

**Einfluss von Frequenzbändern auf die Tonhöhendiskrimination bei
Cochlea-Implantat-Trägern**

Dissertation
zur Erlangung des akademischen Grades
Doktor der Medizin (Dr. med.)

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

von Reyhan Altindal
geboren am 01.09.1991 in Weinheim

Betreuer: Prof. Dr. Torsten Rahne

Gutachter:

1. apl. Prof. Dr. Julian Prell, Halle (Saale)
2. Prof. Dr. Friedrich Ihler, Greifswald

Datum der Verteidigung: 26.09.2023

Referat

Wenn konventionelle, schallverstärkende Hörgeräte hochgradigen Hörverlust nicht ausreichend kompensieren können, können Cochlea-Implantate (CI) den Betroffenen helfen. Ein CI ist eine elektrische Sinnesprothese, die über eine direkte elektrische Reizung des Hörnervens auditorische Sensationen auslöst. Es ersetzt die Funktion der inneren Haarzellen. Den meisten Patienten gelingt damit ein gutes Sprachverstehen in ruhiger Umgebung.

Auf dem Elektrodenträger des CI befinden sich mehrere Elektrodenkontakte. Den einzelnen Elektrodenkontakten sind Bandpassfilterfrequenzen zugeordnet. In der vorliegenden Studie wurde die Tonhöhendiskriminationsfähigkeit von CI-Trägern im Bereich einzelner Elektroden und an den Elektrodenübergängen untersucht. Zum einen wurden den CI-Trägern Tonpaare präsentiert, bei denen die Frequenzen beider Töne über die Stimulation einer gemeinsamen Elektrode wahrgenommen werden. Zudem wurden auch Tonpaare präsentiert, bei denen die Frequenzen beider Töne durch die Stimulation von zwei benachbarten Elektroden wahrgenommen werden. Es konnte gezeigt werden, dass sich die Tonhöhendiskriminationsfähigkeit zwischen diesen beiden Stimulationsarten nicht wesentlich unterscheidet.

In einem zweiten Experiment wurde die Erkennungsfähigkeit von CI-Trägern für Melodien aus Kinderliedern untersucht. Dabei wurde jede Melodie in zwei verschiedenen Dur-Tonarten präsentiert und die Erkennungsraten miteinander verglichen. Es konnte gezeigt werden, dass ein Tonartwechsel die Erkennungsrate nicht beeinflusst.

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
1.1	Anatomische und physiologische Grundlagen des Hörens	1
1.2	Aufbau und Funktionsweise des Cochlea-Implantates	2
1.3	Tonhöhenwahrnehmung bei Normalhörenden und Cochlea-Implantat-Trägern	4
1.4	Kodierungsstrategie	6
1.5	Elektrodenträger	7
1.6	Probleme der Tonhöhendiskrimination bei Cochlea-Implantat-Trägern	8
2	Zielstellung	11
3	Material und Methodik	13
3.1	Probanden	13
3.2	Teilstudie 1: Tonhöhendiskrimination	14
3.2.1	Stimulationsreize	14
3.2.2	Experimentelles Setup	15
3.2.3	Versuchsdurchführung	19
3.3	Teilstudie 2: Liedererkennen	20
3.3.1	Stimulationsreize	20
3.3.2	Versuchsdurchführung	22
3.3.3	Datenauswertung	22
4	Ergebnisse	24
4.1	Ergebnisse Tonhöhendiskrimination	26
4.1.1	Vergleich der richtigen Antwortraten	26
4.1.2	Diskriminationskurven	26
4.1.3	ACE-Gruppe	30
4.1.4	FSP-Gruppe	30

4.2	Ergebnisse Liedererkennen	30
4.2.1	Vergleich der Gesamterkennungsraten	30
4.2.2	Vergleich der Erkennungsraten zwischen beiden Tonarten bei den Cochlea- Implantat-Trägern	31
4.2.3	Vergleich der Erkennungsraten zwischen beiden Tonarten bei den NH	33
4.3	Auswertung Münchener Musikfragebogen	33
5	Diskussion.....	39
6	Zusammenfassung	44
7	Literaturverzeichnis	Fehler! Textmarke nicht definiert.
8	Thesen	48
9	Anhänge.....	VI
9.1	Selbstständigkeitserklärung	VI
9.2	Erklärung über frühere Promotionsversuche.....	VII
9.3	Veröffentlichungen und Kongressbeiträge.....	VIII
9.4	Danksagung	IX

Abkürzungsverzeichnis

3I-2AFC	3 interval-2-alternative-forced-choice
ACE	Advanced Combination Encoders
ANOVA	Analysis of Variance (Varianzanalyse)
CI	Cochlea-Implantat
CSSS	Channel-Specific Sampling Sequences
dB	Dezibel
FAT	Frequency Allocation Table
FSP	Fine Structure Processing
Hz	Hertz
kHz	Kilohertz
NH	Normalhörende
SD	Standard Deviation (Standardabweichung)
WRS	Word recognition score

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Schematischer Aufbau von Außen-, Mittel- und Innenohr.....	2
Abbildung 2: Bestandteile eines CI, links der Audioprozessor und rechts das Implantat	3
Abbildung 3: Frequenzbänder von Implantaten des Herstellers Cochlear.....	5
Abbildung 4: Frequenzbänder von Implantaten des Herstellers MED-EL.....	6
Abbildung 5: Verlauf eines Tonbursts. (modifiziert nach (Mrowinski et al. 2017)).....	14
Abbildung 6: Elektrodenträger von Cochlear (rechts) und MED-EL (links) mit ihren einzelnen Elektrodenkontakten.....	16
Abbildung 7: Visuelle Darstellung des Versuchsablaufs am Monitor.....	20
Abbildung 8: Das Lied Bruder Jakob in C-Dur mit rhythmischen Elementen und Liedtext.	21
Abbildung 9: Tonfolgen von Bruder Jakob in C-Dur	21
Abbildung 10: Tonfolgen von Bruder Jakob in D-Dur.....	22
Abbildung 11: Boxplots für die richtigen Antwortraten für jede Teilnehmergruppe.	26
Abbildung 12: Diskriminationskurven der CI-Träger der ACE- Gruppe.	28
Abbildung 13: Diskriminationskurven der CI-Träger aus FSP-Gruppe.	29
Abbildung 14: Richtige Antwortraten für beide Teilnehmergruppen als Boxplots. Signifikante Unterschiede ($p < 0,05$) sind mit einem Stern gekennzeichnet.	31
Abbildung 15: Richtige Antwortrate der CI-Träger für die einzelnen Tonarten.	32
Abbildung 16: Richtige Antwortraten für beide Tonarten, getrennt nach CI-Gruppen, als Boxplots.	32
Abbildung 17: Angaben der Rolle von Musik jeweils vor und nach der Implantation für die ACE-Gruppe und FSP-Gruppe.....	34
Abbildung 18: Angaben der Musikhördauer jeweils vor und nach der Implantation für die ACE-Gruppe und FSP-Gruppe.....	35
Abbildung 19: Eigenschaften des Musikklangs jeweils vor und nach CI-Implantation.	37
Abbildung 20: Fähigkeit, hohe und tiefe Töne unterscheiden zu können, dargestellt in Kreisdiagrammen für die ACE-Gruppe und FSP-Gruppe.....	38

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Übersicht über die in der Arbeit verwendeten Elektrodenträger.....	8
Tabelle 2: Untersuchte Elektroden von Cochlear mit deren Frequenzspektren und Mittelfrequenzen.....	15
Tabelle 3: Untersuchte Elektroden von MED-EL mit deren Frequenzspektren und Mittelfrequenzen.....	15
Tabelle 4: Experimentelles Setup der Elektrode 3 von MED-EL.....	18
Tabelle 5: Übersicht der CI-Probanden.....	24

1 Einleitung

Ein intaktes Gehör bildet die Grundlage für zwischenmenschliche Kommunikation über Sprache. Beeinträchtigungen des Hörvermögens haben deshalb vielfältige Auswirkungen auf die Lebensqualität und die Berufsausübung der Betroffenen. Im frühen Kindesalter führen diese zu einem reduzierten Spracherwerb und sind dadurch oft mit sozialen Nachteilen verbunden (Neumann et al. 2009). Hörstörungen des Erwachsenen schränken die soziale Kompetenz und die beruflichen Möglichkeiten ein und können zum Verlust der Unabhängigkeit und zur Isolation führen (Dahm 1998).

1.1 Anatomische und physiologische Grundlagen des Hörens

Das menschliche Ohr kann Frequenzen von 20 Hertz (Hz) bis 20.000 Hz wahrnehmen. Der Bereich zwischen Hörschwelle und Schmerzschwelle umfasst einen Dynamikbereich von ca. 120 dB.

Das Ohr kann funktionell und anatomisch in drei Teile untergliedert werden: in das äußere Ohr, das Mittelohr und das Innenohr. Das äußere Ohr besteht aus der knorpeligen Ohrmuschel und dem äußeren Gehörgang. Am inneren Ende des Gehörgangs befindet sich das Trommelfell. Daran schließt sich das Mittelohr an. Das Mittelohr ist ein luftgefüllter Hohlraum und ist über die Tuba auditiva mit dem Nasenrachenraum verbunden. Im Mittelohr befinden sich die drei Gehörknöchelchen Hammer, Amboss und Steigbügel. Das Innenohr ist ein Hohlraum im Felsenbein, der als knöchernes Labyrinth bezeichnet wird. Es enthält die Hörschnecke (Cochlea) und das Gleichgewichtsorgan. Die Cochlea untergliedert sich in Scala vestibuli, Scala tympani und Scala media. Die Scala media enthält das Corti-Organ. Abbildung 1 zeigt den Aufbau des Mittel- und Innenohres.

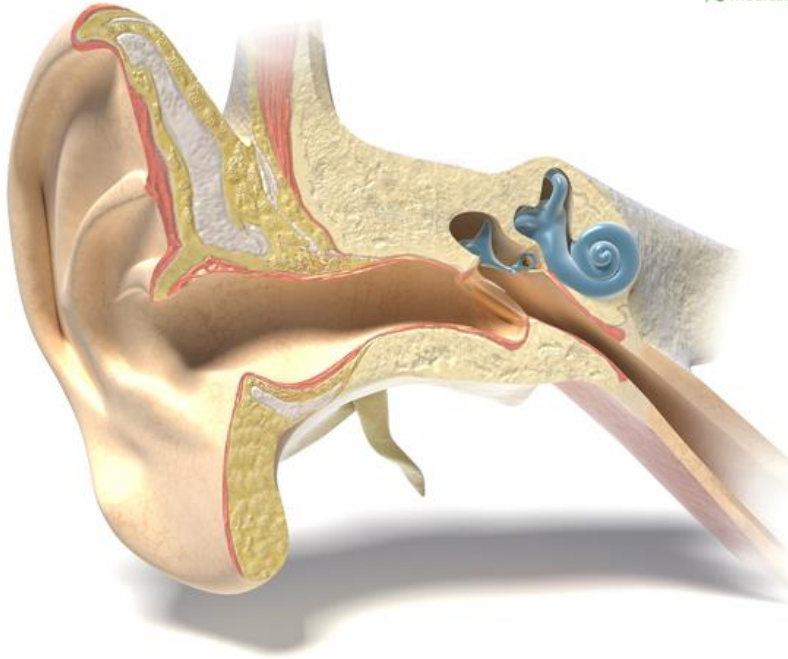


Abbildung 1: Schematischer Aufbau von Außen-, Mittel- und Innenohr. (Www.medicalgraphics.de)

Schallwellen gelangen durch den äußeren Gehörgang zum Trommelfell. Das Trommelfell wird dadurch in Schwingungen versetzt, welche von den Gehörknöchelchen im Mittelohr zum Innenohr weitergeleitet werden. Im Innenohr erfolgt die Umwandlung des Schalls in neuronale Erregung in Form elektrischer Impulse. Die Schwingungen des Steigbügels werden über das ovale Fenster in die Cochlea übertragen. Diese versetzen die Perilymphe in der Cochlea in Bewegung. Auf der Basilarmembran bilden sich dadurch Wanderwellen aus, deren Amplituden an einer frequenzabhängigen Stelle auf ihr ein Maximum erreichen. Auf der Basilarmembran befindet sich das aus Haar- und Stützzellen bestehende Corti-Organ. Die Haarzellen teilen sich auf in eine Reihe innerer Haarzellen und drei bis vier Reihen äußerer Haarzellen. Am oberen Ende der Haarzellen befinden sich Stereozilien, die mit der Tektorialmembran verankert und untereinander verbunden sind. Bei seitlicher Auslenkung der Stereozilien in Richtung der größten Stereozilie werden die inneren Haarzellen depolarisiert. Durch ihre Verbindung mit afferenten Nervenfasern kann der Schall als neuronale Information über den Nervus vestibulocochlearis zum Gehirn weitergeleitet werden.

1.2 Aufbau und Funktionsweise des Cochlea-Implantates

Cochlea-Implantate (CI) sind elektrische Sinnesprothesen, die über eine direkte elektrische Reizung des Hörnervens auditorische Sensationen auslösen. Sie ersetzen somit die Funktion der inneren Haarzellen.

Ein CI ist indiziert, wenn bei sensorischer hochgradiger oder an Taubheit grenzender Schwerhörigkeit ein ausreichendes Sprachvermögen oder eine Sprachentwicklung mit alternativen Methoden nicht zu erwarten sind. Grundvoraussetzung sind ein funktionstüchtiger Hörnerv und intakte zentral auditorische Bahnen. Weiterhin muss die Hörrehabilitationsfähigkeit gegeben sein (Lenarz 2017). Das CI besteht aus einer externen sowie einer internen Komponente. Die externe Komponente beinhaltet den Audioprozessor mit Mikrofon, Energieversorgung und Sendespule. Die interne Komponente beinhaltet das Implantat, welches bei der Operation unter die Haut implantiert wird. Das Implantat besteht aus folgenden Teilen:

- Empfängerspule mit Magnet
- Implantatgehäuse aus Titan mit digitalem Dekodierer, Messverstärker und Referenzelektrode
- Elektrodenträger (je nach Hersteller mit zwölf bis 22 intracochleären Elektroden)
- extracochleäre Referenzelektrode (herstellerabhängig)

Abbildung 2 zeigt die Bestandteile des CI.

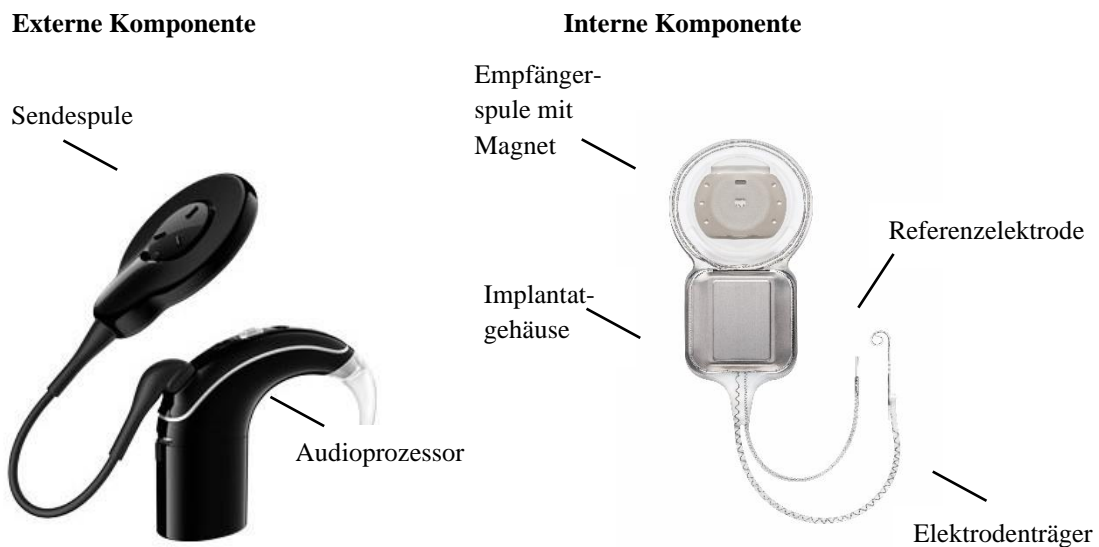


Abbildung 2: Bestandteile eines CI, links der Audioprozessor und rechts das Implantat. (Modifiziert nach Chad Ruffin, M. D. <https://www.hearingtracker.com/cochlear-implants>)

Der Elektrodenträger besteht aus Platin-Iridium-Drähten, die die Elektrodenkontakte miteinander verbinden und – außer an den Elektrodenkontakten – von einem Silikon-Elastomer ummantelt sind. Durch eine induktive Verbindung wird über die Empfängerspule die interne Komponente mit Energie versorgt. Der Audioprozessor beherbergt in Form von Batterien oder eines

Akkus auch die Energieversorgung für das Implantat und liefert den zur Stimulation benötigten Strom.

Der Schall wird vom Mikrofon aufgenommen, im Audioprozessor analysiert, verarbeitet und kodiert. Dabei wird die akustische Information in eine logische Abfolge elektrischer Pulse umgewandelt. Dieses Signal wird zusammen mit der Betriebsenergie per Induktion über die Sendespule durch die intakte Haut auf die Empfangsspule des Implantates übertragen. Im Implantat wird die Schallinformation aufgenommen, dekodiert und als Strompuls über die Elektroden des intracochleären Elektrodenträgers abgegeben.

Der elektrische Strom fließt von der Reizelektrode zur Referenzelektrode und löst die Entstehung von Aktionspotentialen aus, die sich entlang der Nervenfasern aufwärts zum zentralen Nervensystem fortbewegen. Im auditorischen Cortex werden die Aktionspotentiale verarbeitet und als Höreindruck gedeutet.

