt werden. Nach den Ergebnissen der vorliegenden Arbeit ist für die Pitch-Diskrimination in periodischen Signalen kein Effekt der Kodierungsstrategie auf die Pitch-Wahrnehmung zu erkennen.

Elektrodenaufbau

Die Ergebnisse können nicht vergleichend allein für die Kodierungsstrategie betrachtet werden, da sich weitere Parameter unterscheiden. So bestehen zusätzlich sowohl innerhalb eines als auch zwischen den Herstellern Unterschiede in der Elektrodenlänge, -form und Anzahl an Elektrodenkontakten (vgl. Tab. 2.1). Insgesamt ist festzuhalten, dass trotz der Verschiedenartigkeit vieler Parameter kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den JNDs in der Alltagseinstellung beider Hersteller gefunden wurde. Es zeigt sich somit aus den Ergebnissen des Experimentes kein Unterschied für die Pitch-Wahrnehmung in der Alltagseinstellung.

Stimulation einer Einzelelektrode

Betrachtet man die JND bei Stimulation einer einzelnen cochleären Elektrode mit IRN, so traten Unterschiede zwischen den beiden CI-Modellen auf.

CI-Träger mit Implantaten vom Modell A konnten bei Präsentation des Signals auf einer Einzelelektrode keinen Unterschied zwischen weißem Rauschen und IRN feststellen. Die Stimulation erfolgte in einem für den cochleären Bereich gewohnten Frequenzbereich. Die medial aktivierte Elektrode elf kodiert in der Alltagseinstellung Frequenzen zwischen 1813 Hz und 2063 Hz (vgl. Tabelle 3.1). Die Stimulation fand mit IRN mit 1 ms und 0,5 ms Zeitversatz und daraus resultierenden Frequenzen von 1000 Hz und auch 2000 Hz statt. Ein ungewohnter Stimulationsort ist somit kein Grund dafür, dass IRN nicht detektiert werden konnte.

Für Modell-B-Nutzer hingegen war eine Detektion des IRN bei Stimulation einzelner Elektroden möglich (vgl. Abschnitt 4.2.1). Dies traf sowohl für apikale, mediale als auch basale Einzelelektroden zu. Hierbei traten inter- und intraindividuell große Schwankungen auf. Begründungen dieser Schwankungen sind in physiologischen Prozessen zu suchen. Man kann davon ausgehen, dass die Differenzierung der Stimuli nicht aufgrund von Lautstärkeänderungen sondern durch Tonhöhenwahrnehmung im IRN erfolgte. Dies wurde im folgenden Pitch-Zuordnungsexperiment nachgewiesen. Somit zeigen die Ergebnisse, dass neben

der Tonotopie und Periodotopie auch noch andere analysierende Verarbeitungsprozesse im Gehirn einen entscheidenden Betrag zur Pitch-Wahrnehmung leisten.

Stimulation eines Clusters aus neun cochleären Elektroden

Neben der Stimulation der Einzelelektrode erfolgte auch eine Aktivierung apikaler oder basaler Elektrodencluster aus neun Elektroden. Diese Stimuluspräsentation sollte Auskunft über die Tonhöhenverarbeitung und den Zusammenhang mit dem stimulierten Ort geben. Präsentiert wurde IRN mit drei Verzögerungszeiten mit erwarteten Frequenzen von 125 Hz, 1000 Hz und 2000 Hz. Es erfolgte eine Detektion des IRN im Vergleich mit weißem Rauschen. Hierbei wurde erwartet, dass die Identifizierung des tieffrequenteren $IRN_{125\text{Hz}}$ aufgrund der Tonotopie in der apikalen Elektrodenkonfiguration leichter fällt als in der basalen Konfiguration.

Bei akuter Aktivierung eines Clusters aus je neun basalen oder apikalen Elektroden haben die Probanden die Höreindrücke entsprechend den auf der Tonotopie basierenden Erwartungen beschrieben. Die basale Konfiguration klang hell, piepsig, zischend bzw. auch kächzend und es war kaum Sprache zu verstehen. In der apikalen Konfiguration hingegen konnten die meisten Probanden Sprache verstehen, auch wenn diese sehr hohl, dumpf und aus weiter Ferne erschien. Die apikalere Abschnitte sind an für das Sprachverstehen notwendige Eingangssignale gewöhnt, somit konnte in dieser Konfiguration mit neun apikalen aktiven Elektroden Sprache verstanden werden.

Die Detektion des IRN bei Präsentation auf allen Elektroden lieferte eine geringere JND als bei Präsentation auf den reduzierten Elektrodenclustern (vgl. Abb. 4.9b). In der Alltagseinstellung war die Unterscheidung somit leichter. Dies deutet darauf hin, dass eine weitere örtliche Verteilung der Stimulation für die Pitch-Wahrnehmung von Vorteil ist. Jedoch ist zu bedenken, dass die Probanden an die Stimulation aller Elektroden gewöhnt sind und somit auch die Adaption zu einer niedrigeren JND in der Alltagseinstellung führen könnte.

Betrachtet man die JND der beiden Elektrodencluster für die verschiedenen IRN-Frequenzen, so ist die Tendenz der Ergebnisse nicht intuitiv. Bei apikaler Stimulation ist die JND für zunehmende Verzögerungszeiten und somit abnehmende Frequenzen im Mittel größer als bei basaler Stimulation. Man würde aufgrund der örtlichen Kodierung für niedrigere Frequenzen kleinere JND für apikale als für basale Stimulation vermuten. Der Trend, dass das Gegenteil des Erwarteten auftrat, ist jedoch nicht statistisch signifikant. Genauer betrachtet werden konnte die Pitch-Zuordnung dann im folgenden Zuordnungsexperiment, jedoch konnten hier aufgrund geringer Probandenanzahl keine Ergebnisse gefunden werden, die eine Verallgemeinerung zulassen.

5.2.2. Pitch-Zuordnung

In den Diskriminationsexperimenten konnte gezeigt werden, dass eine Unterscheidung von weißem Rauschen und IRN verschiedener Iterationen möglich

ist. Durch Zuordnungsexperimente konnte jedoch erst verifiziert werden, dass diese Unterscheidung aufgrund von Pitch-Charakteristika erfolgte und nicht Lautstärke oder Klangfarbenunterschiede zur Entscheidungsfindung beitrugen. Eine weitere Fragestellung die mit dem Pitch-Zuordnungsexperiment verfolgt wurde ist, ob die Tonotopie in der Wahrnehmung von Pitch dominant ist. In den Ergebnissen waren hohe IRN-Frequenzen nicht leichter wahrzunehmen, wenn sie im basalen Teil der Cochlea präsentiert wurden. Deshalb können neben der Tonotopie noch weitere zur IRN-Diskrimination beitragende Mechanismen vermutet werden.

Normalhörende Probanden

Die Messungen mit Normalhörenden zeigten, dass es möglich ist, dem IRN Klänge mit definierten Frequenzen zuzuordnen. Sie dienten dazu die möglichen Zuordnungsgenauigkeiten abzuschätzen. Bei einigen NH Probanden traten Schwierigkeiten bei der Frequenzabstimmung auf. Die Gründe hierfür wurden genauer untersucht. Die größeren Abweichungen bei der Zuordnung hingen nicht primär mit dem Alter zusammen (vgl. Abb. 4.5b). Die Ergebnisse zeigen einen Zusammenhang zwischen Zuordnungsgenauigkeit und musikalischer Erfahrung (vgl. Abb. 4.11a). Die Auswertung des Fragebogens (vgl. Anhang A.1) zeigte, dass die Probanden mit geringen Abweichung zwischen ihren Zuordnungsdurchführungen und auch Abweichungen von der erwarteten Zielfrequenz, einen häufigen Musikkontakt im Alltag haben, bzw. selbst aktiv ein Instrument spielen. Geringere Zuordnungsschwankungen zeigen sich auch bezogen auf die Nähe der Berufe der Probanden zur Musik. Der Dirigent (ID 138) und die Sprechwissenschaftlerin (ID 107) ordneten sehr genau jeweils das Reziproke der Verzögerungszeit als Frequenz zu. Auch subjektiv fiel ihnen die Zuordnung leichter. Dem Maurer, der angibt nur selten und wenn überhaupt nur im Hintergrund Musik zu hören und keine musikalische Ausbildung zu haben, fiel die Zuordnung deutlich schwerer. Es fällt auf, dass es sich bei den Abweichungen bei Probanden mit mittlerer Musikerfahrung oft um Oktavverwechslungen handelt (vgl. 4.11a 3. und 4. Proband von rechts). Dies ist mit der harmonischen Reinheit des Oktavintervalls und der damit leichten Verwechslung verschiedener Oktaven zu erklären.

Vergleicht man die Zuordnung für die einzelnen Tonhöhen, so scheint sie für niedrigere Frequenzen leichter zu sein. Die Standardabweichung ist wie erwartet für niedrige Frequenzen kleiner (vgl. Tab. A.1), da hier eine bessere Frequenzauflösung möglich ist (Sek et al. 1995).

Einen nicht zu verachtenden Effekt auf die Zuordnungsfähigkeit hat auch das Hörvermögen. Proband 133 nahm an der Studie teil, obwohl sein Audiogramm nicht ganz der Norm (DIN EN ISO 7029:1984) entsprach und eine leichte hochtonbetonte Schwerhörigkeit aufwies. Die Beobachtung, dass bei diesem Probanden die Pitch-Zuordnung so stark abweicht, vor allem für die hohen Frequenzen, zeigt die Wichtigkeit von gutem Hörvermögen und muss bei der Betrachtung der Ergebnisse der CI-Träger berücksichtigt werden.

CI-Träger

Verschiedene Studien haben bereits Tonhöhenzuordnungen zwischen akustischer Stimulation an einem Ohr mit Restgehör und elektrischer Stimulation mit CI betrachtet (Baumann et al. 2006; Schatzer et al. 2014). Hier wurden meist reine Sinustöne zur Stimulation genutzt. Die Fragestellungen, ob die Greenwoodfunktion für die Beschreibung der elektrischen Stimulation genutzt werden kann und ob Adaptationsprozesse stattfinden, wurden in diesen Studien verfolgt.

In der vorliegenden Arbeit diente das Pitch-Zuordnungsexperiment bei CI-Trägern dazu, zu zeigen, dass die Diskrimination des IRN auf Grundlage von Pitch-Charakteristika erfolgte. Vor allem soll es aber auch Aufschlüsse über die Dominanz der Ortskodierung für die Pitch-Wahrnehmung liefern.

Es wurde erwartet, dass sich die wahrgenommenen Frequenzen im Vergleich zu Normalhörenden zu höheren Frequenzen verschieben. Grund für diese Annahme ist die Reduktion des vom CI stimulierten cochleären Bereiches im Vergleich zu den Haarzellen in der gesunden Cochlea auf basale Abschnitte. Für die weitere Reduktion der Stimulationsregion durch Stimulation mit lediglich neun basalen und neun apikalen Elektroden wurde erwartet, dass dem gleichen Stimulus in der apikalen Konfiguration tiefere Töne zugeordnet werden als in der basalen. Dies würde die Bedeutung der Position der Stimulation, d. h. der Ortskodierung, für die Pitch-Wahrnehmung bekräftigen. Geht man von einer Pitch-Verarbeitung dominiert durch Orts- und Raten-Kodierung aus, so erwartet man bei einer Stimulation einer einzelnen aktiven Elektrode, dass zwischen verschiedenen Stimuli bei gleicher Stimulationsrate kein Unterschied in der Tonhöhenwahrnehmung auftritt. Sollte jedoch eine Differenzierung der Stimuli bei dieser Präsentation möglich sein, so wie es in der Arbeit der Fall war, so zeigt dies, dass in höheren Stufen der Hörbahn Analysen der Periodizität des Signals stattfinden. Dies unterstützt das Modell der phasenabhängigen Kodierung (vgl. Abschnitt 2.2.1) und der Periodizitätsanalysen. Im Folgenden werden die Ergebnisse des Pitch-Zuordnungsexperimentes genauer diskutiert.

Problematik Restgehör

In vielen Studien entspricht das Restgehör der Probanden auf der nicht mit CI versorgten Seite meist nicht der Norm (Vermeire et al. 2008). Auch die SSD-Probanden, die an dieser Studie teilnahmen, hatten häufig auf der Gegenseite ein nicht normgerechtes Hören (vgl. Abb. 4.10). Um sicherzustellen, dass sie dennoch in der Lage sind, Pitch zuzuordnen und um die individuelle Genauigkeit dieser Zuordnung herauszufinden, erfolgte zuerst eine Pitch-Zuordnung auf der normalhörenden Seite (vgl. Abb. 4.12b, NH). Traten bereits hier Differenzen von mehr als einer Oktave auf, wurden keine weiteren Zuordnungen durchgeführt. Sieben Probanden gelang trotz eines nicht immer altersgerechten Hörvermögens eine gute Pitch-Zuordnung.

Präsentation in der Alltagseinstellung

Die Pitch-Zuordnung bei der Präsentation von IRN auf allen Elektroden des CIs gelang den meisten Probanden. Die Frequenzzuordnungen der CI-Träger in der Alltagseinstellung lagen jedoch nicht immer bei den erwarteten Frequenzen und die JND streuten stärker als bei den Normalhörenden (vgl. Abb. 4.11b). Zudem ist keine Abhängigkeit von der angegebenen Musikerfahrung zu erkennen. Ein Grund kann eine geringere Musikerfahrung auf dem CI-Ohr sein, da die meisten Probanden angaben, vorrangig mit dem nicht mit CI versorgten Ohr Musik zu hören. Nichtsdestotrotz gelang den CI-Trägern, sowohl mit Modell-A als auch mit Modell-B, eine Diskriminierung zwischen verschiedenen IRN-Frequenzen in ihrer Alltagseinstellung (vgl. Abb. 4.12a und Abb. 4.12b). Beachtet man die bei der Zuordnung durch Normalhörende diskutierte Möglichkeit der Abweichung durch einen leichten Hörverlust bei höheren Frequenzen, so kann nicht ausgeschlossen werden, dass auch eine hochtonbetonte Schwerhörigkeit auf der CI-Seite die Zuordnung einer definierten Frequenz zum IRN erschwert. Hinzu kommt, dass eine Zuordnung aufgrund der verschiedenen Klangqualitäten der akustischen und elektrischen Stimulation erschwert ist, was zu beobachteten Abweichungen führen kann.

Nicht beobachtet wurde eine komplette Verschiebung der zugeordneten Frequenzen in den höherfrequenten Bereich, was aufgrund der basalen Elektrodenlage erwartet worden war. Dies verringert zum einen die Bedeutung der Ortskodierung und zeigt zum anderen die Anpassungsfähigkeit des Gehirns an die elektrische Stimulation durch das CI.

Elektrodenkonfigurationen mit reduzierter Ortskodierung

Die JND bei der Zuordnung verschiedener Pitch-Höhen bei Stimulation einer verringerten Anzahl an Elektrodenkontakten streut sehr stark (vgl. Abb. 4.13a). Bei der Betrachtung der Zuordnung der Tonhöhe ist eine Unterscheidung nach der technischen Position des Elektrodenkontaktes in apikal, medial und basal bei dieser heterogenen Gruppe eine sehr vereinfachte Unterteilung. Eine genauere Analyse der Pitch-Zuordnungen auf verschiedenen Elektrodenpositionen ist unter Einbeziehung der individuellen Lage des Elektrodenträgers möglich. Die Betrachtung der individuellen Lage ist vor allem notwendig, da die sieben Probanden vier verschiedene Elektrodenträger nutzen. Dadurch unterscheiden sich auch die Insertionstiefen und Positionen der einzelnen Elektrodenkontakte deutlich voneinander (vgl. Tab. 4.2). Aufgrund dieser Heterogenität werden zunächst die individuellen Besonderheiten der Probanden diskutiert, ehe einige verallgemeinernde Schlussfolgerungen gezogen werden.

Modell A

Für die Modell-A-Nutzer wurde neben der Alltagseinstellung auch für einen Probanden (ID 120) eine Pitch-Zuordnung mit nur neun aktiven apikalen bzw. basalen Elektroden durchgeführt und für zwei Probanden Pitch-Zuordnung bei einer einzelnen aktivierten medialen Elektrode (vgl. Abb. 4.12a).

