



**Bachelorarbeit des Studiengangs  
Hörakustik / Audiologie**

---

**Frequenzunterscheidung von  
Cochlea-Implantat-Nutzern im Bereich  
der Grundfrequenz der eigenen  
Stimme im Vergleich zu den Filter-  
frequenzen des Audioprozessors**

Zugelassene Abschlussarbeit des Studiengangs Hörakustik / Audiologie  
zur Erlangung des akademischen Grades Bachelor of Science

vorgelegt von  
**Luisa, Veits**

Tag der Einreichung:

18.07.2022

Erstbetreuer: Prof. Dr. med. Annette Limberger

Zweitbetreuer: Univ.-Prof. Dr.-Ing. Tobias Rader

## Erklärung

Ich versichere hiermit, dass ich die vorliegende Bachelorarbeit selbstständig und ohne fremde Hilfe angefertigt und keine andere als die angegebene Literatur benutzt habe. Alle von anderen Autoren wörtlich übernommenen Stellen wie auch die sich an die Gedankengänge anderer Autoren eng anlehnenden Ausführungen meiner Arbeit sind besonders gekennzeichnet. Diese Arbeit wurde bisher in gleicher oder ähnlicher Form keiner anderen Prüfungsbehörde vorgelegt und auch nicht veröffentlicht.

---

Ort, Datum

---

Unterschrift

## Abstract

Personen mit Cochlea-Implantaten haben Probleme bei Aufgaben zur Tonhöhenwahrnehmung. In dieser Studie soll untersucht werden, inwiefern bestimmten individuelle Frequenzen besser wahrgenommen werden als andere. Die erste zu untersuchende Frequenz ist die Grundfrequenz der eigenen Stimme, weil zur Kontrolle der Prosodie das Hören der eigenen Grundfrequenz wichtig ist. Daher wird vermutet, dass die Frequenzauflösung in diesem Frequenzbereich besser trainiert ist.

Weitere individuelle Frequenzen sind die der Implantat-Einstellung: Die Frequenz der nächstgelegenen Elektrode und die Frequenz in der Mitte zwischen zwei benachbarten Elektroden. Mit einem 2AFC (3-down/1-up) und einem 3AFC (2-down/1-up) adaptiven Test wird der relative gerade wahrnehmbare Unterschied ermittelt. Dafür werden 19 Personen mit bilateraler Cochlea-Implantat-Versorgung, neun Personen mit einer bimodalen Versorgung, eine Person mit elektrisch-akustischer Übertragung sowie zwölf Normalhörende als Kontrollgruppe gemessen.

Es stellt sich heraus, dass es keinen signifikanten Unterschied zwischen den drei Frequenzen in allen drei Versorgungsmodalitäten gibt. Die Normalhörenden sind erwartungsgemäß signifikant besser als die bilaterale und die bimodale Gruppe. Die mittlere Tonhöhe der eigenen Stimme ist in der Gruppe der Normalhörenden und der bilateral Versorgten identisch.

Es zeigt sich in der Korrelationsanalyse, dass es in der Gruppe der bimodal Versorgten einen Zusammenhang zwischen dem relativen Frequenzauflösungsvermögen und dem Alter sowie bei den Normalhörenden zwischen dem Auflösungsvermögen und der Höhe der Frequenz gibt. Die Dauer der Schwerhörigkeit liefert keinen Zusammenhang mit dieser Fähigkeit.

Ein Vergleich der Ergebnisse mit der 2AFC-Methode mit der 3AFC-Methode liefert keinen signifikanten Unterschied.

## **Vorwort**

Die vorliegende Arbeit ist in Zusammenarbeit mit dem LMU-Klinikum Großhadern entstanden. Mein besonderer Dank geht an Herrn Univ.-Prof. Dr.-Ing. Tobias Rader, der mir nach einem Praktikum in der HNO-Abteilung des Klinikums angeboten hat, über dieses Thema meine Bachelorarbeit zu schreiben und das ganze für mich organisiert und ermöglicht hat und für jede Frage eine Antwort wusste. Vielen Dank auch an Frau Prof. Dr. med. Annette Limberger für die Betreuung und die vielen hilfreichen Tipps. Mein Dank geht ebenso an alle Mitarbeiter der Klinik, die mich bei der Suche nach Probanden unterstützt haben und sich dafür eingesetzt haben, dass ich alle Messungen durchführen konnte. Und zum Schluss ein Dankeschön an alle Probanden, die mich freiwillig unterstützt haben.

Für eine bessere Lesbarkeit wird in dieser Bachelorarbeit auf die einzelne Verwendung der Sprachformen männlich, weiblich und divers verzichtet. Sämtliche Personenbezeichnungen gelten gleichermaßen für alle Geschlechter.

---

# Inhaltsverzeichnis

<b>Erklärung</b> .....	<b>I</b>
<b>Abstract</b> .....	<b>II</b>
<b>Vorwort</b> .....	<b>III</b>
<b>Inhaltsverzeichnis</b> .....	<b>IV</b>
<b>Formelzeichen</b> .....	<b>VI</b>
<b>1 Einleitung</b> .....	<b>1</b>
<b>2 Material und Methoden</b> .....	<b>6</b>
2.1 Physiologie des Ohres .....	6
2.2 Tonhöhenempfindung .....	7
2.3 Hörstörungen .....	8
2.3.1 Schalleitungsschwerhörigkeit .....	8
2.3.2 Schallempfindungsschwerhörigkeit .....	8
2.4 Versorgungsformen .....	9
2.5 Versorgungsmodalitäten .....	10
2.6 Probanden .....	11
2.7 Versuchsaufbau .....	15
2.8 Prozedur .....	16
2.8.1 Sprachaufnahme .....	16
2.8.2 JND-Messung mit der 2AFC-Methode .....	16
2.8.3 JND-Messung mit der 3AFC-Methode .....	17
2.9 Stimuli .....	17
2.10 Statistische Auswertung .....	18
<b>3 Ergebnisse</b> .....	<b>20</b>
3.1 Prüfung auf Normalverteilung .....	20
3.2 Vergleich der 2AFC- und 3AFC-Methode .....	20
3.3 Vergleich der Messfrequenzen nach Versorgungsmodalitäten .....	22
3.3.1 Bilaterale Versorgung .....	22