Die CI-Träger in dieser Studie nutzten Implantate der Hersteller Cochlear (Cochlear Ltd., Sydney, Australien) und MED-EL (MED-EL GmbH, Innsbruck, Österreich).

1.3 Tonhöhenwahrnehmung bei Normalhörenden und Cochlea-Implantat-Trägern

Tonhöhenwahrnehmung ist wichtig für die Wahrnehmung von Musik. Weiterhin ist sie wichtiger Bestandteil in der verbalen Kommunikation: Sie liefert lexikalische Informationen in tonalen Sprachen und prosodische Informationen in nicht-tonalen Sprachen. Wang (Wang et al. 2011) konnte eine starke Korrelation zwischen der Tonhöhendiskrimination und der lexikalischen Tonwahrnehmung bei CI-Trägern mit der Muttersprache Mandarin zeigen. Zudem ermöglicht sie die Identifizierung von Sprechern. Darüber hinaus ist die Tonhöhenwahrnehmung wichtig für die Segregation von gleichzeitigen Klängen (Oxenham 2008).

In einem hörgesunden Ohr befinden sich ca. 3500 innere und 12500 äußere Haarsinneszellen für einen Hörbereich von 20 bis 20000 Hz. Eine Tonhöhenunterscheidung von etwa 3 Hz ist für Frequenzen unterhalb von 500 Hz und etwa 0,6 % für Frequenzen über 1000 Hz möglich.

Entsprechend dem Auslenkungsmaximum der Basilarmembran befinden sich für verschiedene Frequenzen sensitive Zellen an verschiedenen Stellen der Basilarmembran. Hohe Frequenzen werden basal und tiefe Frequenzen apikal durch die Haarzellen registriert. Diese Spezifität der Neurone wird als Tonotopie bezeichnet und findet sich auf dem Weg der neuronalen Impulse bis zum auditorischen Kortex wieder.

Parallel zur Tonotopie wird auch die zeitliche Information, die im Schall enthalten ist, verarbeitet. Dies geschieht über Haarzellen, die phasengekoppelt zum Signal neuronale

Impulse aussenden. Eine solche phasengekoppelte Verarbeitung (Periodotopie) ist bei Frequenzen bis zu etwa 5 Kilohertz (kHz) möglich. Die tonotop und periodotop transformierten Signale gelangen über die Hörbahn zum auditorischen Kortex.

Neben diesen beiden grundlegenden Mechanismen des Normalgehörs zur Kodierung der Tonhöhe gibt es noch wahrnehmungsphysiologische Mechanismen: Beispielsweise beeinflusst die Tonhöhe die wahrgenommene Lautstärke und umgekehrt (Hessel 2014).

Bei Implantaten vom Hersteller Cochlear befinden sich 22 Elektroden, die Frequenzen von ca. 180 Hz bis 8000 Hz übertragen (Hessel 2014). Bei Implantaten vom Hersteller MED-EL befinden sich 12 Elektrodenkontakte, die einen Frequenzbereich von 100 Hz bis 8500 Hz übertragen. Den einzelnen Elektrodenkontakten werden verschiedene Frequenzbereiche in Form von Frequenzbändern im für das Sprachverstehen relevanten Frequenzbereich zugeordnet. Die Allokation folgt der natürlichen cochleären Tonotopie: hohe Frequenzen werden - in Strompulse gewandelt - auf die stapes-nahen, basalen, und tiefe Frequenzen auf die helicotrema-nahen, apikalen Elektrodenkontakte übertragen. Durch diese Nachbildung der Frequenzorganisation des Innenohrs können komplexe Schallsignale in ein differenziertes neuronales Erregungsmuster des Hörnervens umgesetzt werden. In den Abbildungen 3 und 4 sind die Frequenzbänder für Implantate des Herstellers Cochlear bzw. MED-EL dargestellt.

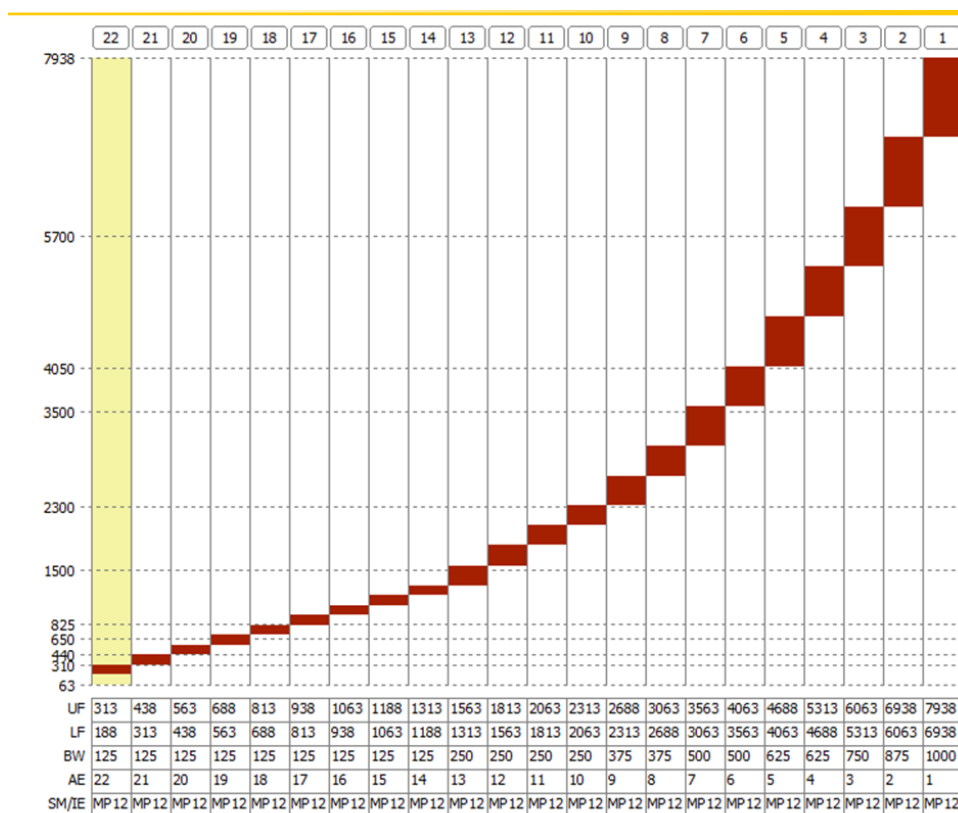
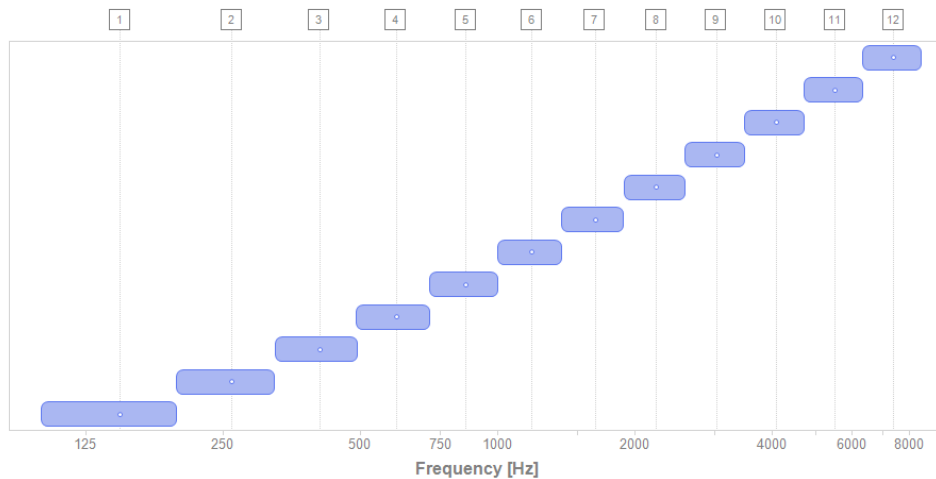


Abbildung 3: Frequenzbänder von Implantaten des Herstellers Cochlear. Links sind die Frequenzen dargestellt. Zu erkennen ist, dass jedem Frequenzbereich ein Frequenzband zugeordnet ist.



	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
Desired Lower Frequency [Hz]	100	198	325	491	710	999	1383	1893	2574	3483	4698	6323
Desired Center Frequency [Hz]	149	261	408	601	854	1191	1638	2233	3028	4090	5510	7412
Desired Upper Frequency [Hz]	198	325	491	710	999	1383	1893	2574	3483	4698	6323	8500
Desired Bandwidth [Hz]	98	127	166	219	289	384	510	681	909	1215	1626	2177
Current Frequency Band	100	198	326	493	707	992	1378	1888	2600	3466	4799	6239
	198	325	492	712	995	1373	1886	2567	3528	4703	6512	8466

Abbildung 4: Frequenzbänder von Implantaten des Herstellers MED-EL. Auf der horizontalen Achse sind die Frequenzen dargestellt. Zu erkennen ist, dass jedem Frequenzbereich ein Frequenzband zugeordnet ist.

Allerdings stimmt die Tonotopie eines CIs nicht mit der Tonotopie des normalhörenden Systems überein (Greenwood 1990). Die höchsten CI-Frequenzen von 8000 Hz werden an Orten abgebildet, an denen bei Normalhörenden eine Frequenz von 20000 Hz repräsentiert ist. Durch neuronale Plastizität kann sich die zentrale tonotopie Repräsentation durch Hörtraining an die peripher durch das CI angebotene Tonotopie anpassen. Jedoch kann die veränderte Tonotopie insbesondere das räumliche Hörvermögen beeinträchtigen (Bernstein et al. 2021).

Im Vergleich zum physiologischen Hörvorgang steht nur eine geringe Zahl von elektrisch getrennten Kanälen für die Informationsübertragung zur Verfügung. Die zeitliche Struktur des akustischen Signals lässt sich jedoch durch hohe Reizfolgefrequenzen mit mehreren 1000 Pulsen pro Sekunde je Elektrodenkontakt besser nachbilden (Lenarz 2017).

1.4 Kodierungsstrategie

Eine Kodierungsstrategie ist der Algorithmus, mit dem im CI aus dem analogen akustischen Eingangsschallsignal elektrische Stimulationsmuster für die einzelnen Elektroden generiert werden. Diese sind auf die optimale Übertragung von Sprachsignalen und damit auf ein optimales Sprachverstehen abgestimmt.

Im Folgenden werden die Kodierungsstrategien vorgestellt, welche die CI-Träger dieser Studie nutzten.

Die ACE-Strategie (Advanced Combination Encoders) ist eine von Cochlear verwendete Kodierungsstrategie. Die insgesamt 22 Filterbänke sind von 188 bis 1312 Hz linear und dann logarithmisch bis 7938 Hz aufgeteilt (Arora 2012). Aus diesen Frequenzbändern werden diejenigen Bänder gewählt, die die meiste Energie tragen (Maxima), basierend auf der Annahme, dass dies die Bänder sind, die das Nutzsignal enthalten. Über diese Bänder wird entsprechend der Amplitude elektrisch stimuliert (Hessel 2014). Die Anzahl der Maxima kann zwischen 1 und 20 und die Stimulationsrate zwischen 250 und 3500 Pulsen pro Band gewählt werden.

Die FSP-Strategie (Fine Structure Processing) ist eine von MED-EL verwendete Kodierungsstrategie. Das Signal wird in zwei Teile zerlegt: die Einhüllende und die Feinstruktur. Beim natürlichen Hören wird für tiefe Frequenzen sowohl die Einhüllende durch die Tonotopie als auch die Feinstruktur durch Phasenkodierung übertragen. Dieses Prinzip wird bei dieser Kodierungsstrategie genutzt. Die FSP-Strategie kodiert sowohl örtlich als auch zeitlich durch kanalspezifische, phasenabhängige Stimulationsraten (CSSS: Channel-Specific Sampling Sequences) (Zierhofer 2001).

CSSS sind Abfolgen von Stimulationsimpulsen, die bei Nulldurchgängen bereits bandgefilterter Signale eines Kanals ausgelöst werden. Dadurch stimmt die Wiederholungsrate der Impulsabfolgen für die ausgewählte Bandbreite mit der Feinstrukturfrequenz des Signals überein (MED-EL).

Die FSP-Strategie weist 1-2 solcher Feinstrukturkanäle auf. Die FS4-Strategie weist 4 Feinstrukturkanäle auf.

1.5 Elektroenträger

Die Elektroenträger unterscheiden sich in ihrer Länge und Form zwischen den beiden Herstellern. Auch innerhalb eines Herstellers gibt es verschiedene Arten von Elektroenträgern. Man unterscheidet gerade von vorgekrümmten Elektroenträgern. Die vorgekrümmten Elektroenträger wurden entwickelt, um den Elektroenträger möglichst nahe an den Hörnerven zu platzieren. In Tabelle 1 sind die wichtigen Parameter der in der Arbeit verwendeten Implantate zusammengefasst

Tabelle 1: Übersicht über die in der Arbeit verwendeten Elektrodenträger.

	CI512	CI24RE (CA)	CI24M	CI522	Flex28	Stan- dard	Flexsoft
Herstel- ler	Cochlear	Cochlear	Coch- lear	Coch- lear	MED- EL	MED- EL	MED- EL
Form	vorge- krümmt	vorge- krümmt	gerade	gerade	gerade	gerade	gerade
Länge in mm	14,25	15	17	15	23,1	26,4	26,4

1.6 Probleme der Tonhöhendiskrimination bei Cochlea-Implantat-Trägern

Das CI ermöglicht hochgradig Schwerhörigen und Gehörlosen ein Sprachverstehen, die Tonhöhendiskrimination stellt jedoch für viele Patienten eine Herausforderung dar (Limb und Roy 2014; McDermott 2004).

Es gibt verschiedene Theorien über den Grund der eingeschränkten Tonhöhenwahrnehmung bei CI-Trägern.

Die Anzahl der Elektroden limitiert die spektrale Auflösung in der Cochlea. Andererseits sind der Anzahl an Elektroden im Implantat physikalische Grenzen gesetzt. Baut man noch kleinere Elektroden als bisher ein, so kann durch die dabei entstehenden hohen Stromdichten das umliegende Gewebe angegriffen werden. Ein weiteres Problem ist die Stromausbreitung in der Cochlea. Durch Stimulation einer einzigen Elektrode wird ein relativ großer Anteil der Spiralganglienzellen aktiviert. Zudem wird durch benachbarte Elektroden die gleiche Region der Hörnervenfasern stimuliert. Demzufolge kommt es zu einem Verschmieren der tonotopen elektrischen Stimulation (Hessel 2014). Die zeitliche Auflösung des CI schränkt die Tonhöhendiskrimination ein. Die zeitliche Auflösung des CI ist durch die Dauer und Frequenz der Pulsfolge begrenzt (Hoth und Müller-Deile 2009).

Ein weiterer Aspekt dieser Arbeit ist das Musikhören bei CI-Trägern. Grundlegende Parameter von Musik sind der Rhythmus, die Tonhöhe und die Klangfarbe.

Die Wahrnehmung von Rhythmus basiert auf der Wahrnehmung der Länge eines Tons und den Pausen zwischen den Tönen. McDermott (McDermott 2004) beschreibt in einer Zusammenfassung über mehrere Studien zur Musikwahrnehmung von CI-Trägern, dass diese vorwiegend den Rhythmus zur Erkennung von Melodien nutzen und die Wahrnehmung ähnlich der von Normalhörenden (NH) ist. Eine Melodieerkennung ohne Rhythmus und Text sei schwierig.

Einer der Gründe für die ungenügende Musikwahrnehmung ist das Frequenzspektrum: Das Frequenzspektrum von Musik ist größer als das Spektrum von Sprache und größer als das Spektrum des CI. Das Frequenzspektrum von Sprache beträgt 100 – 8000 Hz, das Frequenzspektrum von Musik 50 – 16 000 Hz (Hessel 2014). Zudem ist der Dynamikbereich des Pegels im CI für Sprache optimiert und beträgt etwa 40 dB. Bei Musikstücken sind jedoch größere Pegelunterschiede möglich. Das CI komprimiert die zu lauten Signale.

In vielen Studien wurden die Tonhöhendiskrimination und die Diskriminationsschwelle bei CI-Trägern untersucht. Dabei wurden komplexe Töne genutzt. Komplexe Töne können durch Überlagerung von harmonischen Schwingungen, deren Frequenzen in einem ganzzahligen Verhältnis zu einander stehen, gebildet werden. Der kleinste gemeinsame Teiler wird auch als Grundton, die Vielfachen als Obertöne bezeichnet.

Wang führte Messungen bei 19 Mandarin-sprechenden CI-Trägern durch (Wang et al. 2011). Die Diskriminationsschwelle betrug 5,66 Halbtöne. In weiteren Studien wurden den CI-Trägern Tonpaare präsentiert, bei denen der jeweils höhere Ton erkannt werden sollte (Luo et al. 2014; Kang et al. 2009). Die Diskriminationsschwelle betrug 3 Halbtöne bzw. 0,77 Halbtöne.

Komplexe Töne stimulieren gleichzeitig mehrere Elektroden. Daher sind bei Studien mit diesen Tönen kaum Aussagen über die Tonhöhendiskriminationsfähigkeit innerhalb einzelner Elektroden möglich.

In anderen Studien wurden ähnliche Tests mit Sinustönen durchgeführt. Ein Sinuston besteht aus nur einer Frequenz. Ein Sinuston, dessen Frequenz der Zentrumsfrequenz eines Frequenzbandes entspricht, wird im Rahmen der Signalverarbeitung auch exakt in nur diesem Frequenzband abgebildet. Erhöht man aber die Intensität des gleichen Tones, werden gleichzeitig auch die benachbarten Elektroden stimuliert (Hessel 2014). Die Komplexität der Stimulationsmuster bleibt jedoch überschaubar.