Probandin 143

Betrachtet man die Ergebnisse für Probandin 143 (vgl. Abb. 4.12a, jeweils linke Zuordnung), so sind trotz einer sehr guten Frequenzzuordnungsfähigkeit auf der normalhörenden Seite die wahrgenommenen IRN-Tonhöhen auf der CI-Seite für alle Verzögerungszeiten gleich. Die Probandin beschrieb den Klangeindruck lediglich als ein Pochen. Die Stimulation einer Einzelelektrode mit IRN mit einer Verzögerungszeit von 2 ms und daraus folgender 500 Hz Zielfrequenz wurde von der Probandin trotzdem treffend zugeordnet. Die Frequenz 500 Hz wurde allerdings auch bei der Stimulation mit allen anderen IRN auf allen Elektroden als Zuordnungsergebnis angegeben. Somit sollte dieses Ergebnis nicht als Indiz für eine korrekte Zuordnung und Analyse der Periodizität interpretiert werden. Die Versorgungsdauer der Probandin mit dem CI war recht kurz und das Sprachverstehen für Einsilber unter 50 % (vgl. Tab. A.3). Die Probandin beschreibt auch Sprache in ihrem Alltag als „tonlos“.

Proband 152

Abbildung 4.12a (jeweils mittlere Zuordnung) zeigt die Ergebnisse vom Probanden 152. Eine Diskriminierung für verschiedene Frequenzen war bei Stimulation aller Elektroden möglich. Hierbei fiel für IRN mit einem Zeitversatz von 1 ms eine große Streuung der zugeordneten Frequenzen auf. Der Mittelwert entspricht der Zielfrequenz gut. Ob diese Abweichungen an der Motivation des Probanden lag, kann nicht verifiziert werden. Weitere Betrachtungen konnten nicht erfolgen, da die Konzentration des noch sehr jungen Probanden nachließ.

Proband 120

Proband 120 (vgl. Abb. 4.12a, jeweils rechte Zuordnung) zeigte eine gute Diskriminierungsfähigkeit auf der NH-Seite. Die Periodizitäten basierend auf längeren Verzögerungszeiten (2 und 1 ms) konnten auch in der Alltagseinstellung mit dem CI den erwarteten Zielfrequenzen zugeordnet werden. Für IRN mit einem Zeitversatz von 0,5 ms konnten die erwarteten 2000 Hz allerdings nicht erreicht werden. In einem postoperativen DVT wurde die Lage der CI-Elektrode überprüft. Diese war regelrecht, somit kann ausgeschlossen werden, dass eine ungewöhnliche Elektrodenposition Grund für die unerwartete Tonhöhenzuordnung war. Betrachtet man die Freifeldhörschwelle mit CI des Probanden, so ist für hohe Frequenzen eine höhere Schwelle als für niedrige Frequenzen zu erkennen (15 dB HL bei 500 Hz und 40 dB HL bei 2000 Hz). Dies entspricht einem Hochtonhörverlust auf der NH-Seite und könnte somit durch eine Reduzierung höherfrequenter Komponenten im IRN die Zuordnung eines Komplextons auf der NH-Seite erschweren. Die Zuordnung für basale bzw. apikale Elektrodenkonfigurationen durch den Probanden wies aufgrund der Tonotopie erwartete höhere Werte für die basale als für die apikale Zuordnung auf. Der Unterschied in der zugeordneten Frequenz war jedoch mit weniger als 500 Hz gering. Eine Differenzierung der einzelnen Periodizitäten des IRN in diesen Konfigurationen war quantitativ nicht möglich, auch wenn der Proband qualitativ klangliche Unterschiede berichtete. Wurde das gesamte IRN auf einer Einzelelektrode präsentiert, so war auch hier keine Pitch-Differenzierung möglich.

Bei der Einzelelektrodenstimulation fällt eine Clusterung im Frequenzbereich zwischen 500 Hz und 750 Hz auf, obwohl eine mediale Elektrode stimuliert wurde. Eine Betrachtung der genauen Lage des einzelnen Elektrodenkontaktes im postoperativen DVT bzw. der 3D-Rekonstruktion ist aufgrund der geringen Bildqualität nicht möglich. Der Gesamtinsertionswinkel von 355° entspricht nach der Gleichung 2.2 nach Stakhovskaya einer wahrgenommenen Frequenz von ca. 268 Hz. Die medial gelegene Elektrode beim halben Insertionswinkel von ca. $177,5^\circ$ stimuliert den physiologischen Bereich der Frequenzen um 1221 Hz. Beim akustischen Hören wäre dieser cochleäre Abschnitt für eine Übertragung von Frequenzen im höheren Bereich zuständig. Diese Beobachtung zeigt, wie bereits die Ergebnisse des Diskriminationsexperimentes, dass neben der Tonotopie noch andere analysierende Verarbeitungsprozesse im Gehirn einen bedeutenden Beitrag zur Pitch-Wahrnehmung leisten.

Modell B

Neben den drei Modell-A-Nutzern schlossen vier Modell-B-Träger das Zuordnungsexperiment erfolgreich ab. Hervorzuheben ist, dass auch bei einer Präsentation des IRN auf nur einer Elektrode bei Modell-B-Nutzern nicht nur eine Zuordnung zu einer Frequenz, sondern auch eine Differenzierung verschiedener IRN-Frequenzen möglich war. Eine Diskrimination verschiedener IRN-Frequenzen auf einer medial und basal gelegenen Einzelelektrode war möglich. Für die apikalen Elektroden kam es jedoch zu einer Clusterung der zugeordneten Frequenzen um 500 Hz (vgl. Abb. 4.12b). Das kann daran liegen, dass in apikalen Bereichen in der Alltagseinstellung eine Feinstrukturübertragung genutzt wird, welche bei der Stimulation einer Einzelelektrode verloren geht. Somit handelt es sich um eine ungewohnte Stimulation in diesem Bereich. Hier reicht dann ein Unterschied in den Stimulationsamplituden nicht zur Differenzierung verschiedener Pitch-Höhen aus.

Um einen besseren Vergleich für alle Zuordnungen zu ermöglichen, wurden die individuellen Elektrodenlagen in postoperativen DVT-Aufnahmen bestimmt (vgl. Abb. 4.14 und Tab. 4.2). Diese stimmen mit anderen Studien gut überein (Landsberger et al. 2015). Wie im Grundlagenkapitel gezeigt, gibt es Modelle, die den Zusammenhang zwischen dem Stimulationsort in der Cochlea und der wahrgenommenen Frequenz beschreiben. Dass die Beschreibung von Greenwood für die elektrische Stimulation nicht ausreicht, wurde in Experimenten gezeigt (McDermott et al. 2009). Der Ansatz von Stakhovskaya (vgl. Gleichung 2.2) dient zur Anpassung der wahrgenommenen Frequenzen. Die Betrachtung der im Pitch-Zuordnungsexperiment zum IRN zugeordneten Frequenzen zeigte jedoch keine Zusammenhänge mit der Lage der Einzelelektrode (vgl. Abb. 4.13b). Es zeigten sich allerdings Tendenzen, dass die Frequenzzuordnung differenzierter erfolgte, wenn bereits in der Alltagseinstellung des einzelnen CI-Trägers die Zuordnung des Komplextons gut gelang. In den getesteten Cochlea-Regionen wurden einem IRN mit einer theoretischen Frequenz 500 Hz Tonhöhen im Bereich um 500 Hz und kleiner als 1000 Hz zugeordnet. Für die höheren IRN-Frequenzen (1000 Hz

und 2000 Hz) streuten die Zuordnungen stärker. Diese größeren Streuungen waren auch bei Normalhörenden zu beobachten und können durch die geringere Frequenzauflösung in hohen Frequenzen begründet werden. Nichtsdestotrotz war sowohl im apikalen Bereich (ca. 300 Hz nach Stakhovskaya) als auch im basalen Part der Cochlea (ca. 5 kHz nach Stakhovskaya) eine Diskrimination der verschiedenen Pitch-Höhen möglich (vgl. Abb. 4.13b). Eine Pitch-Zuordnung auf weiteren Elektroden könnte genauere Informationen über die mögliche Diskrimination in Abhängigkeit der Elektrodenposition sowie die Bedeutung der Ortskodierung liefern.

In den hier zusammengefassten Ergebnissen zeigt sich, dass unabhängig von der Lage der stimulierenden Elektrode eine Diskrimination verschiedener Periodizitäten im IRN möglich ist. Diese mögliche Differenzierung deutet auf Prozesse in höheren Stufen der Hörbahn hin, da bei gleicher Lage und Stimulationsrate Unterschiede detektiert werden konnten. Diese Verarbeitung auf zentraleren Ebenen wird im dritten Telexperiment zur Pitch-Wahrnehmung im EEG untersucht.

3D-Rekonstruktion

Die Ergebnisse der 3D-Rekonstruktionen mit AMIRA bestätigen, wie unterschiedlich die menschlichen Cochleae sowohl in ihrer Länge als auch in ihrer Form sind (Erixon et al. 2009; Hardy 1938). In den vorliegenden Ergebnissen variiert die cochleäre Länge um 10 mm. Von Erixon (2009) wurde eine Variationsbreite von 6 mm beschrieben. Dies kann u. a. auf Messungenauigkeiten, bedingt durch Glättungsalgorithmen, Schichtabstand und ungenaue Messlinienführung zurückzuführen sein. Letzteres ist bedingt durch die Schräglage der cochleären Windungen. Die Anfangs- (rundes Fenster) und Endpunktbestimmung (Helikotrema) führt zu weiteren Ungenauigkeiten in der Längenbestimmung. Mit Hilfe der 3D-Rekonstruktion konnten jedoch die in der Literatur angegebenen Cochlea-Längen bzw. Basilarmembranlängen von ca. 30,5 mm bis 36,87 mm (Sridhar et al. 2006) auch für die SSD-Probanden dieser Studie bestätigt werden. Somit können Effekte anormaler Cochlea-Längen auf die Pitch-Wahrnehmung ausgeschlossen werden. Ein Einbeziehen der individuellen Cochlea-Längen in die Frequenzbetrachtung wurde aufgrund der von Stakhovskaya et al. (2007) beschriebenen Abweichungen jedoch in diesem Experiment nicht verfolgt.

5.2.3. Objektive Bestimmung der Pitch-Onset Response

In der vorliegenden Arbeit gelang es, die Eignung von EEG für POR-Messungen mit NH und CI-Trägern zu zeigen. Beim Übergang von weißem Rauschen zu IRN konnte eine Potentialänderung erfasst werden. Betrachtet wurde die POR vorher von Krumbholz et al. (2003) mit Magnetenzephalographie bei Normalhörenden. Die Tatsache, dass die POR auch im EEG erfasst werden konnte, ermöglichte die Untersuchung von CI-Trägern. Die POR ist ein Nachweis für kortikale Prozesse,

die in die Pitch-Wahrnehmung involviert sind. Die Ergebnisse stützen die Annahmen von Schnupp et al. (2011), dass neben der Tonotopie und Periodotopie kortikale Periodizitätsanalysen zur Pitch-Wahrnehmung beitragen.

POR bei Normalhörenden und CI-Trägern in der Alltagseinstellung

Die objektive Bestimmung einer POR bei Normalhörenden zeigt deutliche Potentialänderungen nach Änderung der Pitch-Stärke im Stimulus. Die Mean-Global-Field-Power der Normalhörenden zeigt, dass EEG-Messungen für die Bestimmung von der POR geeignet sind und Aussagen über die wahrgenommene Pitch-Stärke liefern. Die mit steigender Iterationszahl wachsende Ausgeprägtheit der Tonhaftigkeit führt zu einer schnelleren und stärkeren Aktivierung der kortikalen Areale. Dies spiegelte sich in der POR-Latenz und -Amplitude wieder (vgl. Abb. 4.17 und Abb. 4.16). Die Latenz der POR hängt mit der Zeit zusammen, die benötigt wird, um zu erkennen, dass die Pitch-Stärke sich ändert. Dies ist bei größerer tonaler Ausprägung leichter und somit wird die Änderung schneller erkannt.

Vergleicht man die Latenzen der POR der CI-Träger und NH, so war im Gruppenmittel die POR der CI-Träger (168 ms) leicht verzögert gegenüber der der NH (110 ms). Bedenken sollte man hierbei die Verarbeitungszeit von ca. 9 bis 10 ms vom Schalleintritt am Mikrophon bis zur Stimulation im CI und eine daraus folgende minimale Verzögerung (Caterino 2016). Die zeitliche Verzögerung der N1 war jedoch geringer (NH: 101 ms und CI: 120 ms), somit sind nicht nur technische, sondern auch perzeptive Prozesse für die Latenzverlängerung der POR bei CI-Trägern verantwortlich. Diese Latenzdifferenz deutet auf eine spätere Erkennung der Pitch-Änderung durch CI-Träger hin. Bei der Betrachtung der Latenzen für zunehmende Pitch-Stärken (vgl. Abb. 4.22) war bei CI-Trägern im Mittel keine signifikante Verkürzung der Latenz zu erkennen (vgl. Abb. 4.21b). Die Verkürzung der Latenzzeit mit zunehmender Pitch-Stärke kann somit bei NH als objektives Maß der Pitch-Verarbeitung genutzt werden, bei CI-Trägern jedoch nicht.

Bei Vergleichen der Amplituden der evozierten Potentiale zwischen den Probandengruppen müssen die durchgeführten Artefaktreduktionen bedacht werden. Eine Entfernung von ICA-Komponenten hat unter anderem eine Veränderung der Amplitude zur Folge. Die Amplituden der POR und N1 sollen dennoch genauer diskutiert werden. Betrachtet man die Amplitude der POR, war die für Normalhörende erwähnte Zunahme mit wachsender Pitch-Stärke des Stimulus auch für die CI-Träger erkennbar (vgl. Abb. 4.21a und 4.22). Der Unterschied in der POR-Amplitude zwischen geringer und großer Pitch-Stärke war nicht statistisch signifikant. Die Tendenz, dass mit zunehmender Pitch-Stärke auch die Amplitude wächst, ist jedoch deutlich. Somit könnte durch eine Erhöhung der Pitch-Stärken durch Erhöhung der Iterationsanzahl auch ein verlässliches Kriterium zur objektiven Messung der Pitch-Wahrnehmung für CI-Träger gefunden werden.

Auch die Amplituden der N1 unterschieden sich zwischen CI-Trägern und NH, deutlicher sogar die Amplituden der P2. Dies kann durch Verschiebung der Nulllinie v. a. durch die Artefaktreduktion zu Stande kommen. Die Peak-to-Peak-Amplitude des N1-P2-Komplexes liefert eine verlässlichere Größe für die Interpretation als die Amplituden der einzelnen Komponenten. Die Peak-to-Peak-Amplitude der POR ist für Normalhörende deutlich größer als für CI-Träger (vgl. Abb. 4.19). Die P2-Amplituden sind im Allgemeinen von verschiedenen, hier nicht näher untersuchten Parametern abhängig. So nehmen sie mit zunehmendem Alter und zunehmender Intensität des Stimulus zu (Crowley et al. 2004). Obwohl die CI-Träger in dieser Studie im Mittel älter waren als die Normalhörenden, war ihre P2-Amplitude geringer, was für weniger gut entwickelte Hörverarbeitung bzw. ein geringeres Höralter spricht.

Beim Amplitudenvergleich muss weiterhin bedacht werden, dass die Einstellung der Lautstärke der Stimuluspräsentation für die CI-Träger lediglich durch eine subjektive Lautheitsskalierung erfolgen konnte. Es besteht somit von Proband zu Proband und vor allem auch gegenüber den Normalhörenden ein geringer Lautstärkeunterschied. Da die Lautstärke einen Effekt auf Amplitude des EKP hat (Burkard et al. 2007, S. 490 ff.), sollte dies bei der Betrachtung der individuellen Amplituden berücksichtigt werden.

Um auszuschließen, dass ein Gewöhnungs- oder Lerneffekt die Amplituden beeinflusst bzw. um stabilere und deutlichere Ergebnisse zu erhalten, könnte ein Jitter eingefügt werden. Dieser könnte für den Stimulusbeginn oder auch für den Zeitpunkt des Übergangs zwischen weißem Rauschen und IRN genutzt werden. Dadurch könnte die Ausprägung des EKP vergrößert werden.

POR bei CI-Trägern bei Einzelelektrodenstimulation

Für die Präsentation der Stimuli auf einer Einzelelektrode war für einzelne Probanden eine POR zu erkennen (vgl. Abb. 4.23b). Dies zeigt, dass auch für Aktivierung einer Einzelelektrode die Pitch-Wahrnehmung objektiv gemessen werden kann.