---

3.3.2 Normalhörende.....	23
3.3.3 Bimodale Versorgung.....	24
3.3.4 Elektrisch-akustische Stimulation .....	25
3.4 Vergleich der Versorgungsmodalitäten .....	25
3.5 Korrelationen .....	26
3.5.1 Stimmhöhe .....	26
3.5.2 Alter .....	27
3.5.3 Höhe der Frequenz .....	29
3.5.4 Dauer der Schwerhörigkeit.....	30
<b>4 Diskussion .....</b>	<b>31</b>
<b>5 Schlussfolgerung und Ausblick.....</b>	<b>35</b>
<b>Literaturverzeichnis.....</b>	<b>36</b>
<b>Anhang.....</b>	<b>40</b>

---

## Formelzeichen

Größe	Einheit	Bedeutung
Frequenz	Hz	Hertz
Pegel	dB <sub>SPL</sub>	Dezibel Sound Pressure Level
Pegel	dB <sub>HL</sub>	Dezibel Hearing Level
Zeit	ms	Millisekunde

# 1 Einleitung

Personen mit einer Gehörlosigkeit oder einer an Taubheit grenzender Schwerhörigkeit kann mithilfe von Cochlea-Implantaten (CI) das Hören und Sprachverstehen ermöglicht werden, wenn die Verstärkung von Hörgeräten (HG) nicht mehr ausreicht (Lenarz, 2017). Als Grenzwert gilt heute für postlingual ertaubte Personen ein Sprachverstehen von  $\leq 60\%$  mit HGs im Freiburger Einsilbertest bei 65 dB<sub>SPL</sub> (Deutsche Gesellschaft für Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde, Kopf- und Hals-Chirurgie e.V., 2020). Für prälingual gehörlose sowie perilingual ertaubte und resthörige Kinder macht eine Hörschwelle von über 70 dB<sub>HL</sub> im mittleren Frequenzbereich von 250-4000 Hz die Indikation aus (Deutsche Gesellschaft für Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde, Kopf- und Hals-Chirurgie e.V., 2020).

Ein CI ist eine aktive implantierbare Innenohr-Hörprothese, die über ein Mikrofon akustische Signale aufnimmt. Über einen externen Audioprozessor wird das akustische Signal in ein elektrisches umgewandelt und transkutan über Induktion auf das Implantat und an die intracochleären Elektroden übertragen. Der Hörnerv leitet anschließend elektrische Impulse an das Gehirn weiter (Dhanasingh und Hochmair, 2021). Mit einem CI werden im Vergleich zu einem normalhörenden Ohr weniger Informationen übertragen, da die Signalverarbeitung das Signal komprimiert, filtert, und die zeitliche Einhüllende (Zhang et al., 2019) sowie in den neueren Verarbeitungsstrategien die zeitliche Feinstruktur der tiefen Frequenzen überträgt (Dhanasingh und Hochmair, 2021). Außerdem wird die Wahrnehmung durch die geringe Anzahl von 12 bis 22 Stimulations-elektroden im Vergleich zu den verfügbaren Haarzellen am normalhörenden Ohr limitiert; eine größere Anzahl an Elektroden würde allerdings zu Interaktionen zwischen den Kanälen führen (Zhang et al., 2019).

Trotz dieser Einschränkungen in der Auflösung erreichen CI-Patienten meistens ein gutes Sprachverstehen in ruhiger Umgebung (Goehring et al., 2021). In den ersten drei Monaten nach Implantation ergibt sich eine signifikante Verbesserung im Sprachverstehen und eine leichte Verbesserung in den ersten fünf Jahren (Gfeller et al., 2010). Dennoch gibt es weiterhin Probleme in der Musikwahrnehmung, die Tonhöhe, Melodie und Klangfarbe betreffend (Gfeller et



al., 2010). Die meisten CI-Träger haben ebenfalls schlechtere Ergebnisse bei Aufgaben der Satzbetonung, obwohl sie Männer- und Frauenstimmen sowie Fragen und Aussagen ähnlich gut unterscheiden können wie Normalhörende (Meister et al., 2009). Dabei hat bei elektrisch-akustischer Stimulation (EAS) die Pegelinformation einen stärkeren Einfluss auf das Sprachverstehen als die Frequenzinformation (Rader et al., 2017).

Die Einschränkung des Hörens hat ebenso einen Einfluss auf die Wahrnehmung der eigenen Stimme, was zu Veränderungen dieser führen kann. Yamazaki et al. (2022) untersuchten die Sprachprosodie, Betonung und Intonation – diese betrifft die Grundfrequenz (F0) und die Lautstärke – von Kindern, die von Geburt an taub waren. Bei einer Messung, in der Vokale nachgesprochen werden sollten, hatten sowohl die früh als auch die später implantierten Kinder signifikante Schwankungen in der Tonhöhe und dem Pegel (Yamazaki et al., 2022). Bei einer weiteren Betrachtung der Sprachprosodie, in diesem Fall von postlingual ertaubten CI-Trägern und Normalhörenden (NH), wurde die Fabel „Der Nordwind und die Sonne“ vorgelesen und aufgenommen. Die Auswertung ergab einen signifikanten Unterschied zwischen den CI-Trägern und den NH in Sprechgeschwindigkeit und Rhythmus: Die CI-Träger lasen langsamer, hatten einen geringeren Anteil stimmhafter Segmente und eine größere Variabilität im Rhythmus. Bei F0 wurde kein Unterschied zwischen den CI-Trägern und den NH festgestellt (Arias-Vergara et al., 2022). Dies ist anders im Vergleich zu älterer Literatur, in der von tieferen F0 bei CI-Trägern berichtet wurde (Gautam et al., 2019; Ubrig et al., 2011).