Pretorius und Hanekom (Pretorius und Hanekom 2008) führten psychoakustische Tests mit Sinustönen bei 5 CI-Trägern des Herstellers Cochlear im Freifeld durch. Sie fanden heraus, dass eine Diskriminierung von Tonpaaren, von der beide Frequenzen im gleichen Frequenzband liegen, möglich sei.

Digester (Digester et al. 2011) untersuchte die Tonhöhendiskrimination mit Sinustönen bei 27 CI-Trägern des Herstellers Cochlear. Er führte psychoakustische Tests mit Sinustönen mit Frequenzen von 494 Hz bis 762 Hz in Vierteltonschritten durch. Diese Töne entsprachen den Frequenzen der Elektroden 18, 19 und 20. Die Diskriminationsschwelle betrug $2,6 \pm 1,1$ Vierteltöne. Des Weiteren wurden Studien durchgeführt, bei denen die Erkennung von Melodien untersucht wurde. Digester untersuchte die Erkennung von Kinderliedern bei CI-Trägern sowohl mit als

auch ohne Rhythmus. Die Erkennungsrate mit Rhythmus war um 30% höher als bei den Liedern ohne Rhythmus. Weiterhin war die Erkennungsrate größer, wenn die Intervalle in den Liedern vergrößert wurden (Digeser et al. 2012).

2 Zielstellung

Die Diskriminationsfähigkeit in Bezug auf die Elektrodengrenzen ist noch nicht hinreichend verstanden. Auch die Diskriminationsfähigkeit von Frequenzen, die innerhalb eines Frequenzbandes liegen, wurde noch nicht hinreichend untersucht. Dies ist der Ansatzpunkt der Arbeit. Wir führten eine prospektive psychoakustische Studie mit CI-Trägern und Normalhörenden durch. Die Arbeit lässt sich in zwei Teilstudien untergliedern. Die erste befasst sich mit der Diskriminationsfähigkeit der CI-Träger von Sinustönen im Bereich einzelner Elektroden, die zweite mit der Erkennung von Liedintervallfolgen. Altersgematchte normalhörende Probanden dienten als Kontrollgruppe.

Ziel der ersten Teilstudie ist es, eine mögliche Änderung der Diskriminationsfähigkeit bei Überschreiten der Elektrodengrenzen zu untersuchen. Es soll untersucht werden, ob sich die Diskrimination bei Überschreiten der Elektrodengrenzen sprunghaft verbessert. Weiterhin soll untersucht werden, wie gut CI-Träger Frequenzen innerhalb einzelner Elektroden diskriminieren können. Es nahmen CI-Träger mit Implantaten zweier verschiedener Hersteller teil, um verschiedene Eigenschaften zwischen beiden Implantatmodellen miteinander vergleichen zu können. Zunächst sollen schmale mit breiten Frequenzbändern verglichen werden. Es wird angenommen, dass sich die Diskrimination bei Überschreiten der Elektrodengrenzen verbessert. Die Hypothese war, dass bei CI-Trägern mit Implantaten mit schmalen Bandbreiten die richtigen Antwortraten größer ist.

Um diese Fähigkeiten zusätzlich zwischen hohen und tiefen Frequenzen vergleichen zu können, wurden in dieser Studie basale mit apikalen Elektroden verglichen. Dies ist insbesondere von Interesse, weil zwischen beiden CI-Systemen Unterschiede in der Verarbeitung von hohen und tiefen Frequenzen bestehen. MED-EL nutzt die sogenannte FineHearing Technologie, die auf dem Prinzip der Phasenkopplung beruht (Cochlear Implant System | MED-EL Pro). Die Ausschüttung von Transmitterstoffen der inneren Haarzellen ist abhängig von der Phase der Auslenkung ihrer Stereozilien. Dies beeinflusst die neuronalen Impulse der Nervenfasern. Das Muster der Impulse folgt somit der Frequenz des ankommenden Signals. Dieser Effekt wird als Phasenkopplung bezeichnet und kommt bei Frequenzen bis zu 1000 Hz vor. Des Weiteren beträgt die Länge der Elektrodenträger von MED-EL 28 bis 31 mm, somit soll die Cochlea von der Basis bis zur Spitze elektrisch stimuliert werden (The MED-EL Blog 2018). Der Unterschied im Vergleich zu anderen Herstellern mit kürzeren Elektrodenträgern ist eine Erweiterung des Bereiches der elektrischen Stimulation bis in die apikale Cochlearegion.

Die Hypothese war, dass bei CI-Trägern des Herstellers MED-EL aufgrund der genutzten Phasenkopplung in der Kodierungsstrategie die Diskriminationsfähigkeit in den tiefen Frequenzen besser ist im Vergleich zu den CI-Trägern des Herstellers Cochlear.

Zielstellung

Die Erkennung von Liedern steht im zweiten Teil dieser Arbeit im Fokus. Während das Verstehen von Sprache in Ruhe für CI-Träger gut möglich ist, stellt die Wahrnehmung von Musik oft eine Schwierigkeit dar.

Beim Wechsel der Tonart eines Musikstückes kommt es zu einer Frequenzverschiebung. Bei CI-Trägern kann sich dadurch die Anzahl der stimulierten Elektroden ändern. In dieser Teilstudie wurden CI-Trägern und ihrer Kontrollgruppe Intervallfolgen in zwei verschiedenen Dur-Tonarten präsentiert. Dabei wurde untersucht, ob ein Tonartwechsel die Erkennungsrate bei CI-Trägern beeinflusst. Es wird angenommen, dass den CI-Trägern die Erkennung einer Intervallfolge leichter fällt, wenn möglichst viele verschiedene Elektroden abwechselnd stimuliert werden.

3 Material und Methodik

3.1 Probanden

An der Studie nahmen CI-Träger und normalhörende Probanden teil. Die CI-Träger nutzten Implantate der Hersteller Cochlear und MED-EL und wurden aus dem Halleschen Hör- und Implantzentrum rekrutiert.

Die Teilnehmer wurden in 2 Gruppen aufgeteilt:

Die ACE-Gruppe bestand aus 20 CI-Trägern des Herstellers Cochlear und 11 altersgematchten NH. Die FSP-Gruppe bestand aus 14 CI-Trägern des Herstellers MED-EL und 8 altersgematchten NH. Einschlusskriterien für die CI-Träger waren ein Mindestalter von 18 Jahren, die kontinuierliche Nutzung des Audioprozessors seit mindestens 6 Monaten und ein Sprachverstehen von mindestens 45 % im Freiburger Einsilbertest. Der Freiburger Einsilbertest wurde im Freifeld in einer schalldichten Kabine erstellt. Dazu wurden 20 einsilbige Wörter mit 65 dB SPL ohne Störgeräusch aus einem Lautsprecher aus einer Entfernung von 1 m von frontal präsentiert. Um ein Überhören vom schlechteren Ohr auf das bessere Ohr zu verhindern, wurde das bessere Ohr maskiert. Dazu wurde ein Breitbandrauschen mit einer Intensität von 60 dB aus einem HDA 200 Kopfhörer präsentiert (Sennheiser electronic GmbH & Co. KG, Wedemark Wenneborstel, Deutschland). Die CI-Träger sollten die einsilbigen Wörter nachsprechen. Aus der Anzahl der richtig nachgesprochenen Wörter wurde das Sprachverstehen (word recognition score, WRS) ermittelt.

Alle Elektroden auf dem jeweiligen Elektrodenträger mussten aktiviert sein. Dies wurde vorher durch die adäquate Software überprüft. Die CI-Träger des Herstellers Cochlear nutzten Implantate CI24M oder neuer, und Audioprozessoren ab CP810. Die CI-Träger des Herstellers MED-EL nutzten Implantate Sonata oder neuer und Audioprozessoren ab Opus 2.

Als Kontrollgruppe wurden freiwillige Normalhörende mit einem Mindestalter von 18 Jahren rekrutiert. Vor Studienbeginn wurde für diese Probanden ein Reintonaudiogramm mit einem klinischen AT900-Audiometer (Auritec GmbH, Hamburg, Deutschland) und HDA200-Kopfhörern (Sennheiser electronic GmbH & Co. KG, Wedemark Wenneborstel, Deutschland) in einer schalldichten Kabine aufgenommen. Dabei sollten die Luftleitungshörschwellen im Reintonaudiogramm zwischen 125 und 8000 Hz innerhalb der medianen Hörschwelle gemäß den Normen von ISO 7029 liegen (DIN EN ISO 7029:1984 1992). Das mediane Alter der NH sollte ähnlich sein wie das mediane Alter der CI-Träger.

Der experimentelle Aufbau und die Durchführung stehen im Einklang mit den Richtlinien der Deklaration von Helsinki und wurden von der Ethikkommission der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg begutachtet (Genehmigungsnummer 2016-151). Alle Probanden wurden ausführlich über den Ablauf der Messung informiert und gaben daraufhin ihr schriftliches Einverständnis zur Teilnahme.

3.2 Teilstudie 1: Tonhöhendiskrimination

3.2.1 Stimulationsreize

Als Stimuli wurden Tonbursts mit einer Länge von 500 ms verwendet und mit der Software MATLAB R2015a (MathWorks Inc., Natick, Massachusetts, USA) erstellt. Um durch langsames An- und Abschwollen des Tones ein Knacken, Klicken und Artefakte am Tonbeginn und –ende zu vermeiden, wurde eine Cosinusquadratfunktion als Rampenfunktion beim Ein- und Ausschalten genutzt. Die jeweilige Länge der Anstiegs- und Abstiegsrampen betrug 30 ms. Die Samplingrate der Stimuli betrug 44,1 kHz. Abbildung 5 zeigt schematisch den Verlauf eines Tonbursts.

Die Berechnung der Frequenz der präsentierten Töne erfolgte mit nachfolgender Formel. Als Basisfrequenz wurde jeweils die Mittenfrequenz der untersuchten Elektrode genutzt.

$$Ton = 2^{\frac{\Delta Ht \times f_0}{12}}$$

Ht = Halbtonanzahl

f_0 = Basisfrequenz

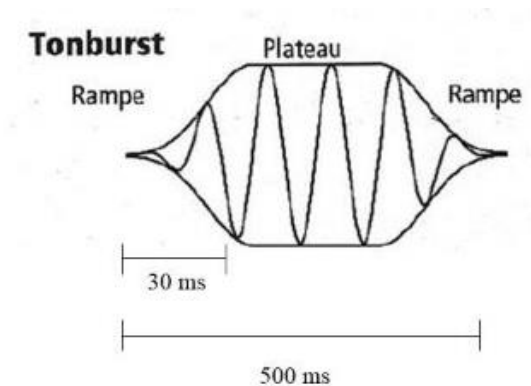


Abbildung 5: Verlauf eines Tonbursts. (modifiziert nach (Mrowinski et al. 2017))

Zudem wurde ein Levelroving von ± 3 dB angewandt, um zu verhindern, dass die Probanden die Töne anhand ihrer Lautstärke anstatt ihrer Tonhöhe unterscheiden.

3.2.2 Experimentelles Setup

Insgesamt wurden jeweils 5 Elektrodenkontakte der beiden Hersteller untersucht, um enge und breite Frequenzbänder zu vergleichen. Bei den 5 Elektroden handelte es sich sowohl um basale als auch um apikale Elektroden, um hohe und tiefe Frequenzen zu vergleichen. Die Tabellen 2 und 3 zeigen die untersuchten Elektroden der beiden Hersteller mit deren jeweiligen Frequenzspektren und Mittenfrequenzen.

Tabelle 2: Untersuchte Elektroden von Cochlear mit deren Frequenzspektren und Mittenfrequenzen.

Hz: Hertz

Elektrode	Frequenzspektrum (Hz)	Mittenfrequenz (Hz)
21	329 – 415	369
19	587 – 659	622
9	2349 – 2637	2489
7	3135 – 3520	3322
4	4698 – 5274	4978

Tabelle 3: Untersuchte Elektroden von MED-EL mit deren Frequenzspektren und Mittenfrequenzen.

Elektrode	Frequenzspektrum (Hz)	Mittenfrequenz (Hz)
2	207 – 311	246
3	329 – 466	391
4	493 – 698	587
9	2637 – 3322	2960
10	3520 – 4698	3951

In Abbildung 6 sind die Elektrodenträger der beiden Hersteller mit den jeweils untersuchten Elektrodenkontakten dargestellt.

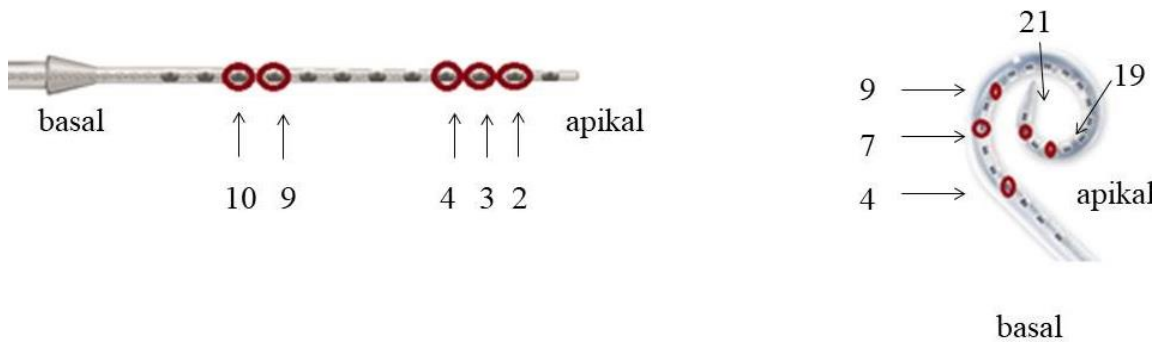


Abbildung 6: Elektrodenrager von Cochlear (rechts) und MED-EL (links) mit ihren einzelnen Elektrodenkontakten . Die in der Arbeit untersuchten Elektroden sind rot umkreist.

Die Zuordnung der einzelnen Frequenzbänder zu den Elektroden wird als *Frequency Allocation Table* (FAT) bezeichnet. Bei den Implantaten von Cochlear wurde die Standard FAT ausgewählt. Dies entspricht einer Einstellung mit einem Frequenzbereich von 180 – 8000 Hz in tonotoper Anordnung. Bei den Implantaten von MED-EL wurde die logarithmische FAT ausgewählt.

Zunächst wurden alle Frequenzen innerhalb eines Frequenzbandes in Halbtonabstanden, anlehnend an die Klaviatur, angeordnet. Aus diesem Frequenzband wurde dann die Mittenfrequenz bestimmt. Anschließend wurden die Frequenzen der beiden benachbarten Frequenzbänder ebenfalls in Halbtonschritten angeordnet. Bei den Frequenzen der beiden benachbarten Frequenzbänder sind in dieser Arbeit nur die jeweils ersten beiden Frequenzen betrachtet worden.

In einem 3 interval-2-alternative-forced-choice (3I-2AFC)-Same-Different Paradigma wurden nacheinander 3 Sinustöne präsentiert. Der erste und zweite Ton waren identisch und es sollte angegeben werden, ob der dritte Ton gleich oder verschieden bezuglich der Tonhöhe klingt. Es wurde kein adaptives Verfahren angewendet, das bedeutet, die präsentierten Töne orientierten sich nicht an den jeweils vorherigen Antworten der Probanden. Es wurde kein Abbruchkriterium festgelegt, jeder Proband konnte das Experiment bis zum Ende durchführen. Das experimentelle Setup des AFC-Paradigma soll exemplarisch anhand der Elektrode 3 von MED-EL beschrieben werden. Tabelle 4 zeigt das Setup dieser Elektrode. Die ersten beiden Töne im AFC-Paradigma werden im Folgenden als Referenzton bezeichnet. Bei diesen Tönen handelte es sich um die Mittenfrequenz der jeweils untersuchten Elektrode. Die Mittenfrequenz von Elektrode 3 beträgt 391 Hz. Folglich betragen die Frequenzen der ersten beiden Töne beim Setup dieser Elektrode 391 Hz. Der dritte Ton wird als Zielton bezeichnet. Bei der Frequenz des Zieltons konnte es sich zum einen um die restlichen Frequenzen der Elektrode 3 handeln. Diese Frequenzen wurden, wie oben beschrieben, in Halbtonschritten angeordnet. Zum anderen konnte es sich beim dritten Ton um Frequenzen aus den benachbarten Elektroden, in diesem Beispiel aus den

Elektroden 4 und 2, handeln. Wie aus Tabelle 4 zu entnehmen ist, wurden nur die jeweils ersten beiden Frequenzen der benachbarten Elektroden ausgewählt. Die Frequenz des Zieltons wurde zufällig aus dem Frequenzband gewählt.

Tabelle 4: Experimentelles Setup der Elektrode 3 von MED-EL. Angegeben sind die Frequenzen der Töne, die Elektrodenlage des Zieltons und sein Abstand zur Mittenfrequenz der Elektrode 3. Die horizontalen Linien markieren die Elektrodengrenzen. Rechts ist eine Klaviatur mit den jeweiligen Frequenzen der einzelnen Tasten abgebildet. Man erkennt, dass die Frequenzen der Elektrodentöne jeweils einer Taste auf einem Klavier entsprechen.

E: Elektrode, Hz: Hertz, MF: Mittenfrequenz

Referenzton (Hz)	Zielton (Hz)	Lage Zielton (Elektrodennummer)	Abstand Zielton zur MF (Halbton)
391	523	E4	5
391	493	E4	4
391	466	E3	3
391	440	E3	2
391	415	E3	1
391	391	E3	MF
391	369	E3	1
391	349	E3	2
391	329	E3	3
391	311	E2	4
391	293	E2	5

Somit untersuchten wir sowohl die Diskrimination von Tonpaaren, bei denen die Frequenzen beider Töne innerhalb eines Frequenzbandes liegen, als auch die Diskrimination von Tonpaaren, bei denen die Frequenzen der Töne auf zwei benachbarten Elektroden lokalisiert sind. Dadurch soll eine mögliche Änderung der Diskriminationsfähigkeit bei Überschreiten der Frequenzbandgrenzen untersucht werden.