Bei der Betrachtung des Gruppenmittels über alle CI-Träger gelang es nicht eine statistisch signifikante POR nachzuweisen (vgl. Abb. 4.23a). Dies kann darin begründet sein, dass es sich bereits individuell um relativ geringe Amplituden mit einer großen Streuung in den Latenzen handelte und es somit beim Mitteln zum „Verwischen“ der POR kam. Bei Potentialmittelungen für Modell-B-Nutzer ergab sich jedoch eine fronto-zentrale Aktivierung, für Modell-A-Nutzer hingegen nicht (vgl. Abb. 4.23a). Bei beiden Potentialkurven unterschied sich die Amplitude im Bereich der POR nicht signifikant vom Rauschen. Bei Modell B könnte bei Ausweitung der Messung eventuell eine POR auch statistisch nachgewiesen werden (p -Wert Modell B ist mit 0,059 geringer als für Modell A mit 0,08). Diese Tendenz spiegelte die psychoakustischen Ergebnisse wider. Modell-B-Nutzern gelang eine Pitch-Perzeption bei Stimuluspräsentation auf einer Elektrode, Modell-A-Nutzern hingegen nicht.

Quellenanalyse

Die Genauigkeit der Quellenanalyse in diesem Experiment war sehr begrenzt. Die Projektion erfolgte auf ein standardisiertes Gehirnmodell. Somit werden individuelle anatomische Gegebenheiten nicht berücksichtigt. Unterschiedliche Schädelformen und nicht ideal passende Hauben führen zu weiteren Ungenauigkeiten. Qualitativ wurde durch die Quellenanalyse jedoch ein Auftreten der Aktivität im auditorischen Kortex veranschaulicht (vgl. Abb. 4.24). Die dargestellten Generatoren sind für den NH Probanden (ID 133) bei monauraler Stimulation in beiden Temporallappen deutlich zu erkennen. Der Stimulus wurde dem CI-Träger auf der rechten Seite präsentiert. Das CI-Artefakt wurde vor der Darstellung nicht entfernt um eine möglichst authentische Rekonstruktion zu erhalten. Deshalb ist der Fehlerellipsoid des rechtsseitigen Dipols sehr groß. Im linken Temporallappen erkennt man dennoch eine deutliche Aktivierung des auditorischen Kortex. Die Quellenrekonstruktion bestätigt somit zusätzlich zur POR im EKP die kortikalen Verarbeitungsprozesse der Pitch-Wahrnehmung.

Um die Genauigkeit zu erhöhen, könnte eine größere Anzahl von EEG-Elektroden aufgezeichnet werden, individuelle MRT-Aufnahmen als Grundlage genutzt werden, individuell EEG-Elektroden positioniert werden oder während der Messung die genauen Positionen der EEG-Elektroden über 3D-Digitizer bestimmt werden.

5.2.4. Technische Unterschiede zwischen den Implantaten – Effekte auf die Pitch-Perzeption?

Es zeigten sich in den durchgeführten Experimenten zur Pitch-Wahrnehmung Unterschiede zwischen den Herstellern bei der Stimulation mit einer einzelnen cochleären Elektrode. Um die Ursachen zu ergründen wurden technische Unterschiede in der Prozessierung und im Elektrodendesign genauer beleuchtet.

Elektrodendesign

Die Länge der Elektroden unterscheiden sich deutlich zwischen Typ-A und Typ-B-Implantaten. Die Elektrodenträger von Modell A sind kürzer als die von Modell B (vgl. Tab. 2.1). Damit im Zusammenhang steht auch der deutlich geringere Insertionswinkel der Typ-A-Elektroden. Dies führt bei der Einzelkanalstimulation zu einer Anregung verschiedener cochleärer Bereiche, sowohl theoretisch (vgl. Tab. 3.1) und auch bestätigt durch individuelle Messungen (vgl. Tab. 4.2). Die Fähigkeit der Modell-B-Nutzer bei Einzelelektrodenstimulation IRN und weißes Rauschen diskriminieren zu können, könnte auf die tiefere Insertion zurückzuführen sein. Es wurden im Modell B allerdings auch basale Einzelelektroden stimuliert, die theoretisch näher am runden Fenster liegen als die einzeln stimulierte mediale Elektrode vom Modell A. Eine bessere Differenzierung von IRN und weißem Rauschen durch eine apikalere Lage kann somit ausgeschlossen werden.

Die Lage der Elektroden unterscheidet sich nicht nur in der Tiefe sondern auch in ihrer Position in der Scala tympani. Die Modell-B-Elektroden sind nicht vorgekrümmt und liegen am Rand der Cochlea. Die Typ-A-Elektroden liegen hauptsächlich perimodiolar, jedoch sind auch die Elektrodenträger des CI512 und CI422 nicht vorgekrümmt und somit am äußeren Rand der Scala tympani liegend. Weder bei Stimulation der geraden noch der gekrümmten Elektrodenträgern vom Typ A ist den Probanden eine Differenzierung von IRN und weißem Rauschen gelungen. Es ist somit in den Ergebnissen kein Einfluss der Elektrodenkrümmung auf die Diskriminationsschwellen zu erkennen.

Ein weiterer Unterschied zwischen den Herstellern ist der Abstand zwischen den aktiven Elektrodenkontakten (vgl. Tab. 2.1). Bei längerem Elektrodenträger und geringerer Anzahl von Elektrodenkontakten ist der Abstand zwischen den einzelnen Kontakten bei Modell B deutlich größer als bei Modell A. Verbunden mit geringerem Abstand sind gegebenenfalls Überlagerungen von Anregungsbereichen benachbarter Elektroden. Bei einer Einzelkanalstimulation spielt das jedoch keine Rolle, da die Anregungsausbreitung eines einzelnen Kontaktes vor allem von den physiologischen Gegebenheiten in der Cochlea abhängt. Somit kann auch im Elektrodenabstand keine Begründung für die herstellerepezifischen Unterschiede in der JND des durchgeführten Experimentes gefunden werden.

Stimulation – Simulation und Oszilloskopmessung

Vor der Messung wurde für Modell A eine Simulation der Stimulation bei verschiedenen Anzahlen aktivierter Kanäle bzw. mit verschiedenen Stimuli durchgeführt. Sie zeigte, dass der in der Alltagseinstellung vorhandene Ortskode mit Reduzierung der Elektrodenanzahl immer weiter abnimmt. Die erwartete 1 kHz Komponente (IRN mit einer Verzögerung von $\Delta t = 1$ ms) kann nur in den Mehrkanalstimulationen erkannt werden (vgl. Abb. 4.6). Bei der Einzelkanalstimulation ist zwischen weißem Rauschen und IRN lediglich eine Differenz in den Stimulationsamplituden zu erkennen.

Für Modell B erfolgte statt einer Simulation eine Messung der an den Elektroden anliegenden Signale mit dem Oszilloskop. Hierbei wurde überprüft, ob sich die Einzelkanalstimulation von der in den Implantaten vom Typ A unterscheidet. Theoretisch sollte es bei einer Einzelkanalstimulation keinen Unterschied geben, da keine Auswahl von Kanälen maximaler Amplitude, wie bei ACE stattfinden kann. Die Betrachtungen (vgl. Abb. 4.6 (c)) zeigen keinen Unterschied. Die Stimulation bei Modell B erfolgt lediglich mit einer höheren Stimulationsrate. Diese höhere Rate führt zu einer genaueren Übertragung des Signals und könnte Grund für mögliche Signaldifferenzierung in den Testungen mit Modell B sein.

Ein theoretischer Vergleich der Systeme führt in dieser Arbeit zu keiner finalen Erklärung. Weitere Messungen müssten durchgeführt werden, um den Ursprung des perzeptiven Unterschieds zu ergründen. Vorstellbar sind hierfür weitere Messungen der Stimulationspulse mit dem Oszilloskop und erneute psychoakustische Messungen mit vorherigem Abgleich von Stimulationsparametern, wie Stimulationsrate und Pulsbreite.

5.3. Wahl der Stimuli

Ein häufiges Problem bei der Untersuchung von Timbre und Pitch ist, dass diese Wahrnehmungen bei natürlichen Klängen kaum voneinander getrennt werden können. Hinzu kommt, dass bei Timbre eine Stimulusgeneration und fokussierte Untersuchung durch die Mehrdimensionalität erschwert ist.

Die für Timbre-Wahrnehmung genutzten S- und E-Stimuli variieren gezielt in nur einer für Timbre charakteristischen Komponente des Signals. Die Variation mehrerer Dimensionen wird damit umgangen. In anderen Studien wurden meist komplexe nicht-synthetisch erzeugte Stimuli genutzt, welche in den verschiedenen Timbre-Dimensionen nur geringfügig kontrolliert werden können. Der Vorteil der in der vorliegenden Arbeit genutzten Stimuli ist neben ihrer gezielten Manipulierbarkeit ihre Einfachheit durch eine geringe Anzahl an Obertönen. Dies erleichtert die Wahrnehmung für CI-Träger.

Zur Anregung einer Pitch-Wahrnehmung ist IRN ein etablierter, wenn auch nicht unumstrittener Stimulus (Barker et al. 2012; D. A. Hall et al. 2009; Schönwiesner et al. 2009). IRN-Gegner argumentieren, dass lediglich die Modulation der Einhüllenden oder eine geringfügige zeitliche Veränderungen im Spektrum des IRN und nicht ein Pitch wahrgenommen wird. Für die Nutzung des IRN spricht jedoch die Anregung eines weiten Frequenzbereiches kombiniert mit einer definierten Tonhaftigkeit durch die Periodizität des Signals. Da auch von CI-Trägern dem IRN mit verschiedenen Verzögerungszeiten unterschiedliche Tonhöhen zugeordnet werden konnten, ist davon auszugehen, dass ein Pitch wahrgenommen wurde. Selbst bei Präsentation der Stimuli auf einzelnen Elektroden konnte eine Tonhöhe zugeordnet werden. Es kann deshalb davon ausgegangen werden, dass die Diskrimination auf Grundlage der Pitch-Unterschiede erfolgte. Somit kann das IRN als geeigneter Stimulus zur Pitch-Untersuchung angesehen werden.

Für die Pitch-Zuordnung wurde als Vergleichston ein Komplexton aus einem Sinus und seinen vier Harmonischen genutzt. Es ist zu bedenken, dass sich während der Zuordnungsprozedur möglicherweise das innere Entscheidungskriterium ändert und sich die Konzentration von der Grundfrequenz auf die Harmonischen verschiebt. Dies könnte zur Irritation in der Frequenzzuordnung und individuellen Schwellenschwankungen führen. Um die Änderung des Entscheidungskriteriums möglichst zu vermeiden erfolgte die Begrenzung auf vier Harmonische. Außerdem wird eine bessere Vergleichbarkeit mit dem NH Ohr der SSD-Probanden erreicht, da oft ein Hochtonhörverlust für dieses beobachtet wurde. So kann zudem eine bessere Vergleichbarkeit mit den NH Probanden erzielt werden. Hinzu kommt, dass höhere Harmonische weniger Pitch-Stärke aufweisen (Penagos et al. 2004) und somit nicht essentiell für die Pitch-Wahrnehmung sind.

Für die elektrophysiologische Messung von Pitch wurde ein Stimulus aus weißem Rauschen mit kontinuierlichem Übergang zu IRN genutzt (Katrin Krumbholz et al. 2003). Dieser Stimulus ermöglicht die Betrachtung der neuronalen

Prozesse im Gehirn in Abhängigkeit der Änderung des Pitches ohne einen Effekt aufgrund einer Lautstärkeänderung oder eines Tonbeginns. Es wurde für CI-Träger auch das Root Mean Square der Power des weißen Rauschens und des IRN des Elektrodogramms betrachtet um auszuschließen, dass eine Lautstärkeänderung die POR beim Übergang von weißem Rauschen zu IRN hervorruft. Neben der Pitch-Zuordnung, welche ein Nachweis für das Perzept einer Tonhaftigkeit ist, ist auch dieser Stimulus zum Nachweis der Pitch-Wahrnehmung geeignet.

5.4. Praktische Relevanz der Methoden

Psychoakustische Experimente zur Diskriminationsschwellenbestimmung sind für die Probanden mit Höraufgaben verbunden, die hohe Konzentration erfordern. Selbst für normalhörende Probanden war die Unterscheidung kleinster Timbre- und Pitch-Unterschiede zum Teil schwierig und nach einer gewissen Zeit anstrengend. Für CI-Träger erhöht sich die Belastung, da das Hören für sie generell mühsamer ist. Die Probanden, die an den Experimenten teilgenommen haben, zählen bereits zu den belastbareren CI-Trägern. Ihnen war es meist möglich, die psychoakustischen Aufgaben zu erfüllen. Nur für einige Probanden konnten nicht für alle Parameter die Schwellen bestimmt werden. Für einen Großteil von CI-Trägern stellen jedoch psychoakustische Tests eine große Anstrengung dar. Deshalb kann die Evaluation der Wahrnehmung komplexer Töne nicht allgemein mittels der in dieser Arbeit genutzten psychoakustischen Tests erfolgen.

Mit objektiven Methoden die Erfolge der audioverbalen Therapie nach einer Cochlea-Implantation evaluieren zu können, wäre von großem Vorteil. Die objektive Messung komplexer Wahrnehmungen mit CI trägt dazu bei. Für Kinder oder nicht kooperative Patienten sind objektive Messungen in der Klinik bereits unverzichtbar. So wird als Alternative für ein Tonaudiogramm häufig die Bestimmung der frühen akustisch evozierten Potentiale in Form der BERA genutzt. Die in der vorliegenden Arbeit durchgeführten Messungen sind ein erster Schritt zur objektiven Evaluation der Wahrnehmung komplexer Klänge. Die Aufnahme der MMN kann zur objektiven Bestimmung der Schwelle für Timbre-Unterscheidung, vor allem für spektrale Veränderungen in der Klangfarbe, genutzt werden. Die MMN ist zwar eine sehr stabile Größe, jedoch kann es zu Überlagerungen mit dem P3 Potential kommen. Außerdem ist eine MMN-Bestimmung auf Einzelprobandenebene nicht verlässlich durchführbar. Die Interpretation direkt evozierter Potentiale, wie einer N1 ist im allgemeinen sicherer. Eine verlässlichere Einzelprobandenaussage erhält man bei Betrachtung des robusten N1-P2-Komplexes. Die POR ähnelt diesen Potentialen und könnte somit auch für Einzelprobandenbetrachtungen geeignet sein. Eine Nutzung der MMN als klinisches Instrument erfolgt bereits bei der Diagnose neurodegenerativer Krankheiten und von Schizophrenie an Normalhörenden (Duncan et al. 2009). Damit sich MMN oder POR mit CI-Trägern jedoch für klinische Anwendungen eignen, müssen Voraussetzungen wie Einfachheit der Messanordnung, schnelle Auswertung, etc. geschaffen

werden. Vor allem müsste die Artefaktreduktion verbessert und beschleunigt werden.

5.4.1. CI-Artefakte im EEG

Die Datenaufnahmen im EEG wurden durch die transkutane Daten- und Energieübertragung an der CI-Spule deutlich gestört. Die auftretenden Artefakte variierten zwischen den Herstellern, aber auch individuell sehr stark. Charakteristisch für Typ-A-Implantate war ein rechteckiges, stimulusgekoppeltes Artefakt. Dieses war bereits während der Datenaufnahme im EEG zu erkennen. Die Artefakte unterschieden sich zudem abhängig vom Audioprozessortyp aufgrund der verschiedenen Elektronikkomponenten. Für den Freedom-Audioprozessor trat in diesem Aufbau ein starkes Rauschen als Artefakt auf.

Für Typ-B-Implantate waren die Artefakte in diesen Experimenten während der Messung nicht so deutlich zu erkennen. Erst nach der Prozessierung und Epochierung zeigten sich verrauschtere Daten als bei Normalhörenden. Das Artefakt war hier nicht stimulusgekoppelt.

Die Betrachtung der Mismatch Negativity wurde durch die Artefakte nicht so stark beeinflusst, wie die Auswertung der Pitch-Onset Response. Durch Bildung der Differenz zwischen Standard und Deviant ließ sich das Artefakt nahezu eliminieren und die Nutzung weiterer Artefaktunterdrückungsalgorithmen, wie einer ICA, war nicht notwendig. Dies ist möglich, da man annehmen kann, dass die Artefakte nicht zufällig sondern stimulusabhängig einheitlich sind. Auch bei Probanden mit dem Modell B wurde nach der Differenzbildung die MMN gut sichtbar. Die Tatsache, dass die Stimuli im Timbre-Experiment kurz waren (100 ms) und die interessierende Aktivität erst nach Stimulusende auftrat, erleichterte die Auswertung zudem deutlich. Es war keine komplette Eliminierung des Artefakts notwendig. In vorangegangenen Studien wurden auch meist kurze Stimuli genutzt (vgl. Zusammenfassung in Viola 2011, S. 34).