Mithilfe von psychoakustischen Messungen (Kühner et al., 2012) können Erkenntnisse gewonnen werden, die grundlegende Mechanismen in der Sprachwahrnehmung offenlegen können (Zhang et al., 2019). Mögliche psychoakustische Messmethoden sind Aufgaben zur Tonhöhenunterscheidung oder Frequenzeinstufung (Ahmed, 2018; Gaudrain und Başkent, 2018; Gfeller et al., 2002; Laneau et al., 2004; Looi und Radford, 2011; Ping et al., 2012; Wang et al., 2011; Wei et al., 2007). In diesen Studien wurde ein signifikanter Unterschied in der Tonhöhenwahrnehmung zwischen NH und bilateral versorgten CI-Trägern (BLV) ermittelt. Mit adaptiven Testverfahren lassen sich die differentiellen Wahrnehmbarkeitsschwellen („just-noticeable difference“ - JND)

verschiedener Signale ermitteln. Dabei wird in der Literatur von Tests mit sowohl zwei als auch drei oder vier Antwortmöglichkeiten berichtet. Der Vergleich eines 2-Alternative-Forced-Choice (2AFC)-Test (3-down/1-up) mit einem 3AFC-Test (2-down/1-up) bezüglich Lautstärken liefert in der Literatur keine Unterschiede, obwohl aufgrund der Berechnung der erwarteten Werte bessere Ergebnisse für den 3AFC-Test vermutet wurden (Kollmeier et al., 1988).

Absolute JNDs ergaben sich bei Wei et al. (2007) mit 90 bis 100 Hz bei Frequenzen von 250 bis 2000 Hz. Dies entsprach relativen JNDs von 36 % bei 250 Hz und 5 % bei 2000 Hz. Nobbe et al. (2007) berichteten von besseren relativen JNDs mit 8,8 % bis 11,2 % in den tiefen Frequenzen, während Gfeller et al. (2002) eine große Variabilität mit relativen JNDs von 2 % bis 100 % feststellten. Eine große Streuung von Personen, die gute Ergebnisse in den Tests erzielten, bis zu einer kompletten Unfähigkeit, wurde bei mehreren Studien ermittelt. Bei Wang et al. (2011) konnten mehrere Personen 24 Halbtöne nicht unterscheiden, während bei Fujita und Ito (1999) ein paar Personen 12 Halbtöne nicht zu 80 % unterscheiden konnten. Kenway et al. berichteten 2015 von demselben Problem.

Unterschiede zwischen den verschiedenen Frequenzen waren in anderen Studien nicht signifikant (Zhang et al., 2019) oder sehr unterschiedlich zwischen den Teilnehmern (Nobbe et al., 2007). Tendenziell werden aber höhere Frequenzen besser unterschieden (Gfeller et al., 2007; Kenway et al., 2015; Laneau et al., 2004). Korrelationen der JNDs mit dem Alter, dem Beginn der Gehörlosigkeit, der Erfahrung mit HGs und der Dauer der CI-Nutzung sind nicht gegeben (Kenway et al., 2015; Looi und Radford, 2011; Wang et al., 2011). Die Literatur ist sich bezüglich einer Korrelation der JNDs mit der Dauer der Taubheit uneinig. Chari et al. (2019), Kenway et al. (2015) und Wang et al. (2011) berichteten von keiner Korrelation, während Kang et al. (2009), der JNDs für komplexe Töne ermittelte, eine Korrelation feststellte. Ebenfalls keinen Einfluss hatte die musikalische Ausbildung und die Häufigkeit des Musikhörens (Chari et al., 2019) wie auch die Marke und das Modell der CIs (Gfeller et al., 2010; Kang et al., 2009). Eine Unterscheidung nach prälingual und postlingual Ertaubten ergab gleichermaßen keinen signifikanten Unterschied (Wei et al., 2007). Das Sprachverstehen hingegen korrelierte mit dem JND, da Personen mit

---

einem besseren Sprachverständnis etwas besser in Tests zur Tonhöhenwahrnehmung abschneiden (Kenway et al., 2015; Zhang et al., 2019).

NH haben signifikant bessere Ergebnisse als bilateral Versorgte (BLV) bei Messungen der JNDs mit Sinustönen: Sie erreichen einen absoluten Wert von 1,95 Halbtönen bei einer mittleren Frequenz von 242 Hz (Gaudrain und Başkent, 2018) bzw. einen Wert von weniger als einem Viertel Halbtonschritt bei 250 Hz mit einem 2-AFC adaptiven Test (Rader et al., 2011). Gfeller et al. (2002) berichteten von einem relativen JND von unter 1 % im Frequenzbereich von 200 Hz bis 3200 Hz.

Eine weitere Personengruppe sind die bimodal versorgten Patienten (BMV), die eine Kombination aus HG und CI tragen. Aufgrund der beiden unterschiedlichen Geräte und Übertragungswege kann es Probleme geben, wenn das akustische und das elektrische Hören nicht zusammenpassen. Außerdem kann es bei eingeschränktem Resthörvermögen Verzerrungen geben. Diese können aufgrund der im HG erheblichen akustischen Verstärkung oder physiologisch bedingt im geschädigten Ohr entstehen (El Fata et al., 2009).