In beiden Gruppen wurde jedes Frequenzpaar 10 Mal in zufälliger Reihenfolge präsentiert.

3.2.3 Versuchsdurchführung

Die psychoakustischen Messungen fanden in einem schallgedämmten Raum statt. Bei den CI-Trägern erfolgte die Präsentation monaural über den Audioeingang des Audioprozessors. Ein Audiokabel wurde mit dem Audioeingang des Audioprozessors und einem programmierbaren 2-Kanal-Verstärker mit einer Auflösung von 1 dB (g.PAH, g.tec, Schiedlberg, Österreich) verbunden.

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 normal-laute Empfindung angeglichen (Allen et al. 1990).

Bei beidseitig implantierten CI-Trägern erfolgte die Präsentation auf der Seite mit dem besseren Sprachverstehen im Freiburger Einsilbertest.

Bei den Normalhörenden erfolgte die Präsentation monaural über E-A-R TONE 3A Einsteckhörer (E-A-R Auditory Systems, Indianapolis, USA) bei einem Schalldruckpegel von 70 dB. Die Einsteckhörer wurden mit dem Abschwächer verbunden. Es wurde die gleiche Seite wie der jeweils gematchte CI-Träger untersucht.

Es wurden pro Durchgang 3 Sinustöne präsentiert, zwischen den Tönen lag eine Pause von 10 ms. Die akustische Stimulation wurde synchron von einer visuellen Darstellung am Monitor begleitet. Am Monitor waren drei nummerierte Felder abgebildet. Abbildung 7 zeigt die Darstellung am Monitor. Wenn ein Ton präsentiert wurde, blinkte das entsprechende Feld blau. Beim Wechsel des Tons wechselte auch das entsprechende Feld seine Farbe. Die Probanden gaben ihre Entscheidung über die Computertastatur ab. Ein einmal präsentiertes Tonpaar konnte nicht wiederholt werden. Das jeweils nächste Tonpaar wurde erst dann präsentiert, wenn die Antwort für das aktuelle Paar erfasst wurde, sodass den Teilnehmern immer genügend Zeit für ihre Entscheidungen blieb. Es wurde kein Feedback über die Entscheidung gegeben. Insgesamt bestanden das Setup der ACE-Gruppe aus 370 und das Setup der FSP-Gruppe aus 510 Durchgängen.

Die Antworten der Probanden wurden in einer txt-Datei gespeichert.

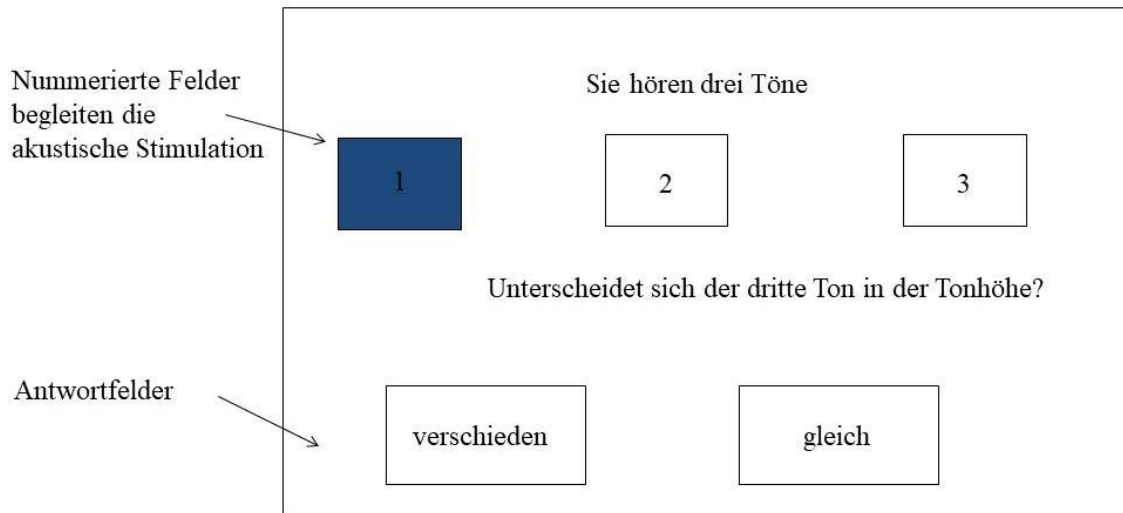


Abbildung 7: Visuelle Darstellung des Versuchsablaufs am Monitor.

3.3 Teilstudie 2: Liedererkennen

Im Anschluss an die Tonhöhendiskrimination folgte der zweite experimentelle Teil dieser Arbeit. Hierbei wurden Ausschnitte aus 4 Kinderliedern ausgewählt und deren rhythmische Elemente, Pausen und Liedtext entfernt. Mithilfe der Software MATLAB R2015a (MathWorks Inc., Natick, Massachusetts, USA) wurden die Intervallfolgen der Lieder aus Sinustönen zusammengesetzt. Alle Töne besaßen die gleiche Länge, sodass keine rhythmische Erkennung für die Probanden möglich war.

Es handelte sich um die Intervallfolgen folgender Kinderlieder:

- Der Kuckuck und der Esel (Dichter: Hoffmann von Fallersleben, 1835; Melodie: Carl Friedrich Zelters, 1810)
- Bruder Jakob (Jean-Philippe Rameaus, 18. Jahrhundert)
- Hänschen klein (Dichter: Franz Wiedemann, 1860; Melodie: Heinrich Nicol Philipp zu Seibis, 1784)
- Wenn ich ein Vöglein wär (Dichter: Johann Gottfried Herder, 1778; Melodie: Johann Friedrich Reichardt, 1800)

3.3.1 Stimulationsreize

Es wurden die gleichen Stimulationsreize wie bei der Teilstudie 1 erstellt. Als Basisfrequenz bei dieser Teilstudie wurde der Kammerton a' genutzt. Die jeweilige Rampenlänge betrug 20 ms.

Die einzelnen Töne der Liedintervallfolgen stimulieren unterschiedliche Elektroden. Die Abbildungen 8-10 zeigen exemplarisch das Vorgehen für das Lied Bruder Jakob für die CI-Träger

von Cochlear: Abbildung 8 zeigt das Lied in C-Dur mit Rhythmus und Liedtext. Abbildung 9 zeigt die Intervallfolgen, die nach Entfernen von rhythmischen Elementen und Entfernen des Liedtextes entstehen. Nach Transponieren dieser Intervallfolgen in D-Dur ergeben sich die Intervallfolgen in Abbildung 10. Dabei sind in den Abbildungen 9 und 10 zusätzlich dargestellt, welche Elektroden des CI-Modells von Cochlear beim Durchlauf stimuliert werden.

Bruder Jakob

Bru - der Ja - kob, Bru - der Ja - kob, schläfst du noch?, schläfst du noch?

5
Hörst du nicht die Glo - cke, hörst du nicht die Glo - cke, ding döng dong, ding, döng, dong.

Abbildung 8: Das Lied Bruder Jakob in C-Dur mit rhythmischen Elementen und Liedtext.

● Elektrode 22 ● Elektrode 21 ● Elektrode 20

Abbildung 9: Tonfolgen von Bruder Jakob in C-Dur. Jeder Ton ist entsprechend der Elektrode, die stimuliert wird, farblich markiert.

● Elektrode 22 ● Elektrode 21 ● Elektrode 20

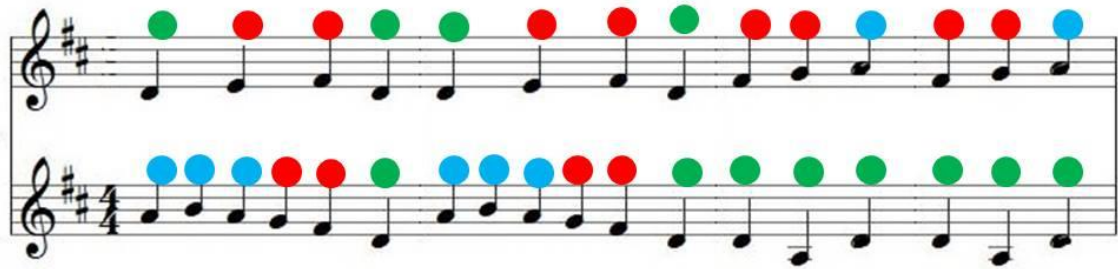


Abbildung 10: Tonfolgen von Bruder Jakob in D-Dur. Jeder Ton ist entsprechend der Elektrode, die stimuliert wird, farblich markiert.

In beiden Tonarten werden die Elektroden 20, 21 und 22 stimuliert, jedoch wechselt mit dem Tonartwechsel auch das Stimulationsmuster. In C-Dur kam insgesamt zwölf Mal ein Wechsel der stimulierten Elektrode vor, in D-Dur 13 Mal.

3.3.2 Versuchsdurchführung

Der Messplatz und der Messaufbau waren identisch zum Tonhöhendiskriminationstest. Es wurde eine Melodieerkennungsmatrix erstellt. Jedes Lied wurde in einer zufälligen Reihenfolge viermal in C-Dur und viermal in D-Dur präsentiert. Insgesamt bestand die Matrix bei 4 Liedern folglich aus 32 Durchgängen. Die Probanden erhielten zu Beginn der Messung eine Liste mit den Liedern. Die Aufgabe bestand darin, aus der Antwortliste das präsentierte Lied zu identifizieren.

Nach Beendigung dieser Teilstudie wurden den Probanden der Münchener Musikfragebogen zum Ausfüllen ausgehändigt.

3.3.3 Datenauswertung

Die statistische Datenanalyse erfolgte mit der Software SPSS 25 (IBM, Ehningen, Deutschland). Die richtigen Antwortraten werden als „Hit Rates“ bezeichnet.

Es wurden jeweils für beide CI-Gruppen Varianzanalysen (Analysis of Variance, ANOVA) durchgeführt, um einen signifikanten Einfluss von Halbtonabstand und Elektroden auf die Antwortrate zu bestimmen. Für die CI-Träger der ACE-Gruppe wurde eine zweifaktorielle Varianzanalyse mit Messwiederholung mit den Faktoren 1: *Abstand*, Stufen 1-3 und Faktor 2: *Elektrode*, Stufen 1-5 mit Bonferroni –Test durchgeführt.

Für die CI-Träger der FSP-Gruppe wurde eine zweifaktorielle Varianzanalyse mit Messwiederholung mit den Faktoren 1: *Abstand*, Stufen 1-4 und Faktor 2: *Elektrode*, Stufen 1-5 mit Bonferroni –Test durchgeführt.

Die Erkennungsraten wurden für beide Tonarten verglichen, um einen möglichen Einfluss der Frequenzverschiebung auf die Erkennungsrate zu bestimmen.

4 Ergebnisse

An der Studie nahmen 34 CI-Träger im Alter von 19-79 Jahren (Median 62 Jahre; 17 Männer, 17 Frauen) und 19 NH im Alter von 18-80 Jahren (Median 56 Jahre; 8 Männer, 11 Frauen) teil. In Tabelle 5 sind die Daten der CI-Träger zusammengefasst.

Tabelle 5: Übersicht der CI-Probanden.

ID	Geschlecht	CI-Modell	CI-Seite	Alter bei Implantation (Jahre)	Grund des Hörverlustes	WRS*	Nutzungsdauer	Implantat	Sprachprozessor	Kodierungsstrategie
113	M	1	L	52	Hörsturz	90	2 Jahre	CI512	CP910	ACE
102	M	1	L	50	Cochleäres Schwannom, Hörsturz	90	5 Jahre	CI24RE (CA)	CP810	ACE
116	M	2	L	67	Chronische Otitis media	80	5 Jahre	Mi1000 Flex 28	Opus2	FS4
104	M	1	R	61	unbekannt	80	7 Jahre	CI24RE (CA)	CP910	ACE
121	W	2	R	26	Meningitis	60	5 Jahre	Mi1000 Standard	Opus2	FS4
107	W	1	L	25	Hörsturz	75	2 Jahre	CI24RE (CA)	CP910	ACE
103	W	2	R	63	unbekannt	70	1 Jahr	Mi1200 Flex28	Sonnet	FS4
106	W	2	R	12	unbekannt	90	6 Jahre	Sonata 100 Standard	Sonnet	FS4
117	M	2	R	72	unbekannt	60	1 Jahr	Mi 1200 Flex28	Sonnet	FS4
131	W	2	L	66	Masern	60	3 Jahre	Mi1000 Flex28	Opus2	FS4
120	M	1	L	52	Meningitis	70	4 Jahre	CI24RE (CA)	CP810	ACE
118	M	1	R	66	unbekannt	65	8 Jahre	CI24RE (CA)	CP910	ACE
125	W	1	R	58	progredient	95	4 Jahre	CI24RE (CA)	CP810	ACE
123	W	2	L	67	Otosklerose	45	3 Jahre	Mi1000 Flex Soft	Opus2	FS4
130	M	2	L	61	Chronische Otitis media	55	4 Jahre	Mi1000 Flex28	Opus2	FS4
122	M	1	R	66	Chronische Otitis media	95	5 Jahre	CI24RE (CA)	CP810	ACE
124	M	1	L	61	progredient	85	18 Jahre	CI24M	CP910	ACE
127	M	2	L	71	Otitis media	60	5 Jahre	Mi1000 Standard	Sonnet	FSP
128	M	2	L	45	Cholesteatom	90	4 Jahre	Mi1000 Flex28	Rondo	FS4
134	M	1	R	43	progredient	75	8 Jahre	CI24RE	CP910	ACE

Ergebnisse

ID	Geschlecht	CI-Modell	CI-Seite	Alter bei Implantation (Jahre)	Grund des Hörverlustes	WRS*	Nutzungsdauer	Implantat	Sprachprozessor	Kodierungsstrategie
								(CA)		
135	W	1	R	39	unbekannt	70	12 Jahre	CI512	CP810	ACE
137	W	1	R	49	progredient	65	9 Jahre	CI24RE (CA)	CP910	ACE
139	W	1	R	13	unbekannt	70	7 Jahre	CI512	CP910	ACE
140	W	2	L	65	unbekannt	50	1 Jahr	Mi1200 Flex28	Sonnet	FS4
142	W	2	L	59	progredient	70	5 Jahre	Mi1000 Flex28	Opus2	FS4
143	W	1	L	56	Schwerhörigkeit seit Kindheit	60	5 Jahre	CI24RE (CA)	CP810	ACE
144	M	1	L	68	Trauma	75	10 Jahre	CI24RE (CA)	CP810	ACE
146	W	2	R	55	progredient	60	3 Jahre	Mi1000 Flex28	Opus2	FS4
147	M	1	R	67	unbekannt	75	6 Monate	CI512	CP910	ACE
148	M	1	R	49	unbekannt	75	8 Monate	CI512	CP910	ACE
149	W	1	R	62	unbekannt	60	1 Jahr	CI522	CP910	ACE
151	W	1	R	57	unbekannt	55	10 Monate	CI512	CP910	ACE
152	W	2	R	61	Morbus Ménière	45	6 Jahre	Sonata 100 Standard	Sonnet	FSP
155	M	1	L	51	unbekannt	80	10 Monate	CI512	CP910	ACE

ACE = advanced combination encoder, CA = Contour Advance, FSP = fine structure processing, FS4 = fine structure processing auf den 4 apikalen CI-Elektroden, L = links, M = männlich, R = rechts, W = weiblich

1 = Implantathersteller Cochlear, 2 = Implantathersteller MED-EL

*korrekt bei 65 dB SPL (Freiburger Einsilbertest)

4.1 Ergebnisse Tonhöhendiskrimination

4.1.1 Vergleich der richtigen Antwortraten

CI-Träger der ACE-Gruppe konnten im Mittel über alle Elektroden und Halbtonabstände 58,47% (SD 8,40) der Halbtonabstände unterscheiden.

Die gematchten NH konnten 92,12% (SD 12,19) der Halbtonabstände unterscheiden.

Bei den CI-Trägern der FSP-Gruppe betrug richtige Antwortrate im Mittel 58,47% (SD 15,53) und bei den gematchten NH 92,06 % (SD 13,56). Abbildung 11 zeigt die Hit Rates in Boxplots für jede Teilnehmergruppe.

Die Hit Rates waren nach Shapiro-Wilk nicht normalverteilt. Vergleicht man die Hit Rates innerhalb der ACE-Gruppe zwischen den CI-Trägern und den NH mit dem Mann-Whitney-U-Test, zeigten sich signifikant niedrigere Hit Rates der CI-Träger im Vergleich zu den NH ($U = 0, p = 0,0, z = -4,545$). Auch ein Vergleich zwischen den CI-Trägern und den NH der FSP-Gruppe mit dem Mann-Whitney-U-Test zeigte signifikant niedrigere Hit Rates der CI-Träger im Vergleich zu den NH ($U = 7,5 p = 0,0, z = -3,311$).

Vergleicht man die Hit Rates zwischen den CI-Trägern der ACE- und FSP- Gruppen, zeigt sich kein signifikanter Unterschied ($U = 137, p = 0,916, z = -0,105$).