Bei der Pitch-Onset Response Messung findet die erwartete Potentialänderung während des Stimulus statt. Außerdem erfolgt keine Subtraktion verschiedener EKPs, sodass sich dadurch die Artefakte nicht minimieren lassen. Wie bereits in Abschnitt 3.5.3 beschrieben, wurde im Vorhinein versucht durch verschiedene Modifikationen des Aufbaus die Artefakte möglichst gering zu halten. Hierbei wurde neben dem Powerlevel und der Spulenkabellänge auch die Stimulationsrate variiert. Es ist zu beachten, dass sich durch eine Änderung der Stimulationsrate auch das Perzept des CI-Trägers verändert. Eine Vergleichbarkeit mit der psychoakustischen Messung sollte jedoch sichergestellt sein. Es wurden zusätzliche zu den Messungen in der Alltagseinstellung eine IRN-Detektion (Referenziterationsanzahl $n = 0$) und eine Diskrimination (Referenziterationsanzahl $n = 4$) mit geringerer Stimulationsrate (250 pps) durchgeführt. Dabei unterschieden sich die JND nicht von den psychoakustischen Messungen mit höheren Stimulationsraten.

Trotz Anstrengungen zur Artefaktreduktion vor und während der Messungen

musste im Nachhinein viel Aufwand in die Reduktion der Artefakte gesteckt werden. Die Daten zeigten die in den Ergebnissen vorgestellten ICA-Komponenten in allen Messungen (vgl. Abb. 4.18) obwohl sich die CI-Artefakte nicht immer so deutlich wie in Abbildung 4.18d zeigten. Mit der verwendeten 32-kanaligen Ableitung ist eine Artefaktreduktion durch die ICA zum Teil unterbestimmt. Es gelingt durch den Algorithmus nicht, das CI-Artefakt komplett zu isolieren. Mehrere Komponenten sind somit vom Artefakt beeinflusst. Zur Unterbestimmung durch begrenzte EEG-Elektrodenanzahl kommt hinzu, dass es nicht nur eine Quelle für das CI-Artefakt gibt. Sowohl die Stimulation an der Elektrode als auch die Verarbeitung im Audioprozessor führen zu Störungen. Die größte Störung wird von der induktiven Übertragung herrühren. Eine genaue Lokalisation der Quellen der Störungen wurde in dieser Arbeit nicht verfolgt. Dimitrijevic et al. (2014) haben gezeigt, dass mehrere Quellen am CI verantwortlich für das Stimulationsartefakt im EEG sind. Diese befinden sich sowohl im Audioprozessor als auch im Implantat und an der Spule. Trotz vorheriger Datenreinigung gelang es nicht immer die von der CI-Aktivität beeinflussten Komponenten auf unter zehn zu reduzieren. So gelang die Minimierung des CI-Artefaktes nur durch Entfernung vieler (zum Teil bis zu 14) ICA-Komponenten. Dabei gehen auch relevante, kortikal generierte Informationen verloren.

Um zu kontrollieren, ob es sich im Anschluss an die Artefaktreduktion beim sichtbaren EKP um kein künstliches Artefakt handelt, wurden in der Arbeit die Topoplots optisch kontrolliert. In den dargestellten Ergebnissen wird deutlich, dass es sich um zentrale bzw. fronto-zentrale Aktivierungen handelt (vgl. Abb. 4.19). Es kann davon ausgegangen werden, dass diese Aktivierungen nicht von den grundsätzlich während der Messung nur einseitig stimulierenden CIs stammen.

Die Artefaktreduktion könnte durch eine höhere Anzahl von Messdaten verbessert werden. Dies gelingt durch eine Erhöhung der Anzahl der Elektroden oder der Stimuli. Letzteres ist nur begrenzt möglich, da die reine Messzeit mit 1,5 h bereits von vielen Probanden als sehr anstrengend beschrieben wurde und damit nicht weiter ausgedehnt werden kann. Weitere Verbesserung der Artefaktreduktion durch genauere Kenntnisse über die Artefaktformen und Abhängigkeiten von CI-Parametern ist anzustreben. Hierfür wurden systematisch an einem mit künstlicher Hirnmasse befüllten humanen Schädel die Effekte der Änderung der Pulsweiten und Stimulationsraten auf die Artefakte untersucht (Wagner & Wagner, unpublizierte Daten). Trotz Abwesenheit neuronaler Aktivität konnten die Artefakte mit einer ICA nicht deutlich isoliert werden. Die Spektren der EEG-Daten weisen neben den Stimulationsraten Komponenten im 30 Hz-Bereich auf, die evtl. als Effekte des zu niederfrequenten Abtastens während der EEG-Aufnahme in Erscheinung treten. Auch in persönlichen Gesprächen mit den Herstellern konnten die Ursachen für die Artefakte nicht komplett aufgeklärt werden. In einer weiteren Studie werden die Abhängigkeiten der Artefakte von verschiedenen Stimuli untersucht.

6. Zusammenfassung und Ausblick

Die vorliegende Arbeit beschäftigt sich mit der Wahrnehmung komplexer Signale variierend in Timbre und Pitch durch Cochlea-Implantat-Träger. Zugrunde liegende periphere Mechanismen in der Cochlea, sowie kortikale Verarbeitungen wurden mit psychoakustischen und objektiven Messmethoden untersucht. In zwei getrennten Experimenten erfolgte zum einen die Betrachtung der Timbre-Wahrnehmung, zum anderen der Wahrnehmung von Pitch. Es wurden AFC-Messparadigmen für die subjektiven Messungen genutzt. Außerdem wurden die Perzeptionen auch objektiv elektrophysiologisch untersucht.

Zur Untersuchung der Timbre-Wahrnehmung, wurden Stimuli entwickelt, die durch die Variation lediglich eines Parameters, der Rauigkeit oder des spektralen Gehalts, eine Änderung in der wahrgenommenen Klangfarbe erzeugen. Dadurch ist eine kontrollierte Untersuchung von Timbre-Dimensionen und ihrer Wahrnehmung möglich. Es konnte gezeigt werden, dass psychoakustisch ermittelte Timbre-Diskriminationsschwellen auch objektiv mittels Mismatch Negativity für Cochlea-Implantat-Träger bestimmt werden können. Dies bestätigt die Eignung der MMN als objektives Messinstrument für Timbre-Wahrnehmung bei nicht kooperativen Patienten. Überraschend war, dass die Wahrnehmung von Änderungen der Signaleinhüllenden CI-Trägern nicht leichter fiel als die Erkennung spektraler Änderungen. Es war erwartet worden, dass die Detektion von Variationen der Signaleinhüllenden einfacher sei, da sich die Kodierungsstrategien vor allem auf die Einhüllendenextraktion und -übertragung konzentrieren.

Die Wahrnehmung von Pitch im Iterated Rippled Noise konnte erstmals subjektiv und objektiv bei CI-Trägern nachgewiesen werden. Hierfür waren etwas höhere Pitch-Stärken notwendig als die, die für normalhörende Probanden zur Pitch-Wahrnehmung ausreichen. Außerdem war die Anzahl der Überlagerungen und somit die Pitch-Stärke höher als in bisherigen Studien. An einseitig ertaubten CI-Trägern wurden mit dem komplexen IRN akustisch-elektrische Zuordnungsexperimente durchgeführt. Gegenüber bisherigen Studien, in denen der Pitch-Abgleich mit Sinustönen erfolgte, ist es damit möglich die Perzeption eines periodischen Signals bei vollständiger cochleärer Anregung zu untersuchen. Die zugeordneten Pitch-Höhen sind nicht, wie durch die Tonotopie und Lage der Elektroden erwartet, höher als bei Normalhörenden. Ein überraschendes Ergebnis ist die Fähigkeit von einigen CI-Trägern auf einer einzelnen identischen Elektrode mit gleicher Stimulationsrate Pitch-Diskriminationen zwischen IRN verschiedener Periodizitäten durchführen zu können. Dies zeigt, dass nicht die Tonotopie

der dominierende Prozess in der Pitch-Wahrnehmung ist, sondern auch kortikale Prozesse eine wichtige Rolle spielen, was durch die objektive Messung der Pitch-Onset Response bestätigt wurde. Die Bestimmung der POR war auch bei CI-Trägern für verschiedene Pitch-Stärken möglich. Es zeigt sich eine Tendenz, dass die Amplitude der POR mit zunehmender Pitch-Stärke steigt, jedoch zeigt sich in den Daten keine statistische Signifikanz.

Die Ergebnisse dieser Arbeit stimmen mit Studien zur Musikwahrnehmung überein. Sie zeigen deutlich, dass CI-Träger bei der Wahrnehmung der wichtigen musikalischen Dimensionen, Pitch und Timbre, gegenüber Normalhörenden Defizite aufweisen. Die in dieser Arbeit durchgeführten Experimente liefern einen Beitrag zur aktuellen Fragestellung der Verarbeitung von komplexen Klangsignalen in CI-Trägern. Es wird eine Brücke geschlagen zwischen bisherigen Pitch-Experimenten mit Einzelelektrodenstimulationen bei verschiedenen Stimulationsraten und Ranking-Experimenten bei Präsentation reiner Sinustöne sowie komplexen Melodieerkennungs- und Instrumentenunterscheidungsexperimenten.

Um die Musikwahrnehmung und das Sprachverstehen im Störgeräusch für CI-Träger verbessern zu können, ist es bedeutsam das Verständnis über Prozesse der Verarbeitung von Pitch und Timbre zu vertiefen. Dies kann durch weiterführende Studien, die sich mit der objektiven Messung verschiedener Pitch-Höhen beschäftigen oder Pitch-Zuordnungsexperimenten mit über die gesamte Cochlea verteilten Einzelelektroden geschehen. Genauere Quellenrekonstruktionen durch eine größere Anzahl an Ableitelektroden im EEG und die Nutzung individueller MRT-Daten könnten Informationen zum genauen Verarbeitungsort des Pitches liefern. Hierfür ist es jedoch auch notwendig die Artefakte besser kontrollieren und reduzieren zu können. Weitere Erkenntnisse über die zentrale Verarbeitung könnten auch fMRT-Experimente liefern. Hierzu ist jedoch noch viel Forschungsaufwand notwendig, da momentan die MRT-Tauglichkeit der Implantate begrenzt ist und die möglichen Aufnahmen durch Magnetartefakte gestört sind. Für eine bessere Wertung der Ergebnisse wäre die Arbeit mit homogeneren Probandengruppen von Vorteil. Dies ist jedoch aufgrund der Patientenverteilung nur schwer zu ermöglichen.

Da in Deutschland die Tendenz steigt, dass Personen mit einseitig normalem Gehör mit einem Cochlea-Implantat versorgt werden, ist es wichtig die Pitch- und Timbre-Wahrnehmung zu verbessern um Irritationen durch Unterschiede im elektrischen und akustischen Hören zu verringern. Diese Patienten stellen nicht nur eine weitere Herausforderung für die Technik und Anpassung dar, sondern ermöglichen es Fragestellungen zur Pitch-Wahrnehmung durch Tests mit intraindividuellen Vergleichen beantworten zu können.

In folgenden Studien ist es notwendig die komplexe Verarbeitung weiter zu untersuchen um die Kodierungsstrategien in Cochlea-Implantaten verbessern zu können. Es ist ein anzustrebendes Ziel das Musikhören für CI-Träger zu verbessern, sodass nicht mehr nur „Geräusch“ sondern auch Melodielinien wahrgenommen werden können.

7. Abbildungsverzeichnis

2.1. Optische Veranschaulichung von Klangfarbe	6
2.2. Aufbau des Ohres (Staff Blausen.com/Wikipedia/cc-by-3.0 (b) angepasst)	8
2.3. Aufbau der Cochlea (OpenStax College/Wikimedia/cc-by-3.0 angepasst)	9
2.4. Schematische Darstellung der Hörbahn	10
2.5. Bestandteile eines CI-Systems (Staff Blausen.com/Wikipedia/cc-by-3.0 (b) angepasst)	11
2.6. Schema der CI-Übertragung	12
2.7. Veranschaulichung der Stimulationsmodi	14
2.8. Anatomie der Cochlea – Spiralganglienzellen	17
2.9. Psychometrische Funktion	19
2.10. Skizze zur Potentialableitung	24
2.11. Funktionelle Areale des Gehirns (NEUROtiker/Wikipedia/cc-by-sa angepasst)	25
2.12. Evozierte Potentiale (Abbildung basierend auf Gekle 2010, S. 780)	26
3.1. Schama des EEG-Messplatzes	36
3.2. Skizze des 10-20-Systems der EEG-Haube aus (Malmivuo et al. 1995)	37
3.3. Schematische Darstellung der Timbre-Stimuli	39
3.4. Schematische Darstellung der Generierung von IRN	40
3.5. Spektren des IRN und des Komplextons	41
3.6. Schema der CI-Elektrodenkonfigurationen	44
3.7. Artefakte in Abhängigkeit der Stimulationsrate	50
3.8. Exemplarische ICA-Komponente eines CI-Artefaktes	51
4.1. Boxplots der JND des psychoakustischen Timbre-Experimentes .	54
4.2. EKP- und MMN-Kurven verschiedener Timbre-Stimuli	55
4.3. Topoplots der Timbre-MMN	56
4.4. Verteilung der Differenzamplituden der MMN bei Stimulation mit verschiedenen Timbre-Stimuli	57
4.5. Vergleich der JND von Normalhörenden für verschiedene IRN-Frequenzen und Altersgruppen	58
4.6. Elektrodogramme für die Stimulation einzelner cochleärer Elektroden	60
4.7. Vergleich der JND von Normalhörenden und CI-Träger für verschiedene IRN-Frequenzen und Iterationszahlen	61

4.8. JND der Pitch-Diskrimination in Abhängigkeit der stimulierten cochleären Länge	62
4.9. Boxplots der JND der Pitchdetektion bei Stimulation reduzierter Elektrodenkonfigurationen	63
4.10. Audiogramme der normalhörenden Seite der SSD-Probanden . .	65
4.11. Frequenzzuordnung für NH und CI-Probanden	66
4.12. Frequenzzuordnung für CI-Träger Modell A und Modell B	67
4.13. Frequenzzuordnungen bei Stimulation einer einzelnen Elektrode	69
4.14. DVT zur Insertionswinkelbestimmung	69
4.15. 3D-Rekonstruktion der Cochlea	69
4.16. Amplituden und Latenzen der EKP von NH	70
4.17. Vergleich der <i>MGFP</i> verschiedener Iterationsanzahlen für NH Einzelprobanden	71
4.18. ICA-Komponenten verschiedener Artefakte	73
4.19. N1 und Topoplots für NH und CI-Probanden	74
4.20. POR und Topoplots für NH und CI Probanden bei Stimulation mit IRN	75
4.21. Verteilung der EKP-Amplituden und -Latenzen bei Stimulation mit IRN	76
4.22. Abhängigkeit der POR-Amplitude von der Pitch-Stärke	76
4.23. EKP bei Einzelkanalstimulation	77
4.24. POR Generatoren eines NH und eines CI Probanden bei Stimulation mit IRN	78

8. Tabellenverzeichnis

2.1. Implantatübersicht	13
2.2. Übersicht objektiver Messmethoden	18
3.1. Theoretische Elektrodenlage	44
4.1. JND der Einzelelektrodenstimulation der Modell-B-Probanden	64
4.2. Insertionswinkel	68
A.1. Ergebnisse der Frequenzzuordnung	A 2
A.2. Übersicht der CI-Probanden der Timbre-Studie	A 3
A.3. Übersicht der CI-Probanden der Pitch-Studie	A 4
A.4. Übersicht der normalhörenden Probanden der Pitch-Studie	A 6

9. Literatur

- Allen, J. B., J. L. Hall und P. S. Jeng (1990). „Loudness growth in 1/2-octave bands (LGOB) - A procedure for the assessment of loudness“. In: *Journal of the Acoustical Society of America* 88.2, S. 745–753 (siehe S. 36, 44).
- ANSI (1994). *American national standard: Acoustical terminology*. Bd. S1.1-1994. ANSI. New York: Standards Secretariat, Acoustical Society of America (siehe S. 5, 6).
- Arora, K. (2012). „Cochlear Implant Stimulation Rates and Speech Perception“. In: *Modern Speech Recognition Approaches with Case Studies*. Hrsg. von S. Ramakrishnan. InTech, S. 215–254. ISBN: 9789535108313 (siehe S. 13, 14, 40).
- Auhagen, W. und J. Langner (2004). *Verfahren zur Ermittlung akustischer Merkmale von Schallsignalen für die Analyse unbekannter Schallsignale und Modifikation einer Schallerzeugung*. Patent Nummer: DE10254612 A1. Humboldt-Universität Berlin (siehe S. 7).
- Bächle-Helde, B. (2013). „Wie weh tut es?“ In: *JuKiP - Ihr Fachmagazin für Gesundheits- und Kinderkrankenpflege* 2.04, S. 164–167 (siehe S. 18).
- Bakhos, D., S. Roux, A. Robier, F. Bonnet-Brilhault, E. Lescanne und N. Bruneau (2012). „Minimization of cochlear implant artifact in cortical auditory evoked potentials in children“. In: *International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology* 76.11, S. 1627–1632 (siehe S. 28).
- Barker, D., C. J. Plack und D. A. Hall (2012). „Reexamining the evidence for a pitch-sensitive region: a human fMRI study using iterated ripple noise“. In: *Cerebral cortex* 22.4, S. 745–753 (siehe S. 95).
- Baskent, D. und R. V. Shannon (2005). „Interactions between cochlear implant electrode insertion depth and frequency-place mapping“. In: *Journal of the Acoustical Society of America* 117.3, S. 1405–1416 (siehe S. 16).
- Baumann, U. und A. Nobbe (2006). „The cochlear implant electrode–pitch function“. In: *Hearing Research* 213.1-2, S. 34–42 (siehe S. 16, 86).
- Békésy, G. V. (1963). „3 experiments concerned with pitch perception“. In: *Journal of the Acoustical Society of America* 35.4, S. 602 (siehe S. 8).
- Bilsen, F. A. (1966). „Repetition Pitch: Monaural interaction of a sound with the repetition of the same, but phase shifted, sound“. In: *Acustica* 17.5, S. 295–300 (siehe S. 22).