Im Verstehen von Wörtern, Konsonanten und Sätzen sind Personen der Versorgungsmodalität BMV trotzdem besser als BLV (Dorman et al., 2008; Kong et al., 2005) sowie im Unterscheiden von Melodien (Cheng et al., 2018; Cullington und Zeng, 2011; Dorman et al., 2008; Gfeller et al., 2010; Kong et al., 2005). El Fata et al. (2009) hingegen berichteten nur bei einer Subgruppe mit gutem Restgehör auf dem mit dem HG versorgten Ohr von einer verbesserten Musikwahrnehmung, wenn man mit der Wahrnehmung der beiden Ohren einzeln vergleicht. In einem Test, in dem gesungene Vokale mit einem Frequenzabstand von einer ganzen, halben oder viertel Oktave unterschieden werden sollen, ergibt sich kein signifikanter Unterschied zwischen BLV und BMV, jedoch ein signifikanter Unterschied beider Gruppen zu den NH (Looi und Radford, 2011). Außerdem empfinden BMV Musik angenehmer mit Geräten in beiden Ohren als über jedes Ohr allein (El Fata et al., 2009).

Ein Spezialfall der bimodalen Versorgung ist die mit einem HG und einem EAS-System. Beim Unterscheiden von Tonhöhen ergibt sich bei Gfeller et al. (2007) für Personen mit EAS-System ein ähnliches Ergebnis wie für NH, während

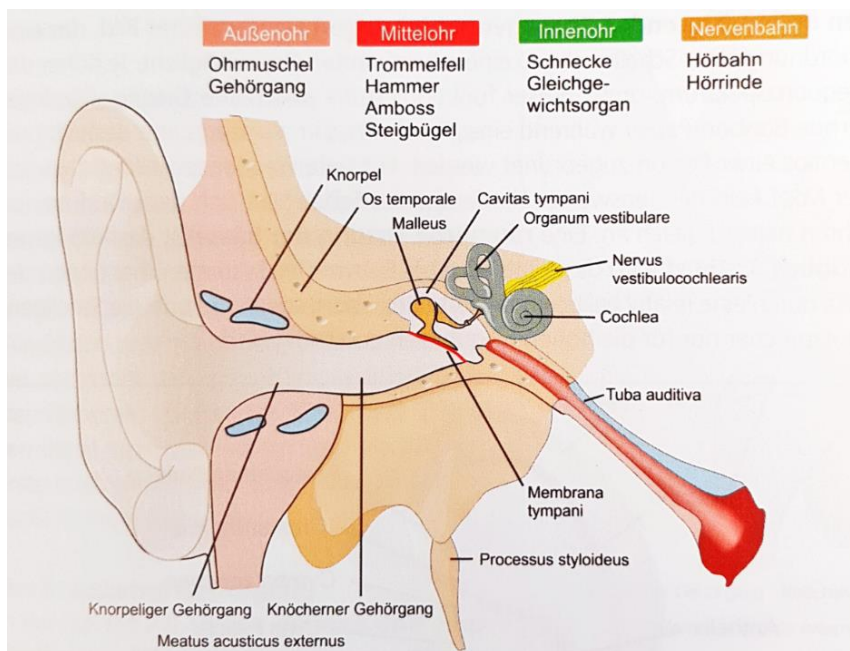
Rader et al. (2011) bei einer mittleren Frequenz von 250 Hz von einer Tonhöhenunterscheidung von ein bis zwei Halbtönen berichteten. Bei dieser Messung schneidet diese Versorgungsmodalität schlechter ab als NH, aber besser als Personen mit CI. Höhere Frequenzen werden allerdings ein wenig schlechter unterschieden als die tiefen Frequenzen, die akustisch übertragen werden (Gfeller et al., 2007). Außerdem wird davon berichtet, dass sich bei Personen mit EAS-System die elektrische und akustische Tonhöhe eher aneinander anpassen als bei BLV (Reiss et al., 2015).

Im Gegensatz zur bisherigen Literatur wird nun ein anderer Ansatz gewählt. Es sollen nicht die JNDs von festen mittleren Frequenzen gemessen und miteinander verglichen werden, sondern von individuellen mittleren Frequenzen. Die erste Frequenz, bei der eine verbesserte Frequenzunterscheidung vermutet wird, ist die Grundfrequenz der eigenen Stimme. Grund für die Vermutung sind das häufige Hören dieser Frequenz sowie die niedrigen Frequenzunterschiede der Sprache. F0 hat eine Standardabweichung von 2,1 bis 4,8 Halbtönen (Traunmüller und Anders, 1991). Auch Fragen und Aussagesätze variieren in F0. Bei Fragen sinkt F0 anfangs und steigt gegen Ende stark an, während F0 bei Aussagen stetig sinkt (Patel und Grigos, 2006). Bei Fragen gibt es bei 11-jährigen Kindern mit einer F0 von ca. 200 Hz einen Frequenzunterschied von ca. 40 Hz, während es bei Aussagen nur 30 Hz ausmacht (Patel und Grigos, 2006). Weitere individuelle Frequenzen, die verbessertes Unterscheidungsvermögen ermöglichen könnten, sind die der individuellen Einstellung der CIs: Die Frequenz, die direkt bei einer Elektrode gespielt wird („Elektrodenmitte“ - EM) wird mit der Frequenz, die mittig zwischen zwei Elektroden liegt („Elektrodenrand“ - ER), verglichen. Um zusätzlich einen verbesserten Vergleich zu F0 zu haben, werden die zu F0 nächstgelegene EM und ER gewählt.

## 2 Material und Methoden

### 2.1 Physiologie des Ohres

Wie in Abbildung 1 zu erkennen ist, besteht das menschliche Ohr aus dem äußeren Ohr, dem Mittelohr, dem Innenohr und den Nervenbahnen (Ulrich und Hoffmann, 2019, S. 11). Das Außenohr wird durch das Trommelfell vom Mittelohr abgegrenzt und das ovale Fenster grenzt dieses wiederum vom Innenohr ab (Kompis, Martin, 2009, S. 26).



**Abbildung 1: Das Hörorgan (Ulrich und Hoffmann, 2019, S. 11)**

Zum Außenohr gehören die Ohrmuschel und der äußere Gehörgang, welche den Schall aufnehmen und verstärken (Kompis, Martin, 2009, S. 26).