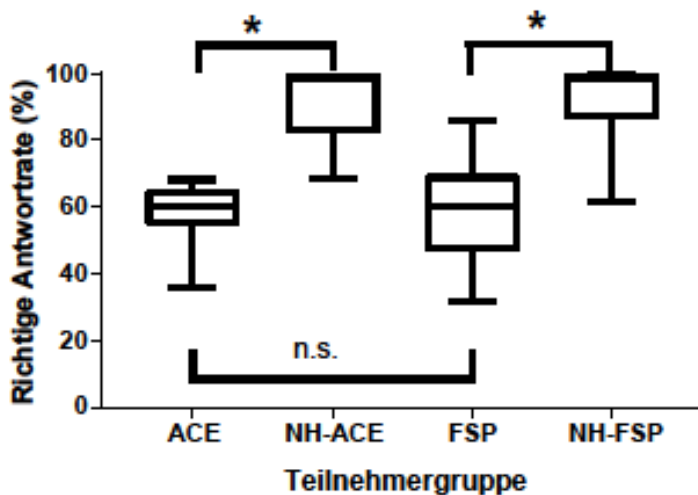


Abbildung 11: Boxplots für die richtigen Antwortraten für jede Teilnehmergruppe. . Auf der horizontalen Achse sind die Teilnehmergruppen, auf der vertikalen Achse die richtigen Antwortraten in % dargestellt. Signifikante Unterschiede ($p < 0.05$) sind mit einem Sternchen (*) markiert.

4.1.2 Diskriminationskurven

Die Abbildungen 12 und 13 zeigen die Diskriminationskurven für alle CI-Träger. Es zeigt sich, dass gleiche Töne sicher als gleich erkannt wurden. Die Diskriminationskurve fiel in den meisten Elektroden für Tonpaare mit einem Abstand von 1 Halbton auf $< 50\%$ ab und stieg noch für

Tonpaare innerhalb einer Elektrode auf Werte $> 50\%$ an. Somit war eine Unterscheidung von Tonpaaren innerhalb einer Elektrode möglich. Bei Überschreiten der Elektrodengrenzen zeigte sich kein deutlicher Sprung in der Diskriminationsfunktion, weder bei engen noch bei breiten Frequenzbändern. Zur sicheren Unterscheidung verschiedener Töne war mindestens ein Abstand von 2 Halbtönen notwendig (richtige Antwortrate $> 50\%$), unabhängig von den Elektrodengrenzen. Bei den basalen Elektroden (Cochlear-Elektroden 4, 7 und 9 MED-EL-Elektroden 9, 10) war die Tonhöhenunterscheidung besser als bei den apikalen Elektroden.

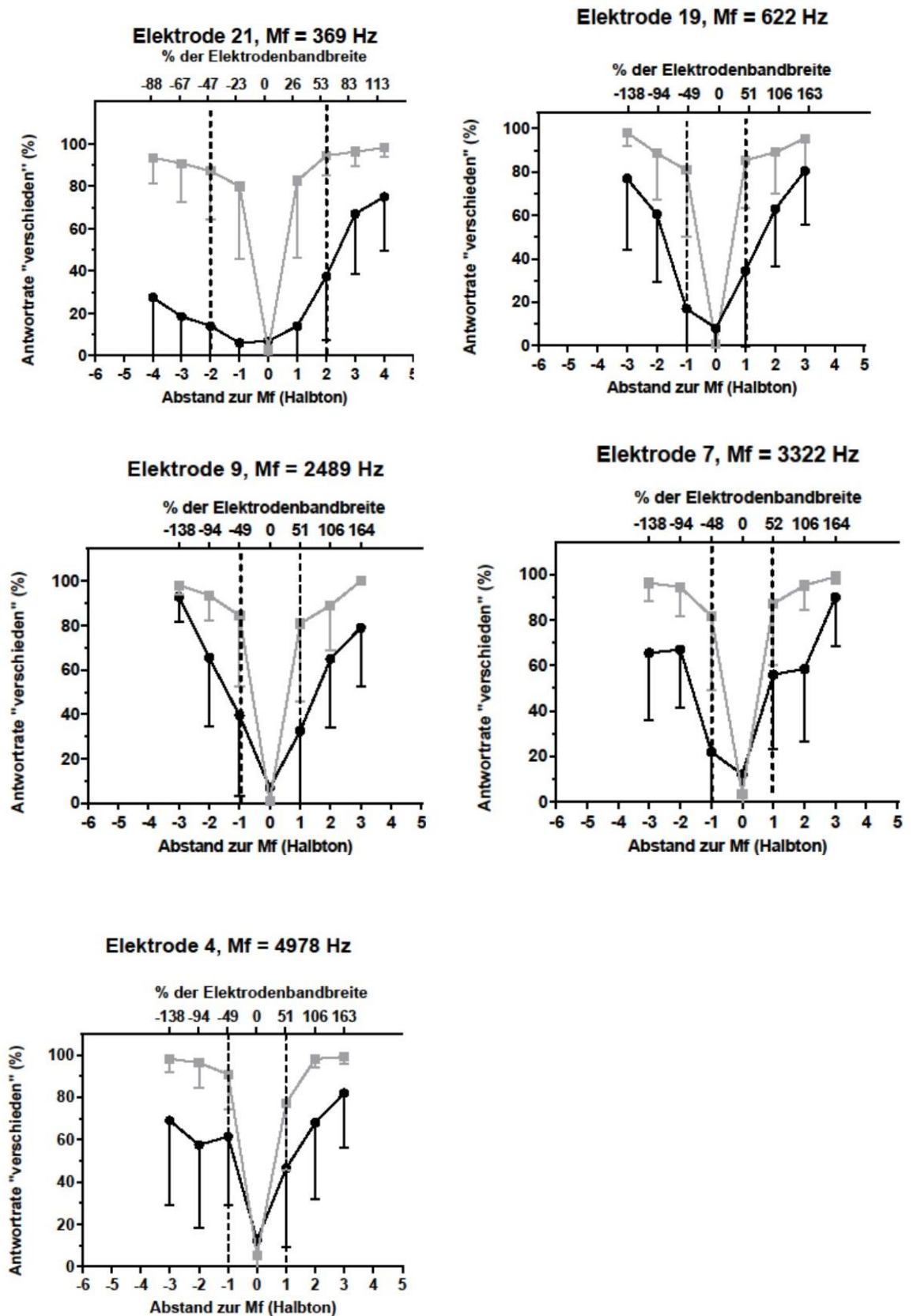


Abbildung 12: Diskriminationskurven der CI-Träger der ACE- Gruppe. Auf der x-Achse sind die Halbtonabstände, auf der y-Achse die Mittelwerte der Antwortrate "verschieden" dargestellt. Die schwarzen Kurven repräsentieren die CI-Träger, die grauen Kurven die NH. Die Fehlerbalken zeigen eine Standardabweichung. Die vertikalen Linien zeigen die Frequenzbandgrenzen. Die obere x-Achse zeigt den prozentualen Anteil an der Frequenzbandbreite. M_f = Mittelfrequenz.

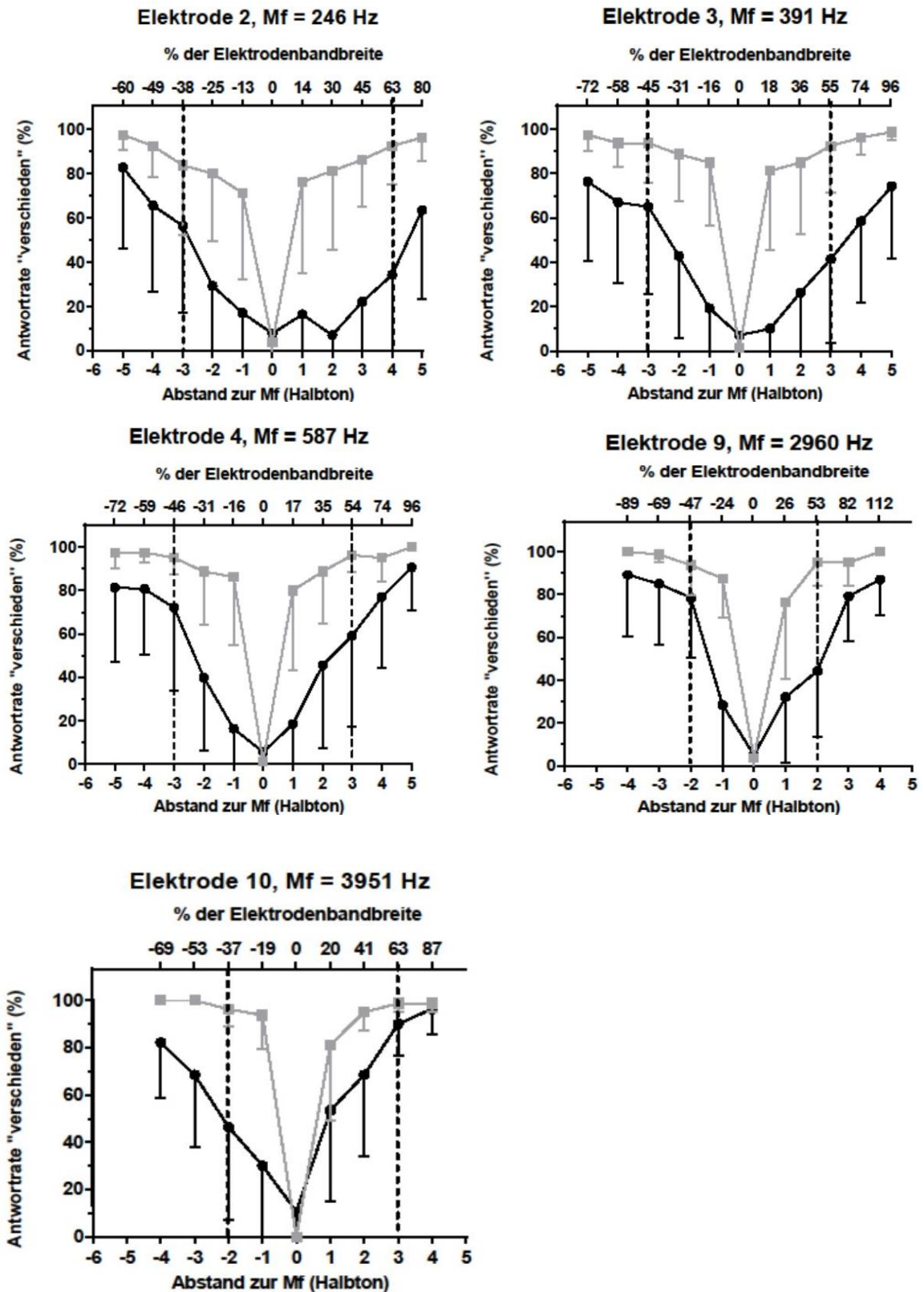


Abbildung 13: Diskriminationskurven der CI-Träger aus FSP-Gruppe. Auf der x-Achse sind die Halbtonabstände, auf der y-Achse die Mittelwerte der Antwortrate "verschieden" dargestellt. Die schwarzen Kurven repräsentieren die CI-Träger, die grauen Kurven die NH. Die Fehlerbalken zeigen eine Standardabweichung. Die vertikalen Linien zeigen die Frequenzbandgrenzen. Die obere x-Achse zeigt den prozentualen Anteil an der Frequenzbandbreite. Mf = Mittenfrequenz.

4.1.3 ACE-Gruppe

Der Mauchly-Test zeigte, dass für den Faktor „Abstand“ die Sphärizität gegeben ist ($p = 0,352$). Für den Faktor „Elektrode“ ist die Sphärizität nicht gegeben ($p = 0,013$). Somit wurden die Freiheitsgrade für den Faktor „Elektrode“ mit der Greenhouse-Geisser-Korrektur ($epsilon = 0,634$) betrachtet.

Für den Faktor „Abstand*Elektrode“ ist die Sphärizität gegeben ($p = 0,45$). Der Test der Innersubjektfaktoren zeigte jeweils einen signifikanten Einfluss der Faktoren „Abstand“ ($p = 0,0$), „Elektrode“ (p nach Greenhouse-Geisser = $0,0$) und „Abstand*Elektrode“ ($p = 0,0$) auf die Antwortraten. Die paarweise durchgeführten Vergleiche des Faktors „Abstand“ zeigten signifikante Unterschiede zwischen allen Stufen. Die paarweise durchgeführten Vergleiche des Faktors „Elektrode“ zeigten signifikante Unterschiede zwischen Elektrode 21 und den restlichen Elektroden (Elektroden 19, 9, 7 und 4). Zwischen den anderen Elektroden bestanden keine signifikanten Unterschiede.

4.1.4 FSP-Gruppe

Der Mauchly-Test zeigte, dass für den Faktor „Abstand“ die Sphärizität nicht gegeben ist ($p = 0,002$). Somit wurden die Freiheitsgrade für den Faktor „Abstand“ mit der Greenhouse-Geisser-Korrektur ($epsilon = 0,538$) betrachtet. Für den Faktor „Elektrode“ ist die Sphärizität gegeben ($p = 0,076$). Für den Faktor „Abstand*Elektrode“ ist die Sphärizität nicht gegeben ($p = 0,00$). Somit wurden die Freiheitsgrade für den Faktor „Abstand*Elektrode“ mit der Greenhouse-Geisser-Korrektur ($epsilon = 0,428$) betrachtet. Der Test der Innersubjektfaktoren zeigte jeweils einen signifikanten Einfluss der Faktoren „Abstand“ (p nach Greenhouse-Geisser = $0,00$) und „Elektrode“ ($p = 0,00$) auf die Antwortraten. Für den Faktor „Abstand*Elektrode“ zeigte sich kein signifikanter Einfluss (p nach Greenhouse-Geisser = $0,083$) auf die Antwortraten. Die paarweise durchgeführten Vergleiche des Faktors „Abstand“ zeigten signifikante Unterschiede zwischen allen Stufen. Die paarweise durchgeführten Vergleiche des Faktors „Elektrode“ zeigten signifikante Unterschiede zwischen Elektrode 2 und 9 sowie zwischen 2 und 10. Zwischen den anderen Elektroden bestanden keine signifikanten Unterschiede.

4.2 Ergebnisse Liedererkennen

4.2.1 Vergleich der Gesamterkennungsraten

Der Mittelwert der Gesamterkennungsraten für beide Tonarten betrug bei den NH 98,5% (SD: 2,63, Median: 100), bei den CI-Trägern 28,6 % (SD: 24,17, Median: 31,25). Die Mittelwerte sind nach Kolmogorov-Smirnov-Test nicht normalverteilt.

Vergleicht man die Erkennungsraten zwischen beiden Teilnehmergruppen mit dem Mann-Whitney-Test, zeigt sich eine signifikant bessere Erkennungsrate bei den NH ($z = -6,072$, $p = 0,0$).

Abbildung 14 zeigt die Erkennungsraten in Form von Boxplots.

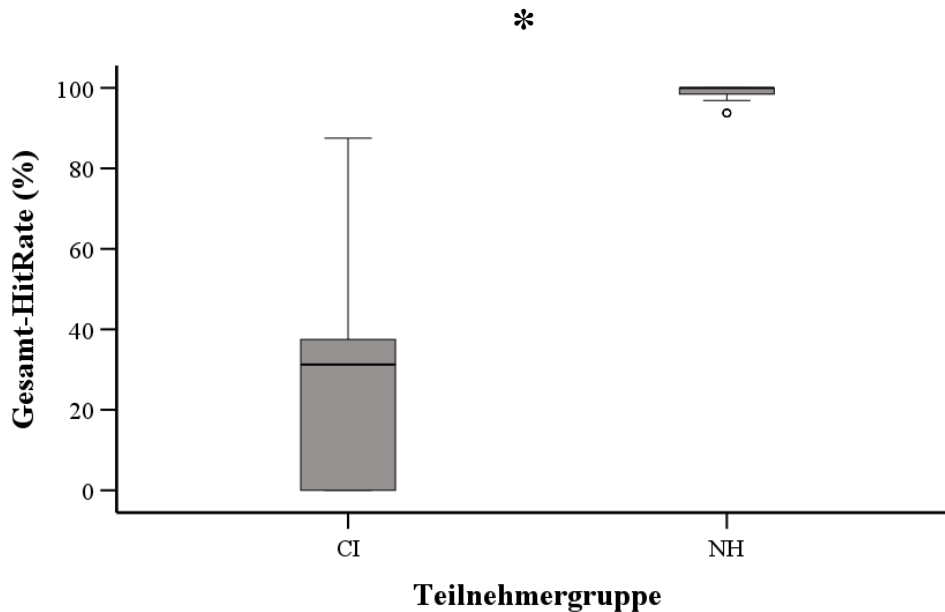


Abbildung 14: Richtige Antwortraten für beide Teilnehmergruppen als Boxplots. Signifikante Unterschiede ($p < 0,05$) sind mit einem Stern gekennzeichnet.

4.2.2 Vergleich der Erkennungsraten zwischen beiden Tonarten bei den Cochlea-Implantat-Trägern

Bei den CI-Trägern betrug der Mittelwert der Erkennungsrate der Lieder in C-Dur 26,29 (SD 23,88). Der Mittelwert der Erkennungsrate der Lieder in D-Dur betrug 30,89 (SD 26,65). Die Mittelwerte der Erkennungsraten der beiden Tonarten sind nach Kolmogorov-Smirnov-Test nicht normalverteilt. Vergleicht man die Erkennungsraten zwischen beiden Tonarten mit dem Wilcoxon-Test, zeigt sich kein signifikanter Unterschied in der Erkennung zwischen beiden Tonarten ($p = 0,086$). Abbildung 15 zeigt die Erkennungsraten der CI-Träger für beide Tonarten in Form von Boxplots.