- Blamey, P. J., G. J. Dooley, E. S. Parisi und G. M. Clark (1996). „Pitch comparisons of acoustically and electrically evoked auditory sensations“. In: *Hearing Research* 99.1-2, S. 139–150 (siehe S. 16, 17, 22).
- Böckmann-Barthel, M., M. Ziese, D. Rostalski, C. Arens und J. L. Verhey (2013). „Melody and chord discrimination of cochlear implant users in different pitch ranges“. In: *Cochlear implants international* 14.5, S. 246–251 (siehe S. 1).
- Boëx, C., L. Baud, G. Cosendai, A. Sigrist, M.-I. Kós und M. Pelizzone (2006). „Acoustic to Electric Pitch Comparisons in Cochlear Implant Subjects with Residual Hearing“. In: *Journal of the Association for Research in Otolaryngology* 7.2, S. 110–124 (siehe S. 17).
- Bredberg, G. (1968). „Cellular pattern and nerve supply of the human organ of Corti“. In: *Acta Oto-Laryngologica* 236, S. 1–138 (siehe S. 16).
- Brill, S. (2016). persönliche Kommunikation. MED-EL Deutschland (siehe S. 40).
- Bugli, C. und P. Lambert (2007). „Comparison between Principal Component Analysis and independent component analysis in electroencephalograms modelling“. In: *Biometrical Journal* 49.2, S. 312–327 (siehe S. 30).
- Burkard, R. F., J. J. Eggermont und M. Don (2007). *Auditory evoked potentials: Basic principles and clinical application*. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins. ISBN: 9780781757560 (siehe S. 25–27, 92).
- Butler, B. E. und L. J. Trainor (2012). „Sequencing the Cortical Processing of Pitch-Evoking Stimuli using EEG Analysis and Source Estimation“. In: *Frontiers in psychology* 3, S. 180 (siehe S. 22, 28).
- Cariani, P. (2009). *Timbre perception*. Vorlesung. Harvard-MIT (siehe S. 6).
- Carlyon, R. P., C. Lynch und J. M. Deeks (2010a). „Effect of stimulus level and place of stimulation on temporal pitch perception by cochlear implant users“. In: *The Journal of the Acoustical Society of America* 127.5, S. 2997–3008 (siehe S. 21).
- Carlyon, R. P. et al. (2010b). „Pitch comparisons between electrical stimulation of a cochlear implant and acoustic stimuli presented to a normal-hearing contralateral ear“. In: *Journal of the Association for Research in Otolaryngology : JARO* 11.4, S. 625–640 (siehe S. 16, 22).
- Caterino, C. (2016). persönliche Kommunikation. Cochlear Deutschland GmbH und Co. KG (siehe S. 91).
- Chait, M. (2005). „Neural Response Correlates of Detection of Monaurally and Binaurally Created Pitches in Humans“. In: *Cerebral cortex* 16.6, S. 835–848 (siehe S. 27).
- Cheveigne, A. de (1998). „Cancellation model of pitch perception“. In: *Journal of the Acoustical Society of America* 103.3, S. 1261–1271 (siehe S. 10).

-
- Clark, G. (2003). *Cochlear implants: Fundamentals and applications*. Modern acoustics and signal processing. New York: Springer. ISBN: 9780387955834 (siehe S. 10, 13).
- Cleary, M. und D. B. Pisoni (2002). „Talker discrimination by prelingually deaf children with cochlear implants: Preliminary results“. In: *Annals of Otology, Rhinology and Laryngology* 111.5, S. 113–118 (siehe S. 3).
- Clifford, G. D. (2008). *Blind source separation: Principal & Independent Component Analysis*. Vorlesung. Harvard-MIT (siehe S. 29, 30).
- Cochlear Ltd. (2016). URL: <http://www.cochlear.com/wps/wcm/connect/uk/home/discover/cochlear-implants/nucleus-6-for-adults/nucleus-implant-portfolio/implant-design> (besucht am 23.05.2016) (siehe S. 17).
- Cohen, L. T., J. I. Xu, S.-A. Xu und G. M. Clark (1996). „Improved and simplified methods for specifying positions of the electrode bands of a cochlear implant array“. In: *The American Journal of Otology* 17, S. 859–865 (siehe S. 16).
- Crowley, K. E. und Im Colrain (2004). „A review of the evidence for P2 being an independent component process: age, sleep and modality“. In: *Clinical Neurophysiology* 115.4, S. 732–744 (siehe S. 92).
- Debener, S., J. Hine, S. Bleeck und J. Eyles (2008). „Source localization of auditory evoked potentials after cochlear implantation“. In: *Psychophysiology* 45, S. 20–24 (siehe S. 3, 28, 50).
- Delorme, A. und S. Makeig (2004). „EEGLAB: an open source toolbox for analysis of single-trial EEG dynamics including independent component analysis“. In: *Journal of neuroscience methods* 134.1, S. 9–21 (siehe S. 50).
- Delorme, A., T. Sejnowski und S. Makeig (2007). „Enhanced detection of artifacts in EEG data using higher-order statistics and independent component analysis“. In: *NeuroImage* 34.4, S. 1443–1449 (siehe S. 50).
- Deouell, L. Y. (2007). „The Frontal Generator of the Mismatch Negativity Revisited“. In: *Journal of Psychophysiology* 21.3-4, S. 188–203 (siehe S. 27).
- Dimitrijevic, A. (2014). persönliche Kommunikation. Communication Sciences Research Center (siehe S. 98).
- (2016). persönliche Kommunikation. Communication Sciences Research Center (siehe S. 29).
- DIN EN ISO 7029:1984 (1992). *Akustik - Luftleitungshörschwelle in Abhängigkeit von Alter und Geschlecht otologisch normaler Personen*. Bd. 27029. Genf (siehe S. 35, 57, 66, 85).
- Dorman, M. F., T. Spahr, R. Gifford, L. Loiselle, S. McKarns, T. A. Holden, M. W. Skinner und C. C. Finley (2007). „An electric frequency-to-place map for a

- cochlear implant patient with hearing in the nonimplanted ear“. In: *Journal of the Association for Research in Otolaryngology : JARO* 8.2, S. 234–240 (siehe S. 22).
- Doughty, J. M. und W. R. Garner (1948). „Pitch characteristics of short tones. II. Pitch as a function of tonal duration“. In: *Journal of Experimental Psychology* 38.4, S. 478–494 (siehe S. 7).
- Duncan, C. C., R. J. Barry, J. F. Connolly, C. Fischer, P. T. Michie, R. Näätänen, J. Polich, I. Reinvang und C. van Petten (2009). „Event-related potentials in clinical research: Guidelines for eliciting, recording, and quantifying mismatch negativity, P300, and N400“. In: *Clinical Neurophysiology* 120.11, S. 1883–1908 (siehe S. 27, 96).
- Elliott, T. M., L. S. Hamilton und F. E. Theunissen (2013). „Acoustic structure of the five perceptual dimensions of timbre in orchestral instrument tones“. In: *Journal of the Acoustical Society of America* 133.1, S. 389–404 (siehe S. 6).
- Emiroğlu, S. S. (2007). „Timbre perception and object separation with normal and impaired hearing“. Dissertation. Oldenburg: Carl-von-Ossietzky-Universität Oldenburg (siehe S. 20, 41).
- Erickson, R. (1975). *Sound structure in music*. Berkeley: University of California Press. ISBN: 0520023765 (siehe S. 6).
- Erixon, E., H. Hogstorp, K. Wadin und H. Rask-Andersen (2009). „Variational Anatomy of the Human Cochlea: Implications for Cochlear Implantation“. In: *Otology & Neurotology* 30.1, S. 14–22 (siehe S. 17, 90).
- Firszt, J. B., D. B. Koch, M. Downing und L. Litvak (2007). „Current steering creates additional pitch percepts in adult cochlear implant recipients“. In: *Otology & neurotology* 28.5, S. 629–636 (siehe S. 2).
- Franke-Trieger, A. (2015). persönliche Kommunikation. Sächsisches Cochlear Implant Centrum Dresden (siehe S. 16, 22).
- Friesen, L. M. und T. W. Picton (2010). „A method for removing cochlear implant artifact“. In: *Hearing Research* 259.1-2, S. 95–106 (siehe S. 28, 29).
- Friesen, L. M. und K. L. Tremblay (2006). „Acoustic change complexes recorded in adult cochlear implant listeners“. In: *Ear and Hearing* 27.6, S. 678–685 (siehe S. 28).
- Fu, Q. J. und R. V. Shannon (2000). „Effect of stimulation rate on phoneme recognition by Nucleus-22 cochlear implant listeners“. In: *Journal of the Acoustical Society of America* 107.1, S. 589–597 (siehe S. 14).
- Gekle, M. (2010). *Taschenlehrbuch Physiologie: 70 Tabellen*. Stuttgart: Thieme. ISBN: 9783131449818 (siehe S. 24, 26, 47).

-
- Gfeller, K., A. Christ, J. Knutson, S. Witt, K. Murray und R. Tyler (2000). „Musical backgrounds, listening habits, and aesthetic enjoyment of adult cochlear implant recipients“. In: *Journal of the American Academy of Audiology* 11, S. 390–406 (siehe S. 2).
- Gfeller, K., S. Witt, G. Woodworth, M. A. Mehr und J. Knutson (2002). „Effects of frequency, instrumental family, and cochlear implant type on timbre recognition and appraisal“. In: *The Annals of otology, rhinology, and laryngology* 111.4, S. 349–356 (siehe S. 21).
- Giard, M. H., F. Perrin, J. Pernier und P. Bouchet (1990). „Brain generators implicated in the processing of auditory stimulus deviance - A topographic event-related potential study“. In: *Psychophysiology* 27.6, S. 627–640 (siehe S. 27).
- Gifford, R. H., J. K. Shallop und A. M. Peterson (2008). „Speech recognition materials and ceiling effects: considerations for cochlear implant programs“. In: *Audiology & neuro-otology* 13.3, S. 193–205 (siehe S. 1).
- Gilley, P. M., A. Sharma, M. F. Dorman, C. C. Finley, A. S. Panch und K. Martin (2006). „Minimization of cochlear implant stimulus artifact in cortical auditory evoked potentials“. In: *Clinical Neurophysiology* 117.8, S. 1772–1782 (siehe S. 3, 29).
- Goldstein, J. L. (1973). „An optimum processor theory for the central formation of the pitch of complex tones“. In: *The Journal of the Acoustical Society of America* 54.6, S. 1496–1516 (siehe S. 10).
- Greenwood, D. D. (1961). „Critical Bandwidth and the Frequency Coordinates of the Basilar Membrane“. In: *Journal of the Acoustical Society of America* 33.10, S. 1344 (siehe S. 15).
- Grey, J. M. (1977). „Multidimensional perceptual scaling of musical timbres“. In: *Journal of the Acoustical Society of America* 61.5, S. 1270–1277 (siehe S. 6, 20).
- Grieco-Calub, T. M. und R. Y. Litovsky (2010). „Sound Localization Skills in Children Who Use Bilateral Cochlear Implants and in Children With Normal Acoustic Hearing“. In: *Ear and hearing* 31.5, S. 645–656 (siehe S. 15).
- Griffiths, T. D., S. Kumar, W. Sedley, K. V. Nourski, H. Kawasaki, H. Oya, R. D. Patterson, J. F. Brugge und M. A. Howard (2010). „Direct recordings of pitch responses from human auditory cortex“. In: *Current biology : CB* 20.12, S. 1128–1132 (siehe S. 28).
- Hahne, A., A. Wolf, J. Müller, D. Mürbe und A. Friederici (2012). „Sentence comprehension in proficient adult cochlear implant users: On the vulnerability of syntax“. In: *Language and Cognitive Processes* 27.7-8, S. 1192–1204 (siehe S. 28).
- Hahne, A., A. Mainka und D. Mürbe (2015). „Messung basaler musikalischer Diskriminationsfähigkeiten bei jungen CI-Kindern mittels evozierter Potentiale“.

- In: Hrsg. von Deutsche Gesellschaft für Phoniatrie und Pädaudiologie. German Medical Science GMS Publishing House (siehe S. 27).
- Hall, D. A. und C. J. Plack (2009). „Pitch processing sites in the human auditory brain“. In: *Cerebral cortex* 19.3, S. 576–585 (siehe S. 95).
- Hall, J. W. (2014). *Introduction to audiology today*. The Allyn & Bacon communication sciences and disorders series. Boston: Pearson. ISBN: 0205569234 (siehe S. 1).
- Han, J.-H., F. Zhang, D. S. Kadis, L. M. Houston, R. N. Samy, M. L. Smith und A. Dimitrijevic (2015). „Auditory cortical activity to different voice onset times in cochlear implant users“. In: *Clinical Neurophysiology* (siehe S. 29).
- Hardy, M. (1938). „The length of the organ of Corti in man“. In: *American Journal of Anatomy* 62.2, S. 179–311 (siehe S. 90).
- Hari, R., K. Kaila, T. Katila, T. Tuomisto und T. Varpula (1982). „Interstimulus-interval dependence of auditory vertex response and its magnetic counterpart - implications for their neural generation“. In: *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology* 54.5, S. 561–569 (siehe S. 26).
- Hessel, H. (2012). *Vor- und Nachteile einer tiefen CI-Insertion „Deep Insertion“*. Information für medizinisches und audiologisches Fachpersonal. Cochlear Expertenreihe. Basel: Cochlear AG (siehe S. 16, 17).
- (2014). *Musikhören mit dem Cochlea-Implantat: Grenzen und Möglichkeiten*. Cochlear Expertenreihe. Hannover: Cochlear Deutschland GmbH und Co. KG (siehe S. 2).
- Hocke, T. (2013). persönliche Kommunikation. Cochlear Deutschland GmbH und Co. KG (siehe S. 83).
- Houtsma, A. J. M. (1984). „Pitch salience of various complex sounds“. In: *Music Perception* 3 (siehe S. 7).
- Howard, D. und J. Angus (2013). *Acoustics and Psychoacoustics*. Taylor & Francis. ISBN: 9781136121586 (siehe S. 6, 20).
- Hsu, C.-H., S.-K. Lin, Y.-Y. Hsu und C.-Y. Lee (2014). „The neural generators of the mismatch responses to Mandarin lexical tones: An MEG study“. In: *Brain Research* 1582, S. 154–166 (siehe S. 27).
- Huppelsberg, J. und K. Walter (2009). *Kurzlehrbuch Physiologie: 42 Tabellen*. 3. überarb. Aufl. Stuttgart: Thieme. ISBN: 9783131364333 (siehe S. 9, 19, 81).
- Hyvärinen, A. und E. Oja (2000). „Independent component analysis: algorithms and applications“. In: *Neural Networks* 13, S. 411–430 (siehe S. 29).