Im Mittelohr wird der Schall über das schwingende Trommelfell an die Gehörknöchelchen Hammer, Amboss und Steigbügel weitergegeben und durch deren Bewegung wird die akustische Impedanz angepasst, indem der Druck auf das ovale Fenster 22-fach erhöht wird (Kompis, Martin, 2009, S. 27 f.).

Das Innenohr besteht aus der Cochlea, auch bekannt als die Hörschnecke, den drei Bogengängen und dem Vorhof. Die Cochlea bildet einen wichtigen Bestandteil der Schallverarbeitung, während die Bogengänge und der Vorhof für

das Gleichgewicht zuständig sind (Ganz und Jahnke, 1996, S. 5 ff.). Der Querschnitt der Cochlea wird durch die Reissner-Membran und die Basilarmembran in drei Etagen geteilt. Der unterste Bereich, die Scala Vestibuli, grenzt an das ovale Fenster und ist mit der oberen Etage, der Scala Tympani, verbunden (Ganz und Jahnke, 1996, S. 6). Beide enthalten eine natriumreiche Flüssigkeit, die Perilymphe genannt wird (Kompis, Martin, 2009, S. 29). Die Scala Tympani grenzt wiederum am runden Fenster an die Paukenhöhle an (Ganz und Jahnke, 1996, S. 6). Der Bereich dazwischen wird Scala Media genannt und enthält Endolymphe, die reich an Kalium ist (Kompis, Martin, 2009, S. 29). Die Basilarmembran trennt die Scala Media von der Scala Vestibuli (Ganz und Jahnke, 1996, S. 6).

Der Druck auf das ovale Fenster bringt die Endolymphe sowie die Perilymphe und damit ebenfalls die Basilarmembran zum Schwingen. Die Schwingung wird durch die äußeren Haarzellen aktiv verstärkt, wodurch die inneren Haarzellen, die sich auf der Basilarmembran befinden, ausgelenkt werden (Kompis, Martin, 2009, S. 32). Dies führt zu Aktionspotentialen, die als elektrisches Signal den Hörnerv reizen (Kompis, Martin, 2009, S. 32).

## 2.2 Tonhöhenempfindung

Für die Unterscheidung von Frequenzen gibt es mehrere Theorien, die nebeneinander existieren können.

Die Theorie der Wanderwelle erklärt, wie sich die Basilarmembran bei Anregung bewegt. Diese Bewegung ist wellenförmig und die Membran bildet durch die aktive Verstärkung der äußeren Haarzellen eine Resonanzstelle, die sich für jede Frequenz an einer anderen Stelle der Basilarmembran befindet (Ganz und Jahnke, 1996, S. 11). Die höheren Frequenzen werden in der Nähe des ovalen Fensters und die tiefen Frequenzen an der Schneckenspitze verarbeitet (Kompis, Martin, 2009, S. 31). Dieses Prinzip wird als Ortstheorie bezeichnet (Hellbrück and Ellermeier, 2004, S. 117 f.).

Die Salventheorie erweitert die Ortstheorie: Die Basilarmembran schwingt in der gleichen Frequenz wie das anregende Signal (Hellbrück and Ellermeier, 2004, S. 118 f.). Somit wird unterschiedlich häufig ein Aktionspotential abgefeuert und

über den Hörnerven an das Gehirn weitergeleitet und liefert damit einen zweiten, zeitlichen Hinweis auf die Tonhöhe (Hellbrück and Ellermeier, 2004, S. 188 f.). Da die Nervenfasern aber durch die benötigte Erholungszeit zwischen zwei Aktionspotentialen nur Frequenzen bis 1000 Hz wiedergeben könnten, wird davon ausgegangen, dass mehrere Nervenfasern für einen Ton zuständig sind und abwechselnd Reize abfeuern (Hellbrück and Ellermeier, 2004, S. 118 f.).

Die dritte Information zur Tonhöhe bietet die Phase, in der die Basilarmembran ausgelenkt wird (Oxenham, 2008). Diese ist vor allem in den Frequenzen unter 1000 Hz von Bedeutung, da die Auslenkung der Basilarmembran zu breit für die Ortstheorie ist (Hellbrück and Ellermeier, 2004, S. 119 f.).

## **2.3 Hörstörungen**

Es gibt drei Arten an Hörstörungen: Die Schallleitungsschwerhörigkeit (SLS), die Schallempfindungsschwerhörigkeit (SES) und die kombinierte Schwerhörigkeit, die sowohl einen Anteil an SLS als auch SES aufweist.

### **2.3.1 Schallleitungsschwerhörigkeit**

Die SLS zeichnet sich dadurch aus, dass eine mangelhafte Schallübertragung bis zum Innenohr vorliegt. Das heißt, dass es im Bereich des Gehörgangs oder des Mittelohres ein mechanisches Problem gibt, das die Schallübertragung verhindert (Kompis, Martin, 2009, S. 65). Mögliche Ursachen sind eine Gehörgangsatresie, Otosklerose, Unfälle, bei denen das Trommelfell und manchmal auch das Mittelohr verletzt wurde oder eine Mittelohrentzündung (Kompis, Martin, 2009, S. 66).

### **2.3.2 Schallempfindungsschwerhörigkeit**

Bei der SES liegt eine Störung im Innenohr oder im Bereich des Hörnervs vor, wobei die Innenohrschwerhörigkeit häufiger auftritt (Kompis, Martin, 2009, S. 72). Die Innenohrschwerhörigkeit entsteht durch eine Schädigung der inneren Haarzellen, die entweder angeboren oder erworben sein kann. Sie kann z.B. durch Infektionen, ototoxische Medikamente, einen Hörsturz oder im Laufe des Alters (Altersschwerhörigkeit) entstehen (Kompis, Martin, 2009, S. 73 ff.).