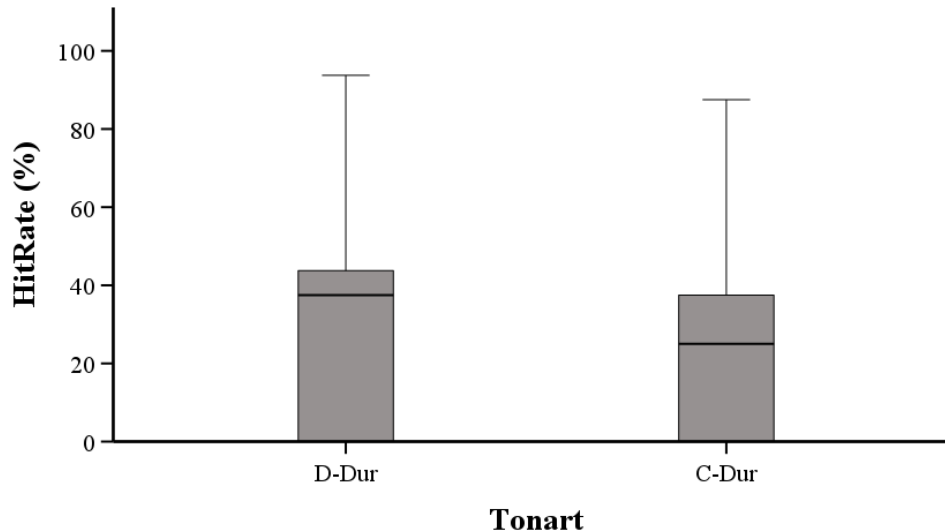


Abbildung 15: Richtige Antwortrate der CI-Träger für die einzelnen Tonarten.

Betrachtet man die beiden CI-Gruppen separat, zeigte sich innerhalb der ACE-Gruppe der Mittelwert der Erkennungsrate für C-Dur 23,12% (SD 23,2%) und für D-Dur 30,94% (SD 27,5%). Der Wilcoxonstest zeigte einen signifikanten Unterschied ($p=0,01$). Innerhalb der FSP-Gruppe betrug der Mittelwert der Erkennungsrate für C-Dur 30,8% (SD 24,9%) und für D-Dur 30,8% (SD 26,5%). In Abbildung 16 sind die Erkennungsraten in Boxplots dargestellt.

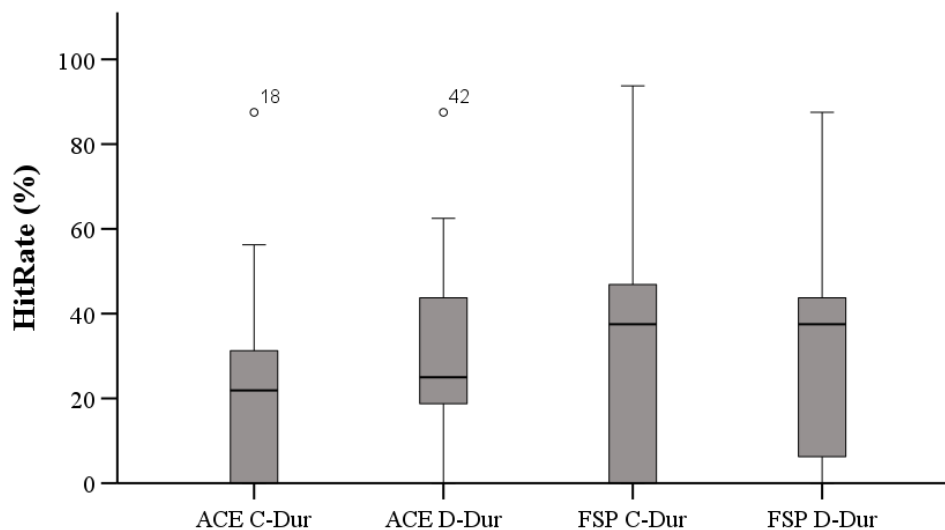


Abbildung 16: Richtige Antwortraten für beide Tonarten, getrennt nach CI-Gruppen, als Boxplots.

4.2.3 Vergleich der Erkennungsraten zwischen beiden Tonarten bei den NH

Bei den NH betrug der Mittelwert der Erkennungsrate der Lieder in C-Dur 97,69% (SD 4,27). Der Mittelwert der Erkennungsrate der Lieder in D-Dur betrug 99,34% (SD 1,97).

Die Mittelwerte der Erkennungsraten der beiden Tonarten der NH sind nach Kolmogorov-Smirnov-Test nicht normalverteilt. Vergleicht man die Erkennungsraten zwischen beiden Tonarten mit dem Wilcoxon-Test, zeigt sich kein signifikanter Unterschied zwischen beiden Tonarten ($p=0,250$).

4.3 Auswertung Münchener Musikfragebogen

Es wurden 4 Fragen aus dem Münchener Musikfragebogen ausgewertet. In Abbildung 17 sind die Ergebnisse der Frage „Welche Rolle spielt Musik in Ihrem Leben vor und nach der Implantation?“ dargestellt. Die Antworten sollten aus einer Skala von 1-10 angegeben werden, wobei 1 die geringste und 10 die größte Rolle entsprach. Es wurden für beide Gruppen jeweils Wilcoxon-Tests durchgeführt, um die Rolle der Musik zwischen der Zeit vor und nach der CI-Implantation zu vergleichen. In beiden Gruppen zeigte sich kein signifikanter Unterschied zwischen der Rolle von Musik vor und nach der Implantation (ACE-Gruppe $p=0,082$, FSP-Gruppe $p=0,44$)

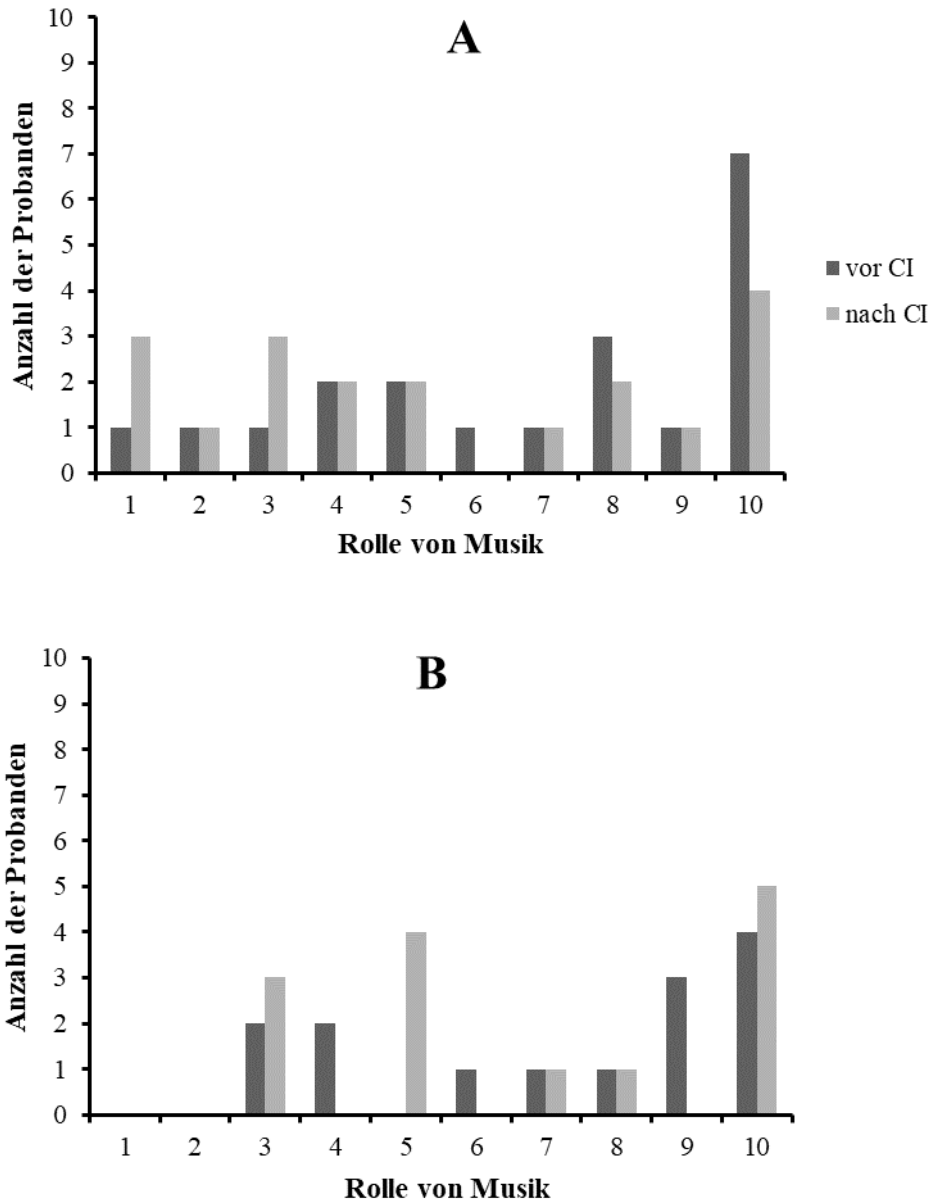


Abbildung 17: Angaben der Rolle von Musik jeweils vor und nach der Implantation für die ACE-Gruppe (A) und FSP-Gruppe (B).

Als nächstes wurde die Frage „Wenn Sie Musik hören, kreuzen Sie bitte an, wie lange Sie jeweils zuhören.“ ausgewertet. Dabei sollten die Probanden jeweils getrennt, bezogen auf die Zeit vor und nach CI-Implantation, zwischen den Antwortmöglichkeiten „weniger als 30 Minuten“, „30 Minuten bis 1 Stunde“, „1 Stunde bis 2 Stunden“, „länger als 2 Stunden“, „den ganzen Tag“ auswählen. In Abbildung 18 sind die Ergebnisse in Säulendiagrammen dargestellt. In beiden Gruppen zeigte sich kein signifikanter Unterschied zwischen der Musikhördauer vor und nach der Implantation (ACE Gruppe $p=0,176$, FSP-Gruppe $p=0,77$).

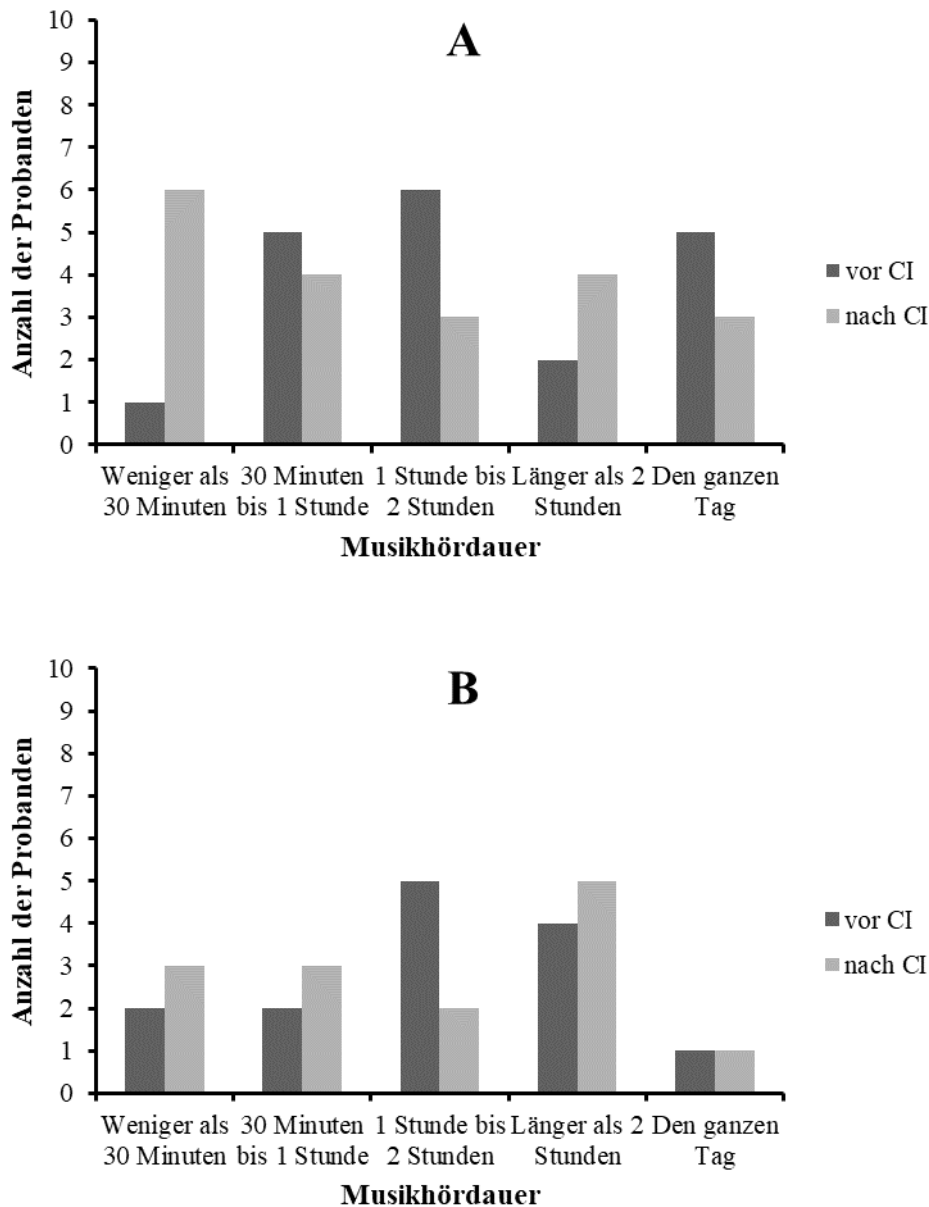
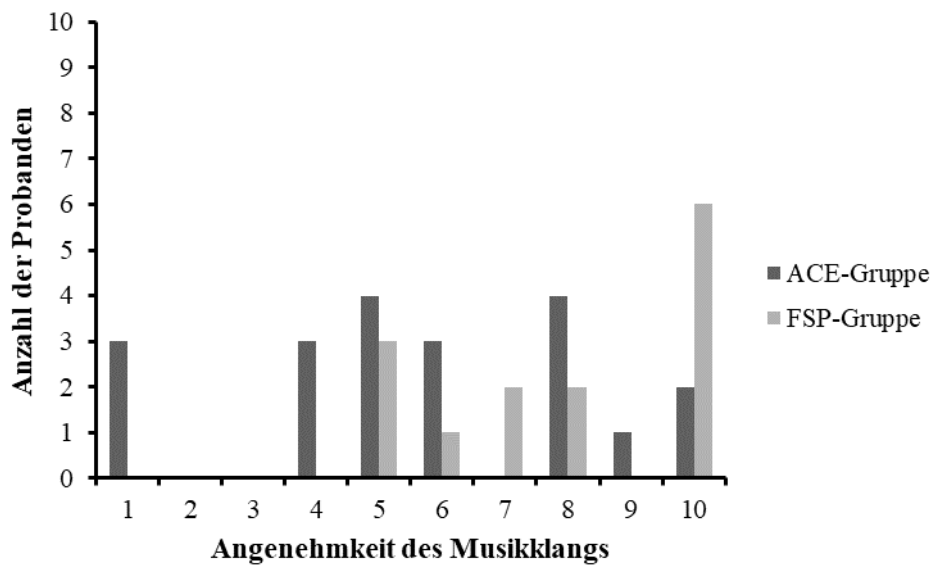
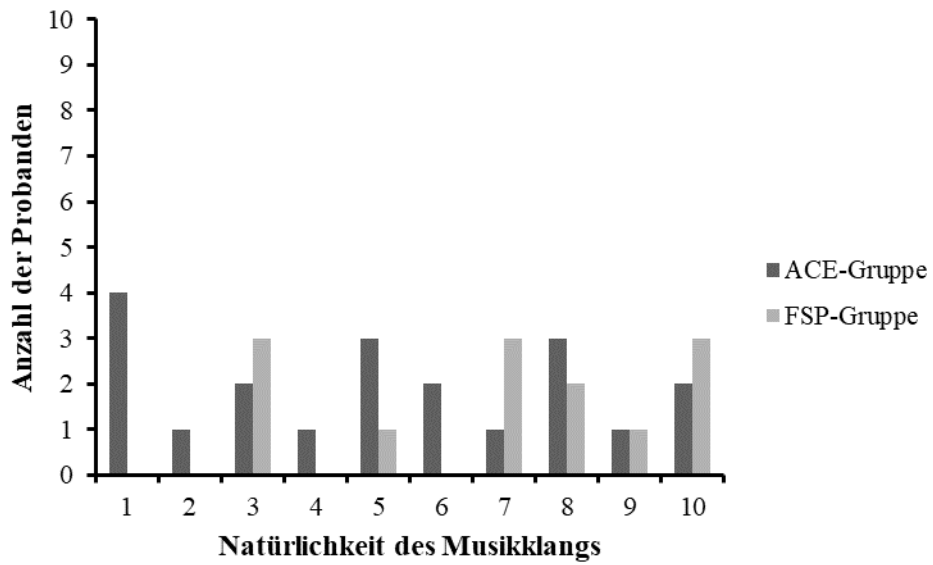


Abbildung 18: Angaben der Musikhördauer jeweils vor und nach der Implantation für die ACE-Gruppe (A) und FSP-Gruppe (B).

In Abbildung 19 sind die Ergebnisse der Frage „Wie klingt Musik im Allgemeinen mit dem Cochlea-Implantat?“ in Säulendiagrammen dargestellt. Dabei sollten jeweils die Eigenschaften „natürlich“, „angenehm“, „weniger blechern“, „weniger hallig“ auf einer Skala von 1-10 beschrieben werden.