-
- Jasper, H. (1958). „Report of the committee on methods of clinical examination in electroencephalography“. In: *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology* 10.2, S. 370–375 (siehe S. 37).
- Jatoi, M. A., N. Kamel, A. S. Malik, I. Faye und T. Begum (2014). „A survey of methods used for source localization using EEG signals“. In: *Biomedical Signal Processing and Control* 11, S. 42–52 (siehe S. 24).
- Johnson, B., S. Crain und D. Meng (2014). *World's first CI MEG brain scanner switches on*. URL: <http://www.mq.edu.au/thisweek/2014/06/16/worlds-first-ci-meg-brain-scanner-switches-on/#>. VopHmFIXtoM (besucht am 04.03.2016) (siehe S. 18).
- Jung, T. P., S. Makeig, C. Humphries, T. W. Lee, M. J. McKeown, V. Iragui und T. J. Sejnowski (2000). „Removing electroencephalographic artifacts by blind source separation“. In: *Psychophysiology* 37.2, S. 163–178 (siehe S. 30, 31).
- Jung, T. P., S. Makeig, M. J. McKeown, A. J. Bell, T. W. Lee und T. J. Sejnowski (2001). „Imaging brain dynamics using independent component analysis“. In: *Proceedings of the IEEE* 89.7, S. 1107–1122 (siehe S. 31).
- Kim, H. N., Y. J. Shim, M. H. Chung und Y. H. Lee (2000). „Benefit of ACE compared to CIS and SPEAK coding strategies“. In: *Advances in oto-rhino-laryngology* 57, S. 408–411 (siehe S. 82).
- Koelsch, S., M. Wittfoth, A. Wolf, J. Müller und A. Hahne (2004). „Music perception in cochlear implant users: an event-related potential study“. In: *Clinical Neurophysiology* 115.4, S. 966–972 (siehe S. 2).
- Kong, Y.-Y., R. Cruz, J. A. Jones und F. G. Zeng (2004). „Music perception with temporal cues in acoustic and electric hearing“. In: *Ear and Hearing* 25.2, S. 173–185 (siehe S. 3, 79).
- Kong, Y.-Y., A. Mullangi, J. Marozeau und M. Epstein (2011). „Temporal and Spectral Cues for Musical Timbre Perception in Electric Hearing“. In: *Journal of Speech Language and Hearing Research* 54.3, S. 981 (siehe S. 21).
- König, R. und M. Brosch (2009). *Hauptkomponentenanalyse – Principal Component Analysis (PCA)*. Vorlesung. Otto-von-Guericke Universität Magdeburg (siehe S. 29).
- Kraus, N., E. Skoe, A. Parbery-Clark und R. Ashley (2009). „Experience-induced Malleability in Neural Encoding of Pitch, Timbre, and Timing Implications for Language and Music“. In: Bd. 1169, S. 543–557 (siehe S. 5).
- Kraus, N., A. G. Micco, D. B. Koch, T. McGee, T. Carrell, A. Sharma, R. J. Wiet und C. Z. Weingarten (1993). „The mismatch negativity cortical evoked potential elicited by speech in cochlear-implant users“. In: *Hearing Research* 65.1-2, S. 118–124 (siehe S. 28).

- Krumbholz, K., R. D. Patterson und D. Pressnitzer (2000). „The lower limit of pitch as determined by rate discrimination“. In: *Journal of the Acoustical Society of America* 108.3, S. 1170–1180 (siehe S. 22).
- Krumbholz, K., R. D. Patterson, A. Seither-Preisler, C. Lammertmann und B. Lütkenhöner (2003). „Neuromagnetic evidence for a pitch processing center in Heschl’s gyrus“. In: *Cerebral cortex* 13.7, S. 765–772 (siehe S. 22, 27, 28, 32, 33, 49, 90, 95).
- Landsberger, D. M., M. Svrakic, J. T. Roland und M. Svirsky (2015). „The Relationship Between Insertion Angles, Default Frequency Allocations, and Spiral Ganglion Place Pitch in Cochlear Implants“. In: *Ear and hearing* 36.5, e207–13 (siehe S. 89).
- Laneau, J., J. Wouters und M. Moonen (2006). „Improved music perception with explicit pitch coding in cochlear implants“. In: *Audiology & neuro-otology* 11.1, S. 38–52 (siehe S. 2).
- Leal, M. C., Y. J. Shin, M. L. Laborde, M. N. Calmels, S. Verges, S. Lugardon, S. Andrieu, O. Deguine und B. Fraysse (2003). „Music perception in adult cochlear implant recipients“. In: *Acta Oto-Laryngologica* 123.7, S. 826–835 (siehe S. 2).
- Leek, M. R. (2001). „Adaptive procedures in psychophysical research“. In: *Perception & psychophysics* 63.8, S. 1279–1292 (siehe S. 20).
- Licklider, J. C. R. (1951). „A duplex theory of pitch perception“. In: *Experientia* 7.4, S. 128–134 (siehe S. 9).
- Limb, C. J. und J. T. Rubinstein (2012). „Current Research on Music Perception in Cochlear Implant Users“. In: *Otolaryngologic Clinics of North America* 45.1, S. 129 (siehe S. 2, 3).
- Litvak, L. M., A. J. Spahr, A. A. Saoji und G. Y. Fridman (2007). „Relationship between perception of spectral ripple and speech recognition in cochlear implant and vocoder listeners“. In: *The Journal of the Acoustical Society of America* 122.2, S. 982–991 (siehe S. 22).
- Loeb, G. E. (2005). „Are cochlear implant patients suffering from perceptual dissonance?“ In: *Ear and Hearing* 26.5, S. 435–450 (siehe S. 8).
- Loeb, G. E., M. W. White und M. M. Merzenich (1983). „Spatial Cross-Correlation: A Proposed Mechanism for Acoustic Pitch Perception“. In: *Biological Cybernetics* 47.3, S. 149–163 (siehe S. 9).
- Loizou, P. C. (1998). „Mimicking the human ear“. In: *IEEE Signal Processing Magazine* 15.5, S. 101–130 (siehe S. 14).
- Lonka, E., T. Kujala, A. Lehtokoski, R. Johansson, S. Rimmanen, K. Alho und R. Näätänen (2004). „Mismatch negativity brain response as an index of speech

-
- perception recovery in cochlear-implant recipients“. In: *Audiology & neuro-otology* 9.3, S. 160–162 (siehe S. 28).
- Lopez-Valdes, A., M. Mc Laughlin, L. Viani, P. Walshe, J. Smith, F.-G. Zeng und R. B. Reilly (2013). „Auditory mismatch negativity in cochlear implant users: a window to spectral discrimination“. In: *Conference proceedings: Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. 2013, S. 3555–3558 (siehe S. 23).
- Luck, S. J. (2014). *An introduction to the event-related potential technique*. Second edition. Cambridge, Massachusetts: The MIT Press. ISBN: 9780262525855 (siehe S. 24).
- Malmivuo, J. und R. Plonsey (1995). *Bioelectromagnetism - Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields*. New York: Oxford University Press. ISBN: 9780195058239 (siehe S. 37).
- Marozeau, J., A. de Cheveigne, S. McAdams und S. Winsberg (2003). „The dependency of timbre on fundamental frequency“. In: *The Journal of the Acoustical Society of America* 114.5, S. 2946–2957 (siehe S. 6).
- Martin, X. P., P. Deltenre, I. Hoonhorst, E. Markessis, B. Rossion und C. Colin (2007). „Perceptual biases for rhythm: The Mismatch Negativity latency indexes the privileged status of binary vs non-binary interval ratios“. In: *Clinical Neurophysiology* 118.12, S. 2709–2715 (siehe S. 28).
- Massida, Z., P. Belin, C. James, J. Rouger, B. Fraysse, P. Barone und O. Deguine (2011). „Voice discrimination in cochlear-implanted deaf subjects“. In: *Hearing Research* 275.1-2, S. 120–129 (siehe S. 3).
- Maurits, N. M. (2012). *From neurology to methodology and back: An introduction to clinical neuroengineering*. New York, NY: Springer. ISBN: 9781461411314 (siehe S. 24).
- McAdams, S. (1999). „Perspectives on the contribution of timbre to musical structure“. In: *Computer Music Journal* 23.3, S. 85–102 (siehe S. 20).
- McDermott, H. J. (2004). „Music Perception with Cochlear Implants: A Review“. In: *Trends in Amplification* 8.2, S. 49–82 (siehe S. 1–3, 21, 81).
- McDermott, H. J., C. Sucher und A. Simpson (2009). „Electro-Acoustic Stimulation Acoustic and Electric Pitch Comparisons“. In: *Audiology & neuro-otology* 14, S. 2–7 (siehe S. 17, 89).
- Moore, E. J. (1983). *Bases of auditory brain-stem evoked responses*. New York: Grune & Stratton. ISBN: 9780808914655 (siehe S. 25).
- Mühler, R., M. Ziese und D. Rostalski (2009). „Development of a speaker discrimination test for cochlear implant users based on the Oldenburg Logatome

- corpus“. In: *ORL : journal for oto-rhino-laryngology and its related specialities* 71.1, S. 14–20 (siehe S. 3).
- Mühlhaus, J. und S. Bartel-Friedrich (2008). „Conception and realization of a prosody test battery - CI carrier in the focus of prosody research“. In: *HNO* 56.3, S. 258–261 (siehe S. 3).
- Näätänen, R., A. W. Gaillard und S. Mäntysalo (1978). „Early selective-attention effect on evoked potential reinterpreted“. In: *Acta psychologica* 42.4, S. 313–329 (siehe S. 26).
- NEUROtiker (2007). *Seitenansicht eines menschlichen Gehirns, Großhirnlappen farblich hervorgehoben*. CC BY-SA 3.0, modifiziert 19.02.2016 – Wagner. URL: https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Gehirn,_lateral_-_Lobi_deu.svg (besucht am 04.03.2016) (siehe S. 25).
- NIDCD (2015). NIH Publication No. 00-4798. National Institute on Deafness and Other Communication Disorders (siehe S. 1).
- Nimmons, G. L., R. S. Kang, W. R. Drennan, J. Longnion, C. Ruffin, T. Worman, B. Yueh und J. T. Rubinstein (2008). „Clinical assessment of music perception in cochlear implant listeners“. In: *Otology & Neurotology* 29.2, S. 149–155 (siehe S. 21).
- Novitski, N., M. Tervaniemi, M. Huottilainen und R. Näätänen (2004). „Frequency discrimination at different frequency levels as indexed by electrophysiological and behavioral measures“. In: *Cognitive Brain Research* 20.1, S. 26–36 (siehe S. 23).
- Onton, J., M. Westerfield, J. Townsend und S. Makeig (2006). „Imaging human EEG dynamics using independent component analysis“. In: *Neuroscience and Biobehavioral Reviews* 30.6, S. 808–822 (siehe S. 29).
- OpenStax College (2013). *Illustration from Anatomy & Physiology – Cochlea*. Anatomy & Physiology, Connexions Web site: <http://cnx.org>. URL: https://commons.wikimedia.org/wiki/File:1406_Cochlea.jpg (besucht am 04.03.2016) (siehe S. 9).
- Oxenham, A. J. (2012). „Pitch Perception“. In: *Journal of Neuroscience* 32.39, S. 13335–13338 (siehe S. 7).
- Oxenham, A. J., C. Micheyl, M. V. Keebler, A. Loper und S. Santurette (2011). „Pitch perception beyond the traditional existence region of pitch“. In: *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America* 108.18, S. 7629–7634 (siehe S. 21).
- Parkins, C. W. (1989). „Temporal response patterns of auditory-nerve fibres to electrical-stimulation in deafened squirrel-monkeys“. In: *Hearing Research* 41.2-3, S. 137–168 (siehe S. 14).

-
- Pasanisi, E., A. Bacciu, V. Vincenti, M. Guida, M. T. Berghenti, A. Barbot, F. Panu und S. Bacciu (2002). „Comparison of speech perception benefits with SPEAK and ACE coding strategies in pediatric Nucleus CI24M cochlear implant recipients“. In: *International journal of pediatric otorhinolaryngology* 64.2, S. 159–163 (siehe S. 82).
- Patterson, R. D., S. Handel, W. A. Yost und A. J. Datta (1996). „The relative strength of the tone and noise components in iterated rippled noise“. In: *The Journal of the Acoustical Society of America* 100.5, S. 3286–3294 (siehe S. 23).
- Penagos, H., Melcher und A. J. Oxenham (2004). „A neural representation of pitch salience in nonprimary human auditory cortex revealed with functional magnetic resonance imaging“. In: *Journal of Neuroscience* 24.30, S. 6810–6815 (siehe S. 95).
- Penninger, R. T., W. W. Chien, P. Jiradejvong, E. Boeke, C. L. Carver und C. J. Limb (2013). „Perception of Pure Tones and Iterated Rippled Noise for Normal Hearing and Cochlear Implant Users“. In: *Trends in Amplification* 17.1, S. 45–53 (siehe S. 22, 23, 32, 81).
- Petersen, B., E. Weed, P. Sandmann, E. Brattico, M. Hansen, S. D. Sørensen und P. Vuust (2015). „Brain responses to musical feature changes in adolescent cochlear implant users“. In: *Frontiers in human neuroscience* 9, S. 7 (siehe S. 28).
- Plack, C. J., A. J. Oxenham und R. R. Fay (2005). *Pitch: Neural coding and perception*. Bd. 24. Springer handbook of auditory research. New York: Springer. ISBN: 9780387234724 (siehe S. 7, 10, 11, 20, 22).
- Plomp, R. (1970). „Timbre as a multidimensional attribute of complex tones“. In: *Frequency Analysis and Periodicity Detection in Hearing* (siehe S. 6).
- Poeppel (2014). *Human auditory cortex*. Springer. ISBN: 9781489991461 (siehe S. 28).
- Ponton, C. W. und M. Don (1995). „The Mismatch Negativity in Cochlear Implant Users“. In: *Ear and Hearing* 16.1, S. 131–146 (siehe S. 28).
- Pressnitzer, D., J. Bestel und B. Fraysse (2005). „Music to Electric Ears: Pitch and Timbre Perception by Cochlear Implant Patients“. In: *Annals of the New York Academy of Sciences* 1060.1, S. 343–345 (siehe S. 21).
- Putkinen, V., M. Tervaniemi, K. Saarikivi, N. de Vent und M. Huotilainen (2014). „Investigating the effects of musical training on functional brain development with a novel Melodic MMN paradigm“. In: *Neurobiology of learning and memory* 110, S. 8–15 (siehe S. 27).
- Rader, T., J. Döge, Y. Adel, T. Weißgerber und U. Baumann (2016). „Place dependent stimulation rates improve pitch perception in cochlear implantees with single-sided deafness“. In: *Hearing research* (siehe S. 17).