## 2.4 Versorgungsformen

Die SLS kann je nach Ursache und Ort der Störung entweder durch eine Operation oder durch Hörhilfen verbessert werden. Es gibt für die SLS die Option, ein HG zu tragen oder in manchen Fällen ist ein Knochenleitungs-HG oder ein knochenverankertes HG sinnvoll (Kompis, Martin, 2009, S. 78).

Bei der SES sind die Möglichkeiten, um das Hören zu verbessern, etwas eingeschränkter. Das Hören ist bei Defekten im Bereich des Hörnervs nicht optimierbar, aber bei Innenohrschwerhörigkeiten kann durch ein HG geholfen werden (Kompis, Martin, 2009, S. 78). Wenn die Verstärkung allerdings für den Grad an Scherhörigkeit nicht mehr ausreicht, bleibt nur noch die Option einer implantierten Hörhilfe, z.B. eines CIs (Lenarz, 1998, S. 122).



**Abbildung 2: Lage eines CIs mit Spule und Elektroden im Ohr (Lenarz, 2017)**

Wie in Abbildung 1 zu erkennen ist, liegen bei einem CI die Elektroden intracochleär in der Hörschnecke (Looi, 2008). Der Empfänger samt Spule liegt unter der Haut etwas oberhalb der Ohrmuschel und besteht aus einem Magnet, einer Antenne und einer Elektrode (Looi, 2008). Er dekodiert das Signal aus dem Prozessor und wandelt es in elektrische Stromimpulse um, die über die Elektroden wiedergegeben werden (Looi, 2008). Die Implantate der Firma MED-EL (Elektromedizinische Geräte Gesellschaft m.b.H, Innsbruck, Austria), die in dieser Arbeit im Vordergrund stehen, haben zwölf Elektroden - die der Firma Cochlear (Cochlear Deutschland GmbH & Co. KG, Hannover) 22. Dabei gibt es



verschiedene Verarbeitungsstrategien: Bei der neuesten Strategie von MED-EL namens FS4 wird im Gegensatz zur CIS-Strategie nicht nur die Hüllkurve übertragen, sondern ebenfalls die Feinstrukturinfos der vier apikalsten Elektroden (Dhanasingh und Hochmair, 2021). Bei FSP wird die Feinstruktur nur zwischen 70 und 350 Hz hinzugefügt (Dhanasingh und Hochmair, 2021). Cochlear verwendet die Strategie ACE, bei der die Kanäle der höchsten Eingangsamplituden stimuliert werden. Dieses Prinzip nennt sich n-aus-m Strategie und ist im Fall von ACE 8-aus-22 aufgrund der 22 Elektroden bei Implantaten der Firma Cochlear.

## 2.5 Versorgungsmodalitäten

Eine bilaterale Versorgung zeichnet sich durch die Verwendung von CIs an beiden Ohren aus. Durch diese Art der Versorgung kann das Sprachverstehen im Vergleich zur einseitigen CI-Versorgung hochsignifikant verbessert werden (Müller-Deile, 2009, S. 168). Sogar wenn der Nutzschaall und der Störschaall von vorne kommen, bietet die bilaterale Versorgung einen signifikanten Vorteil, obwohl beide Ohren die gleichen Informationen bekommen. Dieser Effekt wird als binaurale Redundanz bezeichnet (Müller-Deile, 2009, S. 167).

Im Gegensatz zur bilateralen steht die bimodale Versorgung. Bei dieser trägt der Patient auf einem Ohr ein CI und auf dem anderen ein HG (Kießling et al., 2018, S. 202). Die Erkenntnis, dass die Unterschiede der Wahrnehmung kein großes Problem für die Verarbeitung im Gehirn darstellen, wurde Ende 1990 erlangt (Kießling et al., 2018, S. 202). Das HG wird nicht als störend empfunden, sondern als Ausweitung des Klangs in den tiefen Frequenzen (Müller-Deile, 2009, S. 149), wodurch ein verbessertes Sprachverstehen in Ruhe und im Störgeräusch und in Einzelfällen im Richtungshören erreicht wird (Kießling et al., 2018, S. 202). Grund für die Verbesserung sind interaurale Pegelunterschiede und eine verbesserte Übertragung der Feinstruktur bezüglich der Tonhöhen (Kießling et al., 2018, S. 202). Die Tonhöhenempfindung kann bei bimodal Versorgten verzerrt wirken aufgrund der unterschiedlichen Informationen des CIs und des HGs, kann allerdings durch Übung kompensiert werden (Kießling et al., 2018, S. 204).

## 2.6 Probanden

Gemessen wurden 21 Personen aus der Gruppe der BLV, von denen 9 männlich und 13 weiblich waren. Das Alter variierte von 19 bis 67 Jahre und lag im Durchschnitt bei 45,7 Jahren. Acht Teilnehmer waren prälingual ertaubt, die anderen postlingual. Zwei der prälingual Ertaubten konnten den Test nicht durchführen aufgrund zu schlechter Fähigkeit, die Töne zu unterscheiden. Folgend wird nur auf die Personen eingegangen, die den Test durchführen konnten.

Alle Hörtests wurden nach der DIN ISO 8253 mit einem AT900 oder AT1000 Audiometer (AURITEC Medizindiagnostische Systeme GmbH, Hamburg) durchgeführt. Für die Personen mit CIs im Freifeld, für die NH mit einem Kopfhörer.

Wie in Tabelle 1 zu sehen ist kamen alle BLV auf ein minimales Sprachverstehen von 55 % auf dem besseren Ohr im Freiburger Einsilber-Test bei einem Pegel von 65 dB<sub>SPL</sub>. Die einzige Ausnahme ist Proband BLV1, der bei dem letzten gemessenen Sprachtest nur ein Sprachverstehen von 35 % erreichte, an anderen Tagen aber bis zu 75 % verstanden hatte. Das beste Sprachverstehen lag mit 90 % an beiden Ohren bei Proband BLV15.