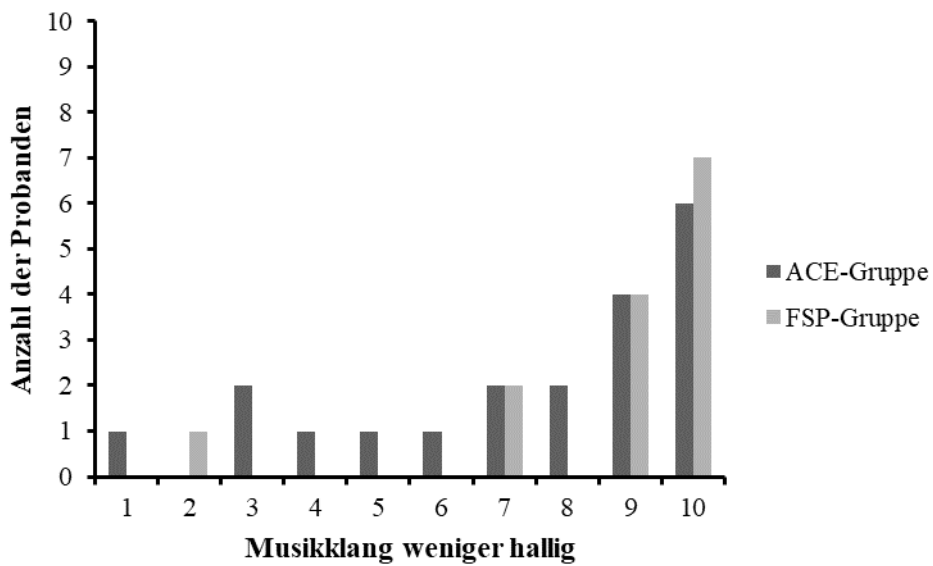
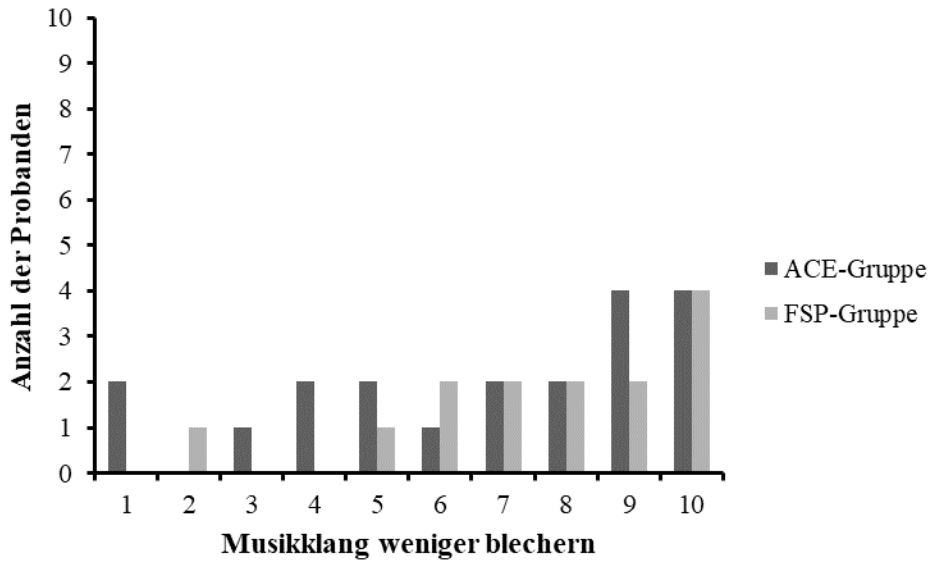


Abbildung 19: Eigenschaften des Musikklangs jeweils vor und nach CI-Implantation.

In Abbildung 20 sind die Ergebnisse auf die Frage „Können Sie hohe und tiefe Töne unterscheiden?“ in Kreisdiagrammen dargestellt. In der ACE-Gruppe gaben 90% der Probanden, in der FSP-Gruppe 92% an, hohe und tiefe Töne unterscheiden zu können.

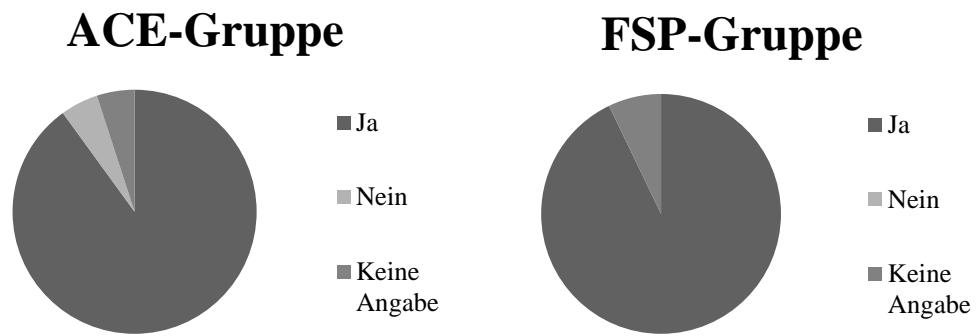


Abbildung 20: Fähigkeit, hohe und tiefe Töne unterscheiden zu können, dargestellt in Kreisdiagrammen für die ACE-Gruppe und FSP-Gruppe.

5 Diskussion

Mithilfe des CI ist bei vielen ertaubten Menschen ein gutes Sprachverständnis möglich. Die Wahrnehmung von Musik und feineren Tonhöhenunterschieden stellt noch eine große Herausforderung dar. In dieser Arbeit wurde die Diskriminationsfähigkeit von CI-Trägern für Sinustöne untersucht.

Im ersten Teil unserer Studie führten wir psychoakustische Messungen durch, um die Diskriminationsfähigkeit bei CI-Trägern für Sinustöne im Bereich einzelner Elektroden zu prüfen. Unsere Ziele waren die Untersuchung, ob eine Diskrimination von Tönen, deren Frequenzen in einem gemeinsamen Frequenzband liegen, gut möglich war. Des Weiteren sollte untersucht werden, ob es bei Überschreiten der Frequenzbandgrenzen zu einer sprunghaften Besserung der Diskriminationsfähigkeit kam, und ob relevante Unterschiede zwischen basalen und apikalen Elektroden bestehen. Schließlich sollte untersucht werden, ob Unterschiede zwischen den Implantaten der beiden CI-Hersteller bestehen.

Alle Teilnehmer schlossen die Versuchsdurchführungen ab. In beiden Teilnehmergruppen konnten gleiche Töne sicher als gleich erkannt werden. Eine Diskrimination von verschiedenen Tönen, deren Frequenzen innerhalb einer gemeinsamen Elektrode lagen, war möglich. Bei den CI-Trägern war ein Abstand von mindestens 2 Halbtönen zur sicheren Unterscheidung notwendig. Mit wachsendem Tonhöhenunterschied besserte sich die Diskriminationsfähigkeit. Unsere Ergebnisse zeigen keinen deutlichen Sprung in der Diskriminationsfunktion bei Überschreiten der Bandgrenzen. Bei basalen Elektroden war die Tonhöhenunterscheidung besser als bei apikalen Elektroden. Die Diskriminationsfähigkeit innerhalb der beiden CI-Gruppen der zwei Hersteller unterschied sich nicht signifikant.

Die Ergebnisse zeigen eine bessere Diskriminationsfähigkeit für Halbtöne bei normalhörenden Kontrollpersonen im Vergleich zu CI-Trägern. Bei Tonpaaren mit einem Halbtonunterschied betrug die Trefferquote bei NH bereits bei über 70 %. Für größere Tonhöhenunterschieden wurde ein Sättigungseffekt beobachtet. Tonhöhenunterschiede von weniger als 1 Halbton wurden nicht gemessen.

Auch Pretorius (Pretorius und Hanekom 2008) zeigte bei 5 CI-Trägern, dass eine Frequenzunterscheidung innerhalb einer Elektrode möglich ist. Hierbei wurden lediglich CI-Träger mit Implantaten des Herstellers Cochlear eingeschlossen und die Sinustöne wurden im Freifeld präsentiert.

Frühere Studien nutzten zwar adaptive Verfahren, setzen aber das kleinste Testintervall ebenfalls auf einen Halbton. Nimmons (Nimmons et al. 2008) untersuchte bei 8 CI-Trägern die

Diskriminationsfähigkeit für Halbtöne bei komplexen Tönen. Hier betrug die Diskriminationsfähigkeit 1 Halbton.

Unsere Ergebnisse zeigen keinen deutlichen Sprung in der Diskriminationsfunktion bei Überschreiten der Bandgrenze. Dies zeigt, dass Tonhöhendiskrimination unabhängig von Bandgrenzen scheint. Eine höhere Elektrodenzahl würde demzufolge nicht zu einer Besserung von Tonhöhendiskrimination führen. Ähnliche Ergebnisse zeigte Carroll (Carroll und Zeng 2007). Er untersuchte, ob eine Erhöhung der Anzahl der Frequenzbänder im tieffrequenten Bereich zu einer Besserung des Sprachverstehens im Störgeräusch führt. Es wurde gezeigt, dass dies zu keiner relevanten Besserung führte. Eine Erklärung dafür ist, dass die Bandgrenzen in den Elektrodenkontakten nicht streng vorgegeben sind, sondern dass die Übergänge der elektrischen Stimulation fließend sind.

Unsere Ergebnisse zeigen steilere Diskriminationskurven und somit eine bessere Tonhöhenunterscheidung bei höheren Frequenzen. Dies kann beispielsweise durch eine höhere Dichte an Spiralganglienzellen in den basalen Regionen der Cochlea erklärt werden. Ein weiterer Grund wäre, dass die Stimulation der basalen Bereiche der Cochlea näher an physiologischen Frequenzcodierungsstellen liegt.

Die Tonunterscheidung für niedrigere Frequenzen war bei CI-Trägern der ACE-Gruppe schlechter als bei CI-Trägern der FSP-Gruppe, dies ist insbesondere bei der Testung der Elektrode 21 erkennbar. Somit konnte unsere Hypothese, dass bei CI-Trägern der FSP-Gruppe aufgrund der genutzten Phasenkopplung in der Kodierungsstrategie die Diskriminationsfähigkeit in den tiefen Frequenzen besser ist im Vergleich zur ACE-Gruppe, bestätigt werden. Die besseren Ergebnisse der FSP-Gruppe bei niedrigeren Frequenzen kann durch deren Kodierungsstrategie ihres Implantates erklärt werden. Die tiefen Frequenzen der Kodierungsstrategie werden sowohl durch Tonotopie als auch durch Phasenkodierung übertragen. Auch in vergangenen Studien konnte gezeigt werden, dass sich die Diskriminationsfähigkeit für tiefe Töne bei Nutzern von Implantaten von MED-EL bei Verwendung der FSP-Kodierungsstrategie besserte (Krenmayr et al. 2011).

Die Diskriminationsfähigkeit innerhalb der beiden CI-Gruppen der zwei Hersteller unterschied sich nicht signifikant. Die beiden CI-Typen unterscheiden sich hauptsächlich in den Längen ihrer Elektrodenträger, der Anzahl der Elektrodenkontakte auf dem Elektrodenträger, der Position des Elektrodenträgers innerhalb der Cochlea relativ zum Modiolus oder zur Seitenwand und der Frequenzbandbreite pro Elektrodenkontakt. Auch innerhalb eines Herstellers bestehen Unterschiede in Länge und Form des Elektrodenträgers. Eine vorgekrümmte bzw. perimodiolare Elektrode liegt nahe am Modiolus. Ein gerader Elektrodenträger liegt in der Scala tympani nahe der lateralen Cochleawand. Auf dem Elektrodenträger der Implantate der ACE-Gruppe befinden

sich 22 Elektrodenkontakte mit schmalen Bandbreiten, auf dem Elektrodenträger der Implantate der FSP-Gruppe hingegen 12 Elektrodenkontakte mit breiteren Bandbreiten. Die Elektrodenträger der ACE-Gruppe sind kürzer als diejenigen der FSP-Gruppe. Bei kürzerem Elektrodenträger und höherer Anzahl von Elektrodenkontakten ist der Abstand zwischen den einzelnen Kontakten bei den Implantaten der ACE-Gruppe kürzer als bei Implantaten der FSP-Gruppe. Dies kann zu Überlagerungen von Anregungsbereichen benachbarter Elektroden führen. Die unterschiedlichen Längen der Elektrodenträger führen zu unterschiedlichen Insertionswinkeln der Elektrodenträger innerhalb der Cochlea. Dies wiederum führt dazu, dass bei Stimulation der einzelnen Elektroden trotz ähnlicher Frequenzen unterschiedliche Bereiche innerhalb der Cochlea stimuliert werden. Unsere Ergebnisse zeigten keine allgemeine Überlegenheit eines Geräts in Bezug auf die Tonhöhenunterscheidung. Daher konnte unsere Hypothese, dass bei CI-Trägern mit Implantaten mit schmaleren Bandbreiten die richtigen Antwortraten größer sind, nicht bestätigt werden. Ein weiterer Faktor ist die Ausbreitung des elektrischen Feldes. Diese unterscheidet sich zwischen lateral angeordneten und vorgekrümmten Elektroden. Insbesondere in den apikalen Cochlearegionen führt dies zu unterschiedlichen elektrischen Stimulationsmustern. Dies müsste in weiteren Studien untersucht werden.

Aus früheren Studien ist bekannt, dass bei Stimulation der Mittenfrequenz einer Elektrode benachbarte Elektroden ebenfalls stimuliert werden (Haumann 2007). Die Co-Stimulation benachbarter Elektroden spielt eine wichtige Rolle in der Diskriminationsfähigkeit und könnte durch neue Kodierungsstrategien reduziert werden.

In unserem zweiten Teil der Studie beschäftigten wir uns mit der Erkennungsrate von bekannten Kinderliedern. Diese wurden jeweils ohne rhythmische Elemente in zwei verschiedenen Dur-Tonarten präsentiert. Es sollte untersucht werden, ob der Tonartwechsel die Erkennungsrate beeinflusst. Dabei wurden Intervallfolgen aus Kinderliedern auf Basis von Sinustönen erstellt und in einer Matrix in zwei verschiedenen Dur-Tonarten präsentiert. Beim Vergleich der Erkennungsraten zwischen beiden Tonarten für alle CI-Träger insgesamt zeigte sich kein signifikanter Unterschied. Betrachtet man die beiden CI-Gruppen separat, zeigte sich innerhalb der ACE-Gruppe eine signifikant bessere Erkennungsrate für die Intervallfolgen in D-Dur. Bei der FSP-Gruppe zeigte sich kein signifikanter Unterschied in der Erkennungsrate zwischen beiden Tonarten. Bei einem Tonartwechsel kommt es zu einer Frequenzverschiebung, somit ändert sich die Lage der zu Grunde liegenden Intervalle relativ zu den Frequenzbandgrenzen der Elektroden, folglich auch die Abfolge an stimulierten Elektroden. Bei der ACE-Gruppe erhöhte sich bei D-Dur der Wechsel an stimulierten Elektroden. Dies ist zum Beispiel durch die insgesamt schmalere Elektrodenbandbreiten erklärbar und könnte ein Grund für die bessere Erkennungsrate darstellen. Bei der FSP-Gruppe erhöhte sich lediglich bei einem Lied in D-Dur der Wechsel an stimulierten Elektroden. Bei zwei Liedern sank sogar die Wechselfolge an stimulierten

Elektroden. Unsere Hypothese, dass den CI-Trägern die Erkennung einer Intervallfolge leichter fällt, wenn möglichst viele verschiedene Elektroden abwechselnd stimuliert werden, wurde mit dieser Arbeit daher bestätigt. Für CI-Träger kann das bedeuten, dass einfache Musikstücke mit vielen sukzessiv großen Intervallen zu einem besseren Melodieerkennen und Musikgenuss führen. Komplexe Musikstücke mit u.a. vielen simultan dargebotenen Intervallen dagegen verlangen von CI-Trägern ein hohes Maß an Aufmerksamkeit.

Psychoakustische Studien, bei denen die Erkennung von Musikstücken zwischen verschiedenen Tonarten verglichen wurde, sind bisher nicht publiziert worden.

Auch in dieser Teilstudie wurden Sinustöne verwendet, sodass keine allgemeinen Aussagen über das Musikhören im Alltag getroffen werden können. Nobbe (Nobbe, A., Krüger, B., Lesinski-Schiedat, A., Baumann, U.) verglich bei 40 CI-Trägern ebenfalls die Melodieerkennung von Kinderliedern. Hier wurden 30 Kinderlieder sowohl in Sinustönen als auch in komplex harmonischen Tönen präsentiert. Es zeigte sich kein Unterschied zwischen der Erkennung einer Melodie mit Sinus - oder komplexen Tönen.

Gfeller (Gfeller et al. 2002a) verglich die Melodie- und Instrumentenerkennung zwischen 49 CI-Trägern und 18 NH und zeigte, dass die Erkennung schlechter war, je höher das Alter der CI-Träger und je länger die Dauer der Schwerhörigkeit.

Ohne rhythmische Elemente ist das Erkennen von Liedern für CI-Träger schwierig. Dies stimmt mit anderen Studien zur Musikwahrnehmung überein (Galvin et al. 2007; Kong et al. 2004). Laut Gfeller (Gfeller et al. 2002b) werden durch derzeit verwendete CI-Geräte insbesondere zeitliche Informationen besser codiert und vermittelt als Tonhöhen.

Es ist anzumerken, dass psychoakustische Experimente zur Diskriminationsfähigkeit hohe Konzentration erfordern. Selbst für die NH war die Unterscheidung kleiner Tonhöhenunterschiede zum Teil schwierig und mit der Zeit auch anstrengend. Für CI-Träger erhöht sich Belastung, da für sie das Hören allgemein mühsamer ist. Die Probanden, die an den Experimenten teilgenommen haben, zählen bereits zu den belastbareren CI-Trägern.