- Rahne, T., L. Böhme und G. Götze (2012). „Influence of Implantable Hearing Aids and Neuroprosthesis on Music Perception“. In: *Scientific World Journal*, S. 1–7 (siehe S. 21).
- Rahne, T., C. Rasinski und K. Neumann (2010a). „Measuring timbre discrimination with cross-faded synthetic tones“. In: *Journal of Neuroscience Methods* 189.2, S. 176–179 (siehe S. 21).
- Rahne, T., M. Ziese, D. Rostalski und R. Muhler (2010b). „Logatome discrimination in cochlear implant users: subjective tests compared to the mismatch negativity“. In: *TheScientificWorldJournal* 10, S. 329–339 (siehe S. 28).
- Rings, T. (2014). *Grundlagen neuronaler Aktivität: Physikalische Grundlagen der medizinischen Bildung*. Vorlesung. Rheinische Friedrich-Wilhelms-Universität Bonn (siehe S. 52).
- Rinne, T., A. Degerman und K. Alho (2005). „Superior temporal and inferior frontal cortices are activated by infrequent sound duration decrements: an fMRI study“. In: *NeuroImage* 26.1, S. 66–72 (siehe S. 27).
- Ritter, S., H. Günter Dosch, H.-J. Specht und A. Rupp (2005). „Neuromagnetic responses reflect the temporal pitch change of regular interval sounds“. In: *NeuroImage* 27.3, S. 533–543 (siehe S. 27).
- Rösler, F. (2013). *Hirnelektrische Korrelate Kognitiver Prozesse*. Lehr- und Forschungstexte Psychologie. Springer Berlin Heidelberg. ISBN: 9783642687891 (siehe S. 80).
- Sams, M., P. Paavilainen, K. Alho und R. Näätänen (1985). „Auditory frequency discrimination and event-related potentials“. In: *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology* 62.6, S. 437–448 (siehe S. 27).
- Samson, S., R. J. Zatorre und J. O. Ramsay (1997). „Multidimensional scaling of synthetic musical timbre: perception of spectral and temporal characteristics“. In: *Canadian journal of experimental psychology* 51.4, S. 307–315 (siehe S. 6).
- Sandmann, P., A. Kegel, T. Eichele, N. Dillier, W. Lai, A. Bendixen, S. Debener, L. Jäncke und M. Meyer (2010). „Neurophysiological evidence of impaired musical sound perception in cochlear-implant users“. In: *Clinical Neurophysiology* 121.12, S. 2070–2082 (siehe S. 3, 28).
- Sandmann, P. (2014). persönliche Kommunikation. Medizinische Hochschule Hannover (siehe S. 31).
- Sandmann, P., T. Eichele, M. Buechler, S. Debener, L. Jäncke, N. Dillier, K. Hugdahl und M. Meyer (2009). „Evaluation of evoked potentials to dyadic tones after cochlear implantation“. In: *Brain* 132.7, S. 1967–1979 (siehe S. 31, 50).
- Sandmann, P., K. Plotz, N. Hauthal, M. de Vos, R. Schönfeld und S. Debener (2014). „Rapid bilateral improvement in auditory cortex activity in postlingually

-
- deafened adults following cochlear implantation“. In: *Clinical Neurophysiology* (siehe S. 17).
- Saoji, A. A., L. Litvak, A. J. Spahr und D. A. Eddins (2009). „Spectral modulation detection and vowel and consonant identifications in cochlear implant listeners“. In: *Journal of the Acoustical Society of America* 126.3, S. 955–958 (siehe S. 22).
- Schatzer, R., K. Vermeire, D. Visser, A. Krenmayr, M. Kals, M. Voormolen, Van de Heyning, Paul H und C. Zierhofer (2014). „Electric-acoustic pitch comparisons in single-sided-deaf cochlear implant users: Frequency-place functions and rate pitch“. In: *Hearing Research* 309, S. 26–35 (siehe S. 21, 22, 47, 86).
- Scherg, M., J. Vajsar und T. Picton (1989). „A source analysis of the late human auditory evoked potentials“. In: *Journal of cognitive Neuroscience* 4, S. 336–355 (siehe S. 27).
- Schierholz, I., M. Finke, S. Schulte, N. Hauthal, C. Kantzke, S. Rach, A. Büchner, R. Dengler und P. Sandmann (2015). „Enhanced audio-visual interactions in the auditory cortex of elderly cochlear-implant users“. In: *Hearing Research* 328, S. 133–147 (siehe S. 3).
- Schneider, C. A., W. S. Rasband und K. W. Eliceiri (2012). „NIH Image to ImageJ: 25 years of image analysis“. In: *Nature Methods* 9.7, S. 671–675 (siehe S. 48).
- Schnupp, J., I. Nelken und A. King (2011). *Auditory neuroscience: Making sense of sound*. Cambridge, Mass: MIT Press. ISBN: 9780262113182 (siehe S. 7, 81, 82, 91).
- Schönwiesner, M. und R. J. Zatorre (2008). „Depth electrode recordings show double dissociation between pitch processing in lateral Heschl’s gyrus and sound onset processing in medial Heschl’s gyrus“. In: *Experimental Brain Research* 187.1, S. 97–105 (siehe S. 28).
- (2009). „Spectro-temporal modulation transfer function of single voxels in the human auditory cortex measured with high-resolution fMRI“. In: *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America* 106.34, S. 14611–14616 (siehe S. 95).
- Sek, A. und B. C. Moore (1995). „Frequency discrimination as a function of frequency, measured in several ways“. In: *The Journal of the Acoustical Society of America* 97.4, S. 2479–2486 (siehe S. 85).
- Smith, Z. M., B. Delgutte und A. J. Oxenham (2002). „Chimaeric sounds reveal dichotomies in auditory perception“. In: *Nature* 416.6876, S. 87–90 (siehe S. 15).
- Sonn, M. (1973). *American national standard psychoacoustical terminology*. New York: American National Standards Institute (siehe S. 5).

- Sridhar, D., O. Stakhovskaya und P. A. Leake (2006). „A frequency-position function for the human cochlear spiral ganglion“. In: *Audiology & neuro-otology* 11.1, S. 16–20 (siehe S. 90).
- Staff Blausen.com (2013a). *Blausen gallery 2014 – Cochlear Implant*. own work. URL: https://en.wikiversity.org/wiki/Wikiversity_Journal_of_Medicine/Blausen_gallery_2014 (besucht am 04.03.2016) (siehe S. 11).
- (2013b). *Blausen gallery 2014 – Internal Ear Anatomy*. own work. URL: https://en.wikiversity.org/wiki/Wikiversity_Journal_of_Medicine/Blausen_gallery_2014 (besucht am 04.03.2016) (siehe S. 8).
- Stakhovskaya, O., D. Sridhar, B. H. Bonham und P. A. Leake (2007). „Frequency map for the human cochlear spiral ganglion: Implications for cochlear implants“. In: *Journal of the Association for Research in Otolaryngology : JARO* 8.2, S. 220–233 (siehe S. 16, 48, 90).
- Stern, M. K. und J. H. Johnson (2010). „Just Noticeable Difference“. In: *The Corsini Encyclopedia of Psychology*. Hrsg. von I. B. Weiner und W. E. Craighead. Hoboken, NJ, USA: John Wiley & Sons, Inc. ISBN: 9780470479216 (siehe S. 19).
- Stevens, S. S. (1937). „A Scale for the Measurement of the Psychological Magnitude Pitch“. In: *The Journal of the Acoustical Society of America* 8.3, S. 185 (siehe S. 7).
- Stone, J. V. (2002). „Independent component analysis: an introduction“. In: *Trends in Cognitive Sciences* 6.2, S. 59–64 (siehe S. 29).
- Stoody, T. M., A. A. Saoji und S. R. Atcherson (2011). „Auditory mismatch negativity: detecting spectral contrasts in a modulated noise“. In: *Perceptual and motor skills* 113.1, S. 268–276 (siehe S. 23).
- Sucher, C. M. und H. J. McDermott (2007). „Pitch ranking of complex tones by normally hearing subjects and cochlear implant users“. In: *Hearing Research* 230.1-2, S. 80–87 (siehe S. 2).
- Tamminen, H., M. S. Peltola, T. Kujala und R. Näätänen (2015). „Phonetic training and non-native speech perception - New memory traces evolve in just three days as indexed by the mismatch negativity (MMN) and behavioural measures“. In: *International Journal of Psychophysiology* 97.1, S. 23–29 (siehe S. 27).
- Terhardt, E. (1974). „Pitch, consonance, and harmony“. In: *The Journal of the Acoustical Society of America* 55.5, S. 1061–1069 (siehe S. 7).
- Timm, L. (2012). „Music Perception of Cochlear Implant Users“. Dissertation. Hannover: Medizinische Hochschule Hannover (siehe S. 15, 28).
- Timm, L., D. Agrawal, F. C. Viola, P. Sandmann, S. Debener, A. Büchner, R. Dengler, M. Wittfoth und M. S. Malmierca (2012). „Temporal Feature Perception in Cochlear Implant Users“. In: *PLoS ONE* 7.9, e45375 (siehe S. 3, 28).

-
- Timm, L., P. Vuust, E. Brattico, D. Agrawal, S. Debener, A. Büchner, R. Dengler und M. Wittforth (2014). „Residual neural processing of musical sound features in adult cochlear implant users“. In: *Frontiers in Human Neuroscience* 8.181, S. 1–11 (siehe S. 28).
- Torppa, R., E. Salo, T. Makkonen, H. Loimo, J. Pykalainen, J. Lipsanen, A. Faulkner und M. Huotilainen (2012). „Cortical processing of musical sounds in children with Cochlear Implants“. In: *Clinical Neurophysiology* 123.10, S. 1966–1979 (siehe S. 28).
- Town, S. M. und J. K. Bizley (2013). „Neural and behavioral investigations into timbre perception“. In: *Frontiers in systems neuroscience* 7, S. 88 (siehe S. 2).
- Turgeon, C., L. Lazzouni, F. Lepore und D. Ellemberg (2014). „An objective auditory measure to assess speech recognition in adult cochlear implant users“. In: *Clinical Neurophysiology* 125.4, S. 827–835 (siehe S. 79).
- Ulrich, J. und E. Hoffmann (2011). *Hörakustik: Theorie und Praxis*. 2. Auflage. Heidelberg: DOZ-Verl. ISBN: 9783942873000 (siehe S. 7, 23).
- Vandali, A. E., L. A. Whitford, K. L. Plant und G. M. Clark (2000). „Speech perception as a function of electrical stimulation rate: using the Nucleus 24 cochlear implant system“. In: *Ear and Hearing* 21.6, S. 608–624 (siehe S. 14, 15).
- Vavatzanidis, N. K., D. Mürbe, A. Friederici und A. Hahne (2015). „The Basis for Language Acquisition: Congenitally Deaf Infants Discriminate Vowel Length in the First Months after Cochlear Implantation“. In: *Journal of cognitive Neuroscience* 27.12, S. 2427–2441 (siehe S. 28).
- Vermeire, K., A. Nobbe, P. Schleich, P. Nopp, M. H. Voormolen und Van de Heyning, Paul H. (2008). „Neural tonotopy in cochlear implants: An evaluation in unilateral cochlear implant patients with unilateral deafness and tinnitus“. In: *Hearing Research* 245.1-2, S. 98–106 (siehe S. 16, 22, 86).
- Viola, F. C. (2011). „Towards artifact-free auditory evoked potentials in cochlear implant users“. Dissertation. Oldenburg: Carl von Ossietzky Universität (siehe S. 28, 97).
- Viola, F. C., J. D. Thorne, S. Bleeck, J. Eyles und S. Debener (2011). „Uncovering auditory evoked potentials from cochlear implant users with independent component analysis“. In: *Psychophysiology* 48.11, S. 1470–1480 (siehe S. 3, 50).
- Viola, F. C., J. D. Thorne, B. Edmonds, T. Schneider, T. Eichele und S. Debener (2009). „Semi-automatic identification of independent components representing EEG artifact“. In: *Clinical Neurophysiology* 120.5, S. 868–877 (siehe S. 31).
- Viola, F. C., M. de Vos, J. Hine, P. Sandmann, S. Bleeck, J. Eyles und S. Debener (2012). „Semi-automatic attenuation of cochlear implant artifacts for the eva-

- uation of late auditory evoked potentials“. In: *Hearing Research* 284.1-2, S. 6–15 (siehe S. 31).
- Walker, K. M. M., J. K. Bizley, A. J. King und J. W. H. Schnupp (2011). „Cortical encoding of pitch: Recent results and open questions“. In: *Hearing Research* 271.1-2, S. 74–87 (siehe S. 7).
- Waltzman, S. B. (2006). „Cochlear implants: current status“. In: *Expert Review of Medical Devices* 3.5, S. 647–655 (siehe S. 1).
- Waltzman, S. B. und N. L. Cohen (2000). *Cochlear implants: Speech Perception by Adults*. New York: Thieme. ISBN: 0865778825 (siehe S. 1, 15).
- Weinzierl, S., Hrsg. (2008). *Handbuch der Audiotechnik*. VDI. Berlin und Heidelberg: Springer. ISBN: 3540343008 (siehe S. 7).
- Wichmann, F. A. und N. J. Hill (2001). „The psychometric function: I. Fitting, sampling, and goodness of fit“. In: *Perception & psychophysics* 63.8, S. 1293–1313 (siehe S. 20).
- Wilson, B. S., C. C. Finley, D. T. Lawson, R. D. Wolford, D. K. Eddington und W. M. Rabinowitz (1991). „Better speech recognition with cochlear implants“. In: *Nature* 352.6332, S. 236–238 (siehe S. 14).
- Wilson, B. S., E. A. Lopez-Poveda und R. Schatzer (2010). „Use of Auditory Models in Developing Coding Strategies for Cochlear Implants“. In: *Computational Models of the Auditory System*. Hrsg. von R. Meddis, E. A. Lopez-Poveda, R. R. Fay und A. N. Popper. Bd. 35. Springer Handbook of Auditory Research. Boston, MA: Springer US, S. 237–260. ISBN: 9781441913708 (siehe S. 2).
- Won, J. H., C. G. Clinard, S. Kwon, V. K. Dasika, K. Nie, W. R. Drennan, K. L. Tremblay und J. T. Rubinstein (2011). „Relationship between behavioral and physiological spectral-ripple discrimination“. In: *Journal of the Association for Research in Otolaryngology : JARO* 12.3, S. 375–393 (siehe S. 22).
- Xu, J., S.-A. Xu, C. T. Lawrence und G. M. Clark (2000). „Cochlear view: postoperative radiography for cochlear implantation“. In: *American Journal of Otology* 21.1, S. 49–56 (siehe S. 48).
- Xu, L., Y. Tsai und B. Pfingst (2002). „Features of Stimulation affecting tonal-speech perception: Implications for Cochlear Protheses.“ In: *The Journal of the Acoustical Society of America* 112.1, S. 247–258 (siehe S. 17).
- Yao, J. und J. P. Dewald (2005). „Evaluation of different cortical source localization methods using simulated and experimental EEG data“. In: *NeuroImage* 25.2, S. 369–382 (siehe S. 24).
- Yost, W. A. (1996). „Pitch of iterated rippled noise“. In: *The Journal of the Acoustical Society of America* 100.1, S. 511–518 (siehe S. 23).

-
- Zeng, F., A. Popper und R. Fay (2004). *Cochlear Implants: Auditory Protheses and Electric Hearing*. Springer Handbook of Auditory Research. Springer. ISBN: 9780387406466 (siehe S. 13).
- Zhang, F., T. Hammer, H.-L. Banks, C. Benson, J. Xiang und Q.-J. Fu (2011). „Mismatch negativity and adaptation measures of the late auditory evoked potential in cochlear implant users“. In: *Hearing Research* 275.1-2, S. 17–29 (siehe S. 28, 79).
- Zierhofer, C. (2001). *Electrical nerve stimulation based on channel-specific sequences*. World Patent Nummer: WO 01/13991 A1 (siehe S. 2, 15).
- Zwicker, E. und H. Fastl (1999). *Psychoacoustics: Facts and models*. 2nd updated ed. Bd. 22. Springer series in information sciences. Berlin und New York: Springer. ISBN: 3540650636 (siehe S. 7, 19).

A. Anhang

A.1. Fragebögen

1. Alter:
2. Geschlecht: männlich / weiblich
3. Beruf/ Tätigkeit:
4. Spielen oder haben Sie ein Musikinstrument bzw. singen Sie? Ja / Nein
Wenn ja,
 - a) wie lange?
 - b) welches?
 - c) wie Intensiv
5. Haben Sie eine musiktheoretische Ausbildung?
6. Welches Musikgenre hören Sie am liebsten?
7. Welche weiteren Genres fallen Ihnen ein?
8. Wie oft hören Sie Musik?
 - mehrmals täglich
 - einmal täglich
 - mehrmals pro Woche
 - einmal pro Woche
 - mehrmals pro Jahr
9. Wie hören am häufigsten Sie Musik?
 - im Hintergrund
 - konzentriert/ ohne Ablenkung
10. Warum hören Sie Musik?
 - als Entspannung
 - zum Tanzen
 - um wach zu bleiben
 - aus beruflichen Gründen
 - zur Freude
 - um die Stimmung zu beeinflussen
 - zum Einschlafen
 - _____
11. Was hören Sie bevorzugt?
 - Soloinstrumente
 - Orchester
 - Bands
 - Gesang
 - Keine Präferenz
 - _____
12. Welche Instrumente können Sie gut erkennen?
 - Streichinstrumente
 - Blechblasinstrumente
 - Holzblasinstrumente
 - Zupfinstrumente
 - Xylophon
 - Klavier
 - Schlaginstrumente
 - Akkordeon
 - _____

A. ANHANG

1. Alter:
2. Geschlecht: männlich / weiblich
3. Beruf/ Tätigkeit:
4. Spielen oder haben Sie ein Musikinstrument bzw. singen Sie?
Ja / Nein
Wenn ja,
a) wie lange?
b) welches?
c) wie Intensiv
5. Haben Sie eine musiktheoretische Ausbildung?
6. Welches Musikgenre hören Sie am liebsten?
7. Welche weiteren Genres fallen Ihnen ein?
8. Wie oft hören Sie Musik?
 - mehrmals täglich
 - mehrmals pro Woche
 - einmal pro Woche
 - mehrmals pro Jahr
9. Wie hören am häufigsten Sie Musik?
 - im Hintergrund
 - konzentriert/ ohne Ablenkung
10. Warum hören Sie Musik?
 - als Entspannung
 - zum Tanzen
 - um wach zu bleiben
 - aus beruflichen Gründen
 - zur Freude
 - um die Stimmung zu beeinflussen
 - zum Einschlafen
11. Was hören Sie bevorzugt?
 - Soloinstrumente
 - Orchester
 - Bands
 - Gesang
 - Keine Präferenz
12. Welche Instrumente können Sie gut erkennen?
 - Streichinstrumente
 - Blechblasinstrumente
 - Holzblasinstrumente
 - Zupfinstrumente
 - Xylophon
 - Klavier
 - Schlaginstrumente
 - Akkordeon
13. Haben Sie mit dem Implantat geübt Musik zu hören?
14. Falls ja, wie haben Sie geübt?
 - Bekannte Musik gehört
 - Unbekannte Musik gehört
 - Musik nach Noten gemacht
 - Musik gehört und Noten dazu gelesen
 - Musikunterricht genommen
 - Musik war Teil meines Hörtrainings (Logopädie)

A.2. Pitch-Zuordnungstabellen

Tabelle A.1.: Übersicht der JND und Standardabweichungen in Hertz für die Frequenzzuordnung der Typ-B-Probanden unabhängig von der individuellen Elektrodenlage, EE = Einzelelektrode

Konfiguration	wahrgenommene Frequenz in Hz		
	$\Delta t = 2 \text{ ms}$	$\Delta t = 1 \text{ ms}$	$\Delta t = 0,5 \text{ ms}$
	$f_{\text{IRN}} = 500 \text{ Hz}$	$f_{\text{IRN}} = 1000 \text{ Hz}$	$f_{\text{IRN}} = 2000 \text{ Hz}$
NH	541,75 ± 125,56	964,77 ± 198,17	1506,52 ± 606,36
NH _{SSD}	569,08 ± 76,18	1076,83 ± 94,13	2044,76 ± 217,51
CI _{Alltag}	527,25 ± 98,08	896,86 ± 298,59	988,84 ± 491,96
CI _{EE-basal}	775,63 ± 114,70	1153,87 ± 302,73	1391,78 ± 455,07
CI _{EE-medial}	550,70 ± 70,82	788,47 ± 308,25	1360,23 ± 792,52
CI _{EE-apikal}	450,91 ± 77,96	620,62 ± 117,08	616,63 ± 235,25

A.3. Probandenübersichten

Tabelle A.2.: Übersicht der CI-Probanden der Timbre-Studie.

ID	Geschlecht	CI-Seite	Alter bei Implantation (Jahre)	Grund des Hörverlustes	CI-Modell	Elektrode	Audio-prozessor	Kodierungsstrategie	Nutzungsdauer (Jahre)	WRS (Wörter/Zahlen in %) ¹
16	♀	R	56	unbekannt	B	Mi1000 Standard	Opus 2	FSP	4	15 / 90
17	♀	R	51	unbekannt	A	CI24RE (CA)	CP810	ACE	1	75 / 100
18	♂	L	65	COM	A	CI24RE (CA)	CP810	ACE	2	85 / 100
19	♂	R	70	COM	B	Mi1000 Standard	Opus 2	FSP	6	0 / 30
20	♂	L	50	IV	A	CI24RE (CA)	CP810	ACE	3	90 / 100
21	♂	R	66	COM	A	CI24RE (CA)	CP810	ACE	2	75 / 100
22	♂	L	57	unbekannt	B	Mi1000 Standard	Opus 2	FSP	5	10 / 90
23	♀	R	46	COM	A	CI24RE (CA)	CP810	ACE	3	80 / 100
24	♂	R	47	COM	B	Mi1000 Standard	Opus 2	FS4	5	35 / 100
25	♂	L	67	COM	B	Mi1000 Flex28	Opus 2	FSP	3	50 / 100
26	♂	R	66	unbekannt	A	CI24RE (CA)	Freedom	ACE	10	80 / 100
27	♂	R	60	unbekannt	B	Mi1000 Flex28	Opus 2	FS4	3	45 / 100
28	♂	L	61	COM	B	Mi1000 Flex28	Opus 2	FS4	0,75	70 / 100
29	♂	L	68	Trauma	A	CI24RE (CA)	CP810	ACE	14	70 / 100
30	♀	L	39	unbekannt	A	CI512	CP810	ACE	8	30 / 90
31	♀	L	43	unbekannt	A	CI24RE (CA)	CP810	ACE	2	15 / 70

♀= weiblich, ♂= männlich, COM = Chronische Otitis Media, IV = intracochleäres Vestibularisschwannom, A = Implantathersteller Cochlear, B = Implantathersteller MedEl

¹% korrekt bei 65 dB SPL (Freiburger Einsilber-/ Zahlentest)

Tabelle A.3.: Übersicht der CI Probanden der Pitch-Studie. Mit *,+ und - gekennzeichnete Probanden sind als SSD-Probanden getestet wurden, für - war jedoch eine Pitch-Zuordnung bereits auf der normalhörenden Seite nicht möglich, + gelang keine Pitch-Zuordnung mit dem CI.

ID	Händigkeit	Geschlecht	CI-Seite	Alter bei Implantation (Jahre)	Grund des Hörverlustes	CI-Modell	Elektrode	Audio-prozessor	Kodierungsstrategie	Nutzungsdauer (Jahre)	WRS (Wörter/Zahlen in %) ¹
114	R	♀	L	43	IOS	A	CI24RE (CA)	CP810	ACE	1,5	15/70
115	R	♂	L	50	IV	A	CI24RE (CA)	CP810	ACE	2	95/100
116	R	♂	R	66	unbekannt	A	CI24RE (CA)	CP910	ACE	5	80/100
117	R	♂	R	52	unbekannt	A	CI24RE (CA)	CP810	ACE	1,2	70/100
118	R	♀	R	51	Hörsturz	A	CI24RE (CA)	CP810	ACE	1,5	75/100
119	R	♂	R	66	COM	A	CI24RE (CA)	CP810	ACE	2	85/100
120*	R	♂	L	62	SSD	A	CI24RE (CA)	CP810	ACE	1,75	70/100
121*	L	♀	R	56	SSD	B	Mi1000 Standard	Opus 2	FSP	3	50/100
122	R	♂	L	68	Trauma	A	CI24RE (CA)	CP810	ACE	7	85/100
123	R	♀	R	39	unbekannt	A	CI512	CP810	ACE	9	70/100
124*	L	♀	L	41	Mumps	B	Mi1000 Flex28	Opus 2	FS4	1,75	0/30
125	R	♂	R	61	Hörsturz	B	Mi1000 Flex28	Opus 2	FS4	0,75	20/70
126	R	♀	R	44	Hörsturz	A	CI24RE (CA)	CP910	ACE	6	75/100
127-	R	♂	R	47	COM	B	Concerto Standard	Opus 2	FSP	4	45/100
128*	R	♀	R	54	Mondini	B	Mi1000 Flex28	Opus 2	FS4	1,3	55/100
129+	L	♂	R	27	Mumps	A	CI24RE (CA)	CP910	ACE	0,75	0/10
130	R	♀	L	56	IOS	A	CI24RE (CA)	CP810	ACE	3	65/100
134	R	♂	R	35	COM	A	CI422	CP910	ACE	0,6	70/100
135	L	♂	L	65	COM	A	CI24RE (CA)	CP810	ACE	2	85/100
136	R	♂	R	44	Trauma	A	CI24RE (CA)	CP910	ACE	9	65/100

ID	Händigkeit	Geschlecht	CI-Seite	Alter bei Implantation (Jahre)	Grund des Hörverlustes	CI-Modell	Elektrode	Audioprozessor	Kodierungsstrategie	Nutzungsdauer (Jahre)	WRS (Wörter/Zahlen in %) ¹
137	R	♀	R	58	IOS	A	CI24RE (CA)	CP810	ACE	1,5	70/100
140	R	♀	L	27	Hörsturz	A	CI422	CP910	ACE	0,8	40/100
141 ⁻	R	♂	L	52	Hörsturz	A	CI512	CP910	ACE	0,3	95/100
142		♂	R	60	IOS	B	Mi1000 Flex28	Opus 2	FS4	0,75	20/90
143*	R	♀	R	72	unbekannt	A	CI422	CP910	ACE	0,5	35/90
144 ⁻	R	♂	L	63	unbekannt	B	Mi1000 Flex28	Opus 2	FS4	1	25/80
145	R	♂	L	72	progredient	A	Concerto Flex28	Opus 2	FSP	3	60/90
146	R	♂	L	67	COM	B	Mi1000 Flex28	Opus 2	FS4	3	80/100
147	R	♀	L	66	Masern	B	Mi1000 Flex28	Opus 2	FS4	1,25	65/100
148	R	♀	R	58	Adhäsivprozess	B	Mi1000 Flex28	Opus 2	HDCIS	0,8	65/100
149*	R	♀	R	70	COM	B	Concerto Flex28	Opus 2	FSP	2,5	60/100
150	R	♂	L	61	COM	B	Mi1000 Flex28	Opus 2	FS4	2	65/100
151	R	♀	L	67	Otosklerose	B	Concerto FlexSoft	Opus 2	FS4	1	55/90
152*	R	♂	L	10	Trauma	A	CI24RE (CA)	CP810	ACE	2	45/100

♀= weiblich, ♂= männlich, COM = Chronische Otitis Media, IV = intracochleäres Vestibularisschwannom, A = Implantathersteller Cochlear, B = Implantathersteller MedEl

¹% korrekt bei 65 dB SPL (Freiburger Einsilber-/ Zahlentest)

Tabelle A.4.: Übersicht der NH Probanden und SSD CI-Träger der Pitch-Studie. Mit * gekennzeichnete Probanden sind als SSD-Probanden getestet worden, für - war eine Pitch-Zuordnung bereits auf der normalhörenden Seite nicht möglich, + gelang keine Pitch-Zuordnung mit dem CI.

ID	Alter (Jahre)	Geschlecht	Händigkeit	aktives Musizieren (Jahre)	Beruf
101	24	♀	R	2	Physiker
102	24	♂	R	1	Ingenieur
103	24	♀	R	0	Physiker
104	26	♀	R	2	Biologe
105	23	♂	R	0	Physiker
106	24	♂	R	17	Physiker
107	23	♀	R	17	Sprechwissenschaftler
108	24	♂	L	11	Physiker
109	32	♂	R	0	Biologe
110	26	♀	R	5	Physiker
131	64	♂	R	0	Maschinenbauingenieur
132	65	♂	L	0	Maurer
133	26	♂	R	0	Physiker
138	81	♂	R	40	Dirigent
139	74	♀	R	0	Tänzerin
120*	64	♂	R	0	Justizbeamter
121*	59	♀	L	0	Lehrer
124*	42	♀	L	0	Konstruktionszeichner
127-	51	♂	R	0	Schlosser
128*	55	♀	R	1	Finanzberater
129+	28	♂	L	16	Ingenieur
141-	52	♂	R	0	Lehrer
143*	72	♀	R	1	Krankenschwester
144-	64	♂	R	0	Maurer
149*	73	♀		1	Erzieher
152*	12	♂	R	0	Schüler

A.4. Lebenslauf

Name: Luise Wagner
 Geburtsdatum: 25. November 1989
 Geburtsort: Halle (Saale)
 E-Mail: luise.wagner@uk-halle.de

Bildungsweg

seit 2013	wissenschaftliche Mitarbeiterin/ Doktorandin der HNO am Universitätsklinikum Halle (Saale), Anpassung von Cochlea-Implantaten und implantierbaren Hörgeräten, Lehre Hörgeräteakustik für Logopäden
03/2016 bis 05/2016	Forschungsaufenthalt am UMCG, Department of Otorhinolaryngology, Groningen, Niederlande (Untersuchung von CI induzierten Artefakten bei EEG-Messungen an einem Kunstkopf)
2011 bis 2013	Masterstudium medizinische Physik an der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg (Masterarbeit: <i>Wahrnehmung infraschallinduzierter Amplitudenmodulation</i>)
08/2010	Praktikum an der Universität Manipal, Indien (Mitarbeit an der Erstellung einer Chromosomen Sortierungs Software)
2008 bis 2011	Bachelorstudium medizinische Physik an der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg (Bachelorarbeit: <i>Röntgeninduzierte Szintillation an europiumdotierten Glaskeramiken zur medizinischen Anwendung</i>)
2001 bis 2008	Gymnasium Ascaneum Aschersleben

Veröffentlichungen

2014	Rahne T., Plontke S. K., Wagner L. , „Mismatch negativity (MMN) objectively reflects timbre discrimination thresholds in normal-hearing listeners and cochlear implant users“. In: <i>Brain Res.</i> 24;1586:143-51. DOI: 10.1016/j.brainres.2014.08.045.
2013	Wagner L. , Plontke, S. K., Rahne, T., „Wahrnehmung infraschallinduzierter Amplitudenmodulationen“. Tagungs-CD 16. Jahrestagung Rostock (27.2. bis 2.3. 2013). ISBN 978-3-9813141-3-7

Konferenzbeiträge

- 06/2016 9th International Symposium on objective measures in auditory implants in Szeged – *Vortrag*
- 05/2016 14th International Conference on Cochlear Implants and Other Implantable Technologies in Toronto – *Poster*
- 03/2016 19. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Audiologie in Hannover – *Vortrag*
- 11/2015 AGERA in Berlin – *Vortrag*
- 09/2015 7th Mismatch Negativity Conference – Error Signals from the Brain in Leipzig – *Poster*
- 04/2015 MedEl Workshop in Kitzbühel – *Poster*
- 03/2015 18. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Audiologie in Bochum – *Vortrag*
- 09/2014 5th International Conference on Auditory Cortex – Towards a Synthesis of Human and Animal Research in Magdeburg – *Poster*
- 03/2014 17. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Audiologie in Oldenburg – *Vortrag*
- 02/2013 16. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Audiologie in Rostock – *Vortrag*

A.5. Eigenständigkeitserklärung

Hiermit erkläre ich, dass ich die vorliegende Arbeit selbständig und ohne fremde Hilfe verfasst habe und keine anderen als die von mir angegebenen Quellen und Hilfsmittel benutzt habe, sowie die den benutzten Werken wörtlich oder inhaltlich entnommenen Stellen als solche kenntlich gemacht habe. Zusätzlich bestätige ich hiermit, dass ich diese Dissertationsarbeit oder Auszüge an keiner weiteren Universität eingereicht habe.

A.6. Danksagung

Zuallererst möchte ich Herrn apl. Prof. Torsten Rahne sowie Herrn Prof. Stefan Plontke für die Möglichkeit der Promotion in der HNO des Universitätsklinikums Halle (Saale) danken. Herrn apl. Prof. Rahne danke ich vor allem für die ständige Erreichbarkeit und Unterstützung sowie die Möglichkeit, bereits während meiner Promotionszeit den klinischen Alltag aktiv mitgestalten zu können. Dank sagen möchte ich allen, die es ermöglicht haben, dass ich in den vergangenen drei Jahren verschiedenste Konferenzen besuchen und 10 Wochen Forschungszeit in Groningen verbringen durfte.

Dank möchte ich dem gesamten Team des Halleschen ImplantCentrums für das alltägliche gemeinsame Arbeiten aussprechen. Ich bedanke mich bei Sabine Koitzsch für die Hilfe bei den EEG-Messungen, bei Claudia Hahn für die gemeinsame Anpassarbeit und Geduld beim Einarbeiten meiner Person sowie bei Laura Fröhlich für die Motivation im Endspurt der Erstellung der Arbeit.

Außerdem gilt mein Dank Herrn Prof. Balbach, der sich bereit erklärte die Begutachtung meiner Arbeit zu übernehmen und sich in ein völlig fremdes Thema einzuarbeiten.

Weiterhin danke ich allen geduldigen Probanden, die sich stundenlangen Messungen unterzogen, das Rauschen, Fiepen und „Schnarräng“ über sich ergehen ließen und nicht bei den zum Teil schweren Aufgaben aufgaben.

Zusammenfassend möchte ich allen danken, die mich in der Zeit der Anfertigung meiner Dissertation unterstützt haben, sowohl durch fachlichen als auch durch moralischen Beistand und die mich motiviert und abgelenkt haben, wenn mal die Luft raus war. Auch bei allen fleißigen Lesern meiner Arbeit bedanke ich mich herzlichst. Mein größter Dank geht somit an meine Familie und all meine Freude.