**Tabelle 1: Details der Teilnehmer aus der Versorgungsmodalität BLV**

Patienten ID	Geschlecht	Alter [Jahre]	Dauer der Schwerhörigkeit [Jahre]	Sprachverstehen rechts [%]	Sprachverstehen links [%]
BLV1	W	53	5	35	15
BLV2	W	62	17	70	50
BLV3	W	34	31	70	75
BLV4	W	25	25	50	70
BLV5	W	52	20	85	85
BLV6	M	67	37	65	25
BLV7	W	62	32	65	65
BLV8	M	19	17	90	80
BLV9	M	66	16	80	70
BLV10	W	54	38	95	95
BLV11	M	52	40	50	55
BLV12	W	56	35	80	85
BLV13	M	20	20	90	85
BLV14	W	23	23	90	80
BLV15	M	20	20	90	90
BLV16	M	49	46	90	75
BLV17	W	53	37	70	70
BLV18	W	53	26	70	25
BLV19	M	66	60	60	35

In Tabelle 2 sind Informationen über die Implantate, die Elektroden und Prozessoren sowie die Verarbeitungsstrategien gegeben. Alle Probanden bis auf Proband BLV16 trugen Implantate und Prozessoren der Firma MED-EL mit der FS4, FSP oder HDCIS-Strategie. Die Geräte von Proband BLV19 hingegen waren von der Firma Cochlear mit der ACE-Strategie

**Tabelle 2: Implantate der Teilnehmer aus der Versorgungsmodalität BLV**

Patienten ID	Implantat rechts	Implantat links	Elektrode rechts	Elektrode links	Prozessor rechts	Prozessor links	Verarbeitungsstrategie
BLV1	Mi 12xx	Mi 12xx	FLEXsoft	FLEX28	RONDO 3 Me 1550	RONDO 3 Me 1550	FS4
BLV2	Mi 12xx	Mi 12xx	FLEX28	Standard	RONDO 3 Me 1550	Rondo 2	FS4
BLV3	Mi 12xx	Mi 12xx	FLEXsoft	FLEXsoft	RONDO 3 Me 1550	RONDO 3 Me 1550	FS4
BLV4	Mi 10xx	Mi 12xx	Standard	Standard	SONNET 2 Me 1550	SONNET 2 Me 1550	FS4
BLV5	Mi 12xx	Mi 12xx	Standard	Standard	SONNET	SONNET	FS4
BLV6	Mi 12xx	Mi 10xx	FLEX28	FLEX28	SONNET	SONNET 2 Me 1550	FS4
BLV7	Mi 12xx	Mi 12xx	FLEX28	FLEX28	SONNET 2 Me 1550	SONNET	FS4
BLV8	Mi 10xx	Mi 12xx	FLEX28	FLEX28	SONNET	SONNET	FS4
BLV9	PULSARci100	Mi 12xx	Standard	FLEXsoft	SONNET	SONNET	FS4
BLV10	PULSARci100	Mi 10xx	Standard	FLEX28	SONNET	SONNET 2 Me 1550	HDCIS
BLV11	Mi 12xx	Mi 12xx	FLEXsoft	FLEXsoft	SONNET	SONNET 2 Me 1550	FS4
BLV12	C40+	C40+	Standard	Standard	SONNET	SONNET	FS4
BLV13	C40+	C40+	Standard	Standard	SONNET	SONNET	FSP
BLV14	PULSARci100	PULSARci100	Standard	Standard	SONNET	SONNET	FSP
BLV15	Mi 12xx	C40+	Standard	Standard	SONNET 2 Me 1550	SONNET	FSP
BLV16	Mi 10xx	Mi 10xx	FLEX28	FLEX28	SONNET 2 Me 1550	SONNET 2 Me 1550	FSP/FS4
BLV17	C40+	PULSARci100	Standard	Standard	SONNET	SONNET	FS4
BLV18	Mi 12xx	Mi 10xx	Standard	Standard	OPUS 2	OPUS 2	FS4
BLV19	CI500	CI24RE (Freedom)	Countour Advances	Slim Straight	CP1000	CP 1000	ACE

Wichtig für die Auswahl der Probanden war außerdem, dass die CIs auf beiden Seiten die gleiche Einstellung in Bezug auf die Frequenz hatten (siehe Tabelle 3). Die blau eingefärbten Felder entsprechen den Messfrequenzen.

**Tabelle 3: Geräte-Einstellung der Teilnehmer, die die gleiche Einstellung auf beiden Seiten haben. Die blau gefärbten Felder entsprechen den gemessenen Frequenzen.**

Patienten ID	Grundfrequenz	1. ER	1. EM	2. ER	2. EM	3. ER
BLV1	220,3	70	120	170	235	300
BLV2	197,87	70	120	170	235	300
BLV3	204,59	100	149	198	262	325
BLV4	201,9	100	149	198	262	325
BLV5	154,2	70	120	170	235	300
BLV6	153,2	100	149	198	262	325
BLV7	121,8	70	120	170	235	300
BLV8	115,9	100	149	198	262	325
BLV9	110,2	100	149	198	262	325
BLV10	180,6	70	120	170	235	300
BLV11	137,6	70	120	170	235	300
BLV12	179,5	70	120	170	235	300
BLV13	91,7	70	128	181	254	327
BLV14	252,3	70	120	170	235	300
BLV15	110,3	70	120	170	235	300
BLV16	125,4	63	125,5	188	250,5	313

1. ER = Frequenz unteren Rand der ersten Elektrode

1. EM = Frequenz der Elektrodenmitte der ersten Elektrode

2. ER = Frequenz zwischen der ersten und der zweiten Elektrode

2. EM = Frequenz der Elektrodenmitte der zweiten Elektrode

3. EM = Frequenz zwischen der zweiten und der dritten Elektrode

Einzelne Ausnahmen sind Proband BLV17, Proband BLV18 und Proband BLV19 die aufgrund von ausgeschalteten Elektroden eine leicht unterschiedliche Einstellung auf beiden Ohren hatten (siehe Tabelle 4). In diesen Fällen wurden die Frequenzen des subjektiv besseren Ohres gewählt.

**Tabelle 4: Geräte-Einstellung der Teilnehmer, die unterschiedliche Einstellungen auf beiden Seiten haben. Die blau gefärbten Felder entsprechen den gemessenen Frequenzen.**

Patienten ID	Grundfrequenz	Seite	1. ER	1. EM	2. ER	2. EM	3. ER
BLV17	134,8	rechts	100	149	198	262	325
		links	100	154	208	280	352
BLV18	204,3	rechts	100	154	208	280	352
		links	100	160	221	304	386
BLC19	180,3	rechts	70	120	170	235	300
		links	75	125	175	240	304

1. ER = Frequenz unteren Rand der ersten Elektrode

1. EM = Frequenz der Elektrodenmitte der ersten Elektrode

2. ER = Frequenz zwischen der ersten und der zweiten Elektrode

2. EM = Frequenz der Elektrodenmitte der zweiten Elektrode

3. EM = Frequenz zwischen der zweiten und der dritten Elektrode

Zur Kontrolle führten 12 NH (4 Männer) dieselben Tests durch. Diese waren im Durchschnitt jünger (28,3 Jahre) mit einer Spannweite von 21 bis 54 Jahren. Die Hörschwellen lagen zwischen 125 und 1500 Hz unterhalb von 20 dB<sub>HL</sub> und das Sprachverstehen im Freiburger Einsilbertest ohne Störgeräusch bei 65 dB<sub>HL</sub> lag bei mindestens 90% bei jedem Teilnehmer.

Eine weitere Testgruppe, die in dieser Arbeit aber nur einen kleinen Bestandteil einnehmen soll, bestand aus 15 Personen der Versorgungsmodalität BMV (siehe Tabelle 5).

**Tabelle 5: Details der Teilnehmer aus der Versorgungsmodalität BMV**

Patienten ID	Geschlecht	Alter [Jahre]	Dauer der Schwerhörigkeit [Jahre]	Sprachverstehen CI-Ohr [%]	Sprachverstehen HG-Ohr [%]
BMV20	M	72	26	90	30
BMV21	M	63	7	50	70
BMV22	W	73	12	35	40
BMV23	M	79	32	55	60
BMV24	W	60	6	55	/
BMV25	W	77	19	45	15
BMV26	W	34	34	40	35
BMV27	W	69	4	35	70
BMV28	M	75	55	75	30

In Tabelle 6 sind Informationen über die Implantate, Elektroden und Prozessoren sowie die Verarbeitungsstrategien gegeben. Alle Probanden bis auf Proband BMV27 und BMV28 trugen Implantate und Prozessoren der Firma MED-EL mit der FS4-Strategie. Die Geräte von Probanden BMV27 und BMV28 hingegen waren von der Firma Cochlear und hatten als Strategie ACE.

**Tabelle 6: Implantate der Teilnehmer aus der Versorgungsmodalität BMV**

Patienten ID	Implantat	Elektrode	Prozessor	Verarbeitungsstrategie
BMV20	Mi 12xx	FLEXsoft	SONNET 2 Me 1550	FS4
BMV21	Mi 12xx	FLEX28	Rondo 2	FS4
BMV22	Mi 12xx	FLEX28	SONNET 2 Me 1550	FS4
BMV23	Mi 12xx	Standard	SONNET 2 Me 1550	FS4
BMV24	Mi 12xx	Standard	RONDO 3 Me 1550	FS4
BMV25	Mi 12xx	FLEXsoft	SONNET 2 Me 1550	FS4
BMV26	Mi 12xx	FLEX28	SONNET 2 Me 1550	FS4
BMV27	CI600	Slim Straight	CP1150	ACE
BMV28	CI500	Countour Advanced	CP910	ACE

Bei dieser Versuchsgruppe ist die Einstellung des einen vorhandenen CIs für die Studie wichtig. In Tabelle 7 sind die Frequenzen der Einstellung sowie die gemessenen Frequenzen in blau markiert zu erkennen.

**Tabelle 7: Geräte-Einstellung der Teilnehmer aus der Versorgungsmodalität BMV. Die blau gefärbten Felder entsprechen den gemessenen Frequenzen.**

Patienten ID	Grundfrequenz	Ohr	1. ER	1. EM	2. ER	2. EM	3. ER
BMV20	140,4	rechts	70	120	170	235	300
BMV21	127,2	links	70	120	170	235	300
BMV22	213,2	rechts	70	120	170	235	300
BMV23	135,5	rechts	70	120	170	235	300
BMV24	193,5	rechts	70	120	170	235	300
BMV25	256,7	links	70	120	170	235	300
BMV26	224,6	links	70	120	170	235	300
BMV27	203,7	rechts	188	251	313	375,5	438
BMV28	142,5	links	188	251	313	375,5	438

1. ER = Frequenz unteren Rand der ersten Elektrode

1. EM = Frequenz der Elektrodenmitte der ersten Elektrode

2. ER = Frequenz zwischen der ersten und der zweiten Elektrode

2. EM = Frequenz der Elektrodenmitte der zweiten Elektrode

3. EM = Frequenz zwischen der zweiten und der dritten Elektrode

Mit einem EAS-System versorgt wurde nur eine Person gemessen: weiblich, 46 Jahre alt und von Kindheit an schwerhörig. Die Messfrequenzen waren 220,1 Hz für F0, 468 Hz für ER und 409 Hz für EM. Die deutlich höheren Frequenzen für ER und EM kommen durch die Art der Versorgung zustande, da die elektrische Stimulation erst in den höheren Frequenzen beginnt.

Teilgenommen haben nur Personen im Alter über 18 Jahren. Außerdem wurde von allen Teilnehmern eine