Um Musikhörgewohnheiten, -aktivitäten und Vorlieben im Musikbereich zu erfassen, wurde der Münchner Musikfragebogen zur Musikwahrnehmung erhoben. Bei der Auswertung des Fragebogens zeigten sich keine signifikanten Änderungen der Rolle von Musik und der Musikhördauer zwischen der Zeit vor und nach CI-Implantation. In der ACE-Gruppe gaben 90% der Probanden, in der FSP-Gruppe 92% an, hohe und tiefe Töne unterscheiden zu können. Hierbei ist zu berücksichtigen, dass die in dieser Studie eingeschlossenen CI-Träger nach der Implantation geübt haben, Musik zu hören. Diese Ergebnisse unterstreichen die Wichtigkeit des Musiktrainings und somit der Förderung von Musikwahrnehmung und -genuss im Rahmen der CI-

Rehabilitation. Ein systematischer Review bestätigt, dass Musikübungen die Musikwahrnehmung von Menschen mit Hörsystemen verbessern (Shukor et al. 2021).

In dieser Studie wurden reine Sinustöne verwendet. Da Sinustöne in der Natur nicht vorkommen, können keine allgemeinen Schlussfolgerungen über das Hören mit einem CI im Alltag gezogen werden. Insbesondere beim Musikhören und Melodieerkennen spielen weitere Parameter wie Lautstärke, Klangfarbe, Rhythmus und Textverstehen eine Rolle. Ein Ton in der Musik ist kein Sinuston, sondern physikalisch gesehen ein Klang. Ein Klang besteht aus einem Grundton und mehreren Obertönen. Die Obertöne sind ein ganzzahliges Vielfaches des Grundtones und können sich in ihrer Amplitude unterscheiden.

In beiden Teilen unserer Studie wurden die Töne monaural über ein Audiokabel präsentiert. Das Hörvermögen des Ohres der Gegenseite wurde also nicht berücksichtigt. Im realen Leben werden Höreindrücke aus beiden Ohren zentral verarbeitet, hierbei spielt es eine Rolle, ob das Ohr der Gegenseite normalhörend, resthörend, mit einem Hörgerät oder mit einem CI bzw. anderem Hörimplantat versorgt ist. Ebenso wurden in dieser Arbeit die Einstellungen des Sprachprozessors sowie der Mikrofone aufgrund der direkten Übertragung mit dem Audiokabel nicht berücksichtigt.

Des Weiteren sind bei psychoakustischen Messungen bei CI-Trägern deren Alter, Dauer der Ertaubung, Dauer der Implantatnutzung sowie musikalische Vorkenntnisse zu berücksichtigen. Insbesondere waren nicht allen Probanden die in unserer zweiten Teilstudie genutzten Lieder bekannt. Dennoch liefern die in dieser Arbeit durchgeführten Experimente einen Beitrag zur Wahrnehmung von Sinustönen und damit zur grundlegenden akustischen Verarbeitung von Signalen bei CI-Trägern. Diese sollte in weiteren Studien untersucht und weiterentwickelt werden, um insbesondere die Musikwahrnehmung zu verbessern.

6 Zusammenfassung

Die vorliegende Arbeit beschäftigt sich mit der Diskriminationsfähigkeit von CI-Trägern im Bereich einzelner Elektroden sowie mit der Erkennung von Musikstücken. Bei der ersten Teilstudie konnte gezeigt werden, dass Tonhöhendiskrimination unabhängig von Bandgrenzen scheint. Zwischen den Implantaten beider Hersteller zeigte sich keine allgemeine Überlegenheit. Beide zeigen steilere Diskriminationskurven und somit eine bessere Tonhöhenunterscheidung bei höheren Frequenzen. Bei der zweiten Teilstudie wurden Erkennungsraten von Intervallfolgen bekannter Kinderlieder zwischen zwei Dur-Tonarten verglichen. Es konnte nur bei der ACE-Gruppe ein signifikanter Unterschied in der Erkennungsrate zwischen zwei Dur-Tonarten festgestellt werden. Ohne rhythmische Elemente ist das Erkennen von Liedern für CI-Träger schwierig.

Eine feinere Tonhöhendiskriminationsfähigkeit und ein besseres Musikhören sind weiterhin für CI-Träger anzustreben. In weiteren Studien ist es notwendig, die komplexe Verarbeitung weiter zu untersuchen, um die Kodierungsstrategien in Cochlea-Implantaten verbessern zu können.

7 Literaturverzeichnis

Allen, J. B.; Hall, J. L.; Jeng, P. S. (1990): Loudness growth in 1/2-octave bands (LGOB)--a procedure for the assessment of loudness. In: *The Journal of the Acoustical Society of America* 88 (2), S. 745–753.

Arora, Komal (2012): Cochlear Implant Stimulation Rates and Speech Perception. In: S. Ramakrishnan (Hg.): *Modern Speech Recognition Approaches with Case Studies: InTech*.

Bernstein, Joshua G. W.; Jensen, Kenneth K.; Stakhovskaya, Olga A.; Noble, Jack H.; Hoa, Michael; Kim, H. Jeffery et al. (2021): Interaural Place-of-Stimulation Mismatch Estimates Using CT Scans and Binaural Perception, But Not Pitch, Are Consistent in Cochlear-Implant Users. In: *The Journal of neuroscience : the official journal of the Society for Neuroscience* 41 (49), S. 10161–10178.

Carroll, Jeff; Zeng, Fan-Gang (2007): Fundamental frequency discrimination and speech perception in noise in cochlear implant simulations. In: *Hearing research* 231 (1-2), S. 42–53.

Chad Ruffin, M. D. <https://www.hearingtracker.com/cochlear-implants>: HearingTracker. Online verfügbar unter <https://www.hearingtracker.com/cochlear-implants>, zuletzt geprüft am 23.01.2023.

Cochlear Implant System | MED-EL Pro. Online verfügbar unter <https://www.medel.pro/systems/cochlear-implant-system>, zuletzt geprüft am 23.01.2023.

Dahm, M. C. (1998): Taubheit: Das Recht auf Gehörlosigkeit oder die Chance mit einem "cochlear implant" zu hören? Menschenbilder und Medizin in der Welt der Gehörlosen und in der Welt der Hörenden. In: *HNO* 46 (5), S. 524–528.

Digester, F. M.; Pogorzelski, J. P.; Hast, A.; Hessel, H.; Hoppe, U. (2011): Test-retest reliability of frequency discrimination in CI-listeners. In: *Cochlear implants international* 12 Suppl 1, S118–20.

Digester, Frank Michael; Hast, Anne; Wesarg, Thomas; Hessel, Horst; Hoppe, Ulrich (2012): Melody identification for cochlear implant users and normal hearers using expanded pitch contours. In: *European archives of oto-rhino-laryngology : official journal of the European Federation of Oto-Rhino-Laryngological Societies (EUFOS) : affiliated with the German Society for Oto-Rhino-Laryngology - Head and Neck Surgery* 269 (11), S. 2317–2326.

DIN EN ISO 7029:1984 (1992): Akustik - Luftleitungshörschwelle in Abhängigkeit von Alter und Geschlecht otologisch normaler Personen.. Genf. Unter Mitarbeit von M. Dorman (Bd. 27029).

Galvin, John J.; Fu, Qian-Jie; Nogaki, Geraldine (2007): Melodic contour identification by cochlear implant listeners. In: *Ear and hearing* 28 (3), S. 302–319.

Gfeller, Kate; Turner, Christopher; Mehr, Maureen; Woodworth, George; Fearn, Robert; Knutson, John F. et al. (2002a): Recognition of familiar melodies by adult cochlear implant recipients and normal-hearing adults. In: *Cochlear implants international* 3 (1), S. 29–53.

Gfeller, Kate; Witt, Shelley; Woodworth, George; Mehr, Maureen A.; Knutson, John (2002b): 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.

-
- Greenwood (1990): A Cochlear Frequency-position Function for Several Species-29 Years Later.
- Haumann, S. (2007): Diskrimination musikalischer Tonhöhen bei Patienten mit Kochleaimplantat. In: *HNO* 55, S. 613–619.
- Hessel, Horst (2014): Musikhören mit dem Cochlea-Implantat: Grenzen und Möglichkeiten. Cochlear Expertenreihe. Hannover: Cochlear Deutschland GmbH und Co. KG.
- Hoth, S.; Müller-Deile, J. (2009): Audiologische Rehabilitation von Kochleaimplantat-Trägern. In: *HNO* 57 (7), S. 635–648.
- Kang, Robert; Nimmons, Grace Liu; Drennan, Ward; Longnion, Jeff; Ruffin, Chad; Nie, Kaibao et al. (2009): Development and validation of the University of Washington Clinical Assessment of Music Perception test. In: *Ear and hearing* 30 (4), S. 411–418.
- Kong, Ying-Yee; Cruz, Rachel; Jones, J. Ackland; Zeng, Fan-Gang (2004): Music perception with temporal cues in acoustic and electric hearing. In: *Ear and hearing* 25 (2), S. 173–185.
- Krenmayr, Andreas; Visser, Daniel; Schatzer, Reinhold; Zierhofer, Clemens (2011): The effects of fine structure stimulation on pitch perception with cochlear implants. In: *Cochlear implants international* 12 Suppl 1, S70-2.
- Lenarz, Thomas (2017): Cochlear Implant – State of the Art. In: *Laryngo- rhino- otologie* 96 (S 01), S123-S151.
- Limb, Charles J.; Roy, Alexis T. (2014): Technological, biological, and acoustical constraints to music perception in cochlear implant users. In: *Hearing research* 308, S. 13–26.
- Luo, Xin; Masterson, Megan E.; Wu, Ching-Chih (2014): Melodic interval perception by normal-hearing listeners and cochlear implant users. In: *The Journal of the Acoustical Society of America* 136 (4), S. 1831–1844.
- McDermott, Hugh J. (2004): Music Perception with Cochlear Implants: A Review. In: *Trends in amplification* (Volume 8, Number 2).
- MED-EL: FineHearing™ Technologie Einen Schritt näher am natürlichen Hören. In: *FOCUS ON*.
- Mrowinski, Dieter; Scholz, Günther; Steffens, Thomas (2017): Audiometrie. Eine Anleitung für die praktische Hörprüfung. 5., aktualisierte und erweiterte Auflage. Stuttgart: Thieme.
- Neumann, Katrin; Keilmann*, Annerose; Rosenfeld, Jochen; Schönweiler, Rainer; Zaretsky, Yevgen; Kiese-Himmel, Christiane (2009): Sprachentwicklungsstörungen bei Kindern. In: *Kindheit und Entwicklung* 18 (4), S. 222–231.
- Nimmons, Grace L.; Kang, Robert S.; Drennan, Ward R.; Longnion, Jeff; Ruffin, Chad; Worman, Tina et al. (2008): Clinical assessment of music perception in cochlear implant listeners. In: *Otology & neurotology : official publication of the American Otological Society, American Neurotology Society [and] European Academy of Otology and Neurotology* 29 (2), S. 149–155.
- Nobbe, A., Krüger, B., Lesinski-Schiedat, A., Baumann, U.: Melodieerkennung bei Cochlea Implantat Trägern. In: *7. DGA Jahrestagung 2004*.
- Oxenham, Andrew J. (2008): Pitch perception and auditory stream segregation: implications for hearing loss and cochlear implants. In: *Trends in amplification* 12 (4), S. 316–331.

Pretorius, L. L.; Hanekom, J. J. (2008): Free field frequency discrimination abilities of cochlear implant users. In: *Hearing research* 244 (1-2), S. 77–84.

Shukor, Nor Farawaheeda Ab; Lee, Jihyeon; Seo, Young Joon; Han, Woojae (2021): Efficacy of Music Training in Hearing Aid and Cochlear Implant Users: A Systematic Review and Meta-Analysis. In: *Clinical and experimental otorhinolaryngology* 14 (1), S. 15–28.

The MED-EL Blog (2018): What is Triformance, and How Does it Work? Online verfügbar unter <https://blog.medel.com/de/was-versteht-man-unter-triformance-und-wie-funktioniert-sie/>, zuletzt geprüft am 02.02.2022.

Wang, Wuqing; Zhou, Ning; Xu, Li (2011): Musical pitch and lexical tone perception with cochlear implants. In: *International journal of audiology* 50 (4), S. 270–278.

Www.medicalgraphics.de: Mittelohr, Außenohr und Innenohr - Kostenlose Illustration/Free Illustration. Online verfügbar unter <http://www.medicalgraphics.de/kostenlose-bilder/organe/mittelohr-aussenohr-innenohr.html>, zuletzt geprüft am 23.01.2023.

8 Thesen

Aus der Universitätsklinik und Poliklinik für Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde, Kopf-und

Hals-Chirurgie der Medizinischen Fakultät der Martin-Luther-Universität Halle-
Wittenberg

(Direktor: Prof. Dr. med. habil. Stefan Plontke)

Thesen der Dissertation

Einfluss von Frequenzbändern auf die Tonhöhendiskrimination bei Cochlea-Implantat-Trägern

Dissertation

zur Erlangung des akademischen Grades

Doktor der Medizin (Dr. med.)

vorgelegt

der Medizinischen Fakultät

der Martin-Luther-Universität Halle Wittenberg

von Reyhan Altindal

geboren am 01.09.1991 in Weinheim

Betreuer: Prof. Dr. Torsten Rahne

1. Eine Diskrimination von Sinustonpaaren, bei denen die Frequenzen beider Töne innerhalb einer Elektrode liegen, ist für CI-Träger möglich.
2. Die Bandgrenzen beeinflussen nicht die Tonhöhendiskrimination. Bei der Testung der Diskrimination von Tonpaaren, bei denen die Frequenzen direkt an den Bandgrenzen von zwei benachbarten Elektroden liegen, kommt es nicht zu einer sprunghaften Besserung der Diskriminationsfähigkeit.
3. Eine höhere Elektrodenanzahl würde die Diskriminationsfähigkeit nicht verbessern.
4. Zur sicheren Unterscheidung von zwei verschiedenen Sinustönen ist für CI-Träger ein Abstand von mindestens 2 Halbtönen notwendig.
5. Ohne rhythmische Elemente ist das Erkennen von Liedern für CI-Träger schwierig.
6. Ein Tonartwechsel eines Musikstückes führt zu einer Änderung der Abfolge an stimulierten Elektroden. Bei der ACE-Gruppe kommt es zu einer signifikant besseren Erkennungsrate für die Intervallfolgen, wenn sich der Wechsel an stimulierten Elektroden erhöht.

9 Anhänge

9.1 Selbstständigkeitserklärung

Ich erkläre an Eides statt, dass ich die Arbeit selbständig und ohne fremde Hilfe verfasst habe. Alle Regeln der guten wissenschaftlichen Praxis wurden eingehalten, es wurden keine anderen als die von mir angegebenen Quellen und Hilfsmittel benutzt und die den benutzten Werken wörtlich oder inhaltlich entnommenen Stellen als solche kenntlich gemacht.

9.2 Erklärung über frühere Promotionsversuche

Ich erkläre, dass ich mich an keiner anderen Hochschule einem Promotionsverfahren zur Erlangung des akademischen Grades Dr. med. unterzogen bzw. eine Promotion begonnen habe.

Ich erkläre, die Angaben wahrheitsgemäß gemacht und die wissenschaftliche Arbeit an keiner anderen wissenschaftlichen Einrichtung zur Erlangung des akademischen Grades eingereicht zu haben.

9.3 Veröffentlichungen und Kongressbeiträge

Wagner, L., **Altindal, R.**, Plontke, S. K. and Rahne, T. (2021): Pure tone discrimination with cochlear implants and filter-band spread. – *Scientific Reports* **11**.

Reyhan Altindal, Luise Wagner, Stefan Plontke, Torsten Rahne: “Einfluss der Frequenz-Elektroden-Zuordnung auf die Tonhöhendiskrimination bei Cochlea-Implantat-Trägern“, Tagungsband DGA, 21. Jahrestagung in Halle

- | | |
|---------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| 11/2018 | 5. Forschungstag der Universitätsmedizin Halle, Poster
<i>Liedererkennung bei Cochlea-Implantat-Trägern</i> |
| 05/2018 | 89. Jahresversammlung der Deutschen Gesellschaft für Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde, Kopf- und Hals-Chirurgie, Lübeck, Poster
<i>Einfluss der Frequenz-Elektroden-Zuordnung auf die Tonhöhendiskrimination bei Cochlea-Implantat-Trägern</i> |
| 02/2018 | 21. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Audiologie (DGA), Halle, Vortrag
<i>Einfluss der Frequenz-Elektroden-Zuordnung auf die Tonhöhendiskrimination bei Cochlea-Implantat-Trägern</i> |
| 11/2017 | 4. Kongress für Doktorandinnen und Doktoranden der Medizinischen Fakultät der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg, Vortrag
<i>Einfluss der Frequenz-Elektroden-Zuordnung auf die Tonhöhendiskrimination von Cochlea-Implantat-Trägern</i> |

9.4 Danksagung

Zuallererst möchte ich Herrn Prof. Stefan Plontke sowie Herrn Prof. Torsten Rahne für die Möglichkeit der Promotion in der HNO des Universitätsklinikums Halle (Saale) danken. Herrn Prof. Plontke danke ich sehr für die ständige Motivation, für seine ansteckende Begeisterung für das Fachgebiet HNO, sowie die Ermöglichung meiner Teilnahme an verschiedenen Kongressen und Kursen, die mir sowohl bei der Erstellung dieser Arbeit als auch für meine Facharztweiterbildung sehr hilfreich waren.

Herrn Prof. Rahne und Frau Dr. Luise Wagner danke ich sehr für die große Unterstützung und ständige Erreichbarkeit, sowohl bei der Durchführung der Experimente, als auch bei Erstellen von Publikationen und Kongressvorträgen.

Weiterhin danke ich allen Probanden, die sich für die Durchführung der Messungen bereit erklärt haben.

Schließlich danke ich meiner Familie und meinen Freunden, insbesondere meinen Eltern, deren uneingeschränkte Unterstützung mir sowohl diese Arbeit als auch meinen beruflichen Werdegang ermöglicht hat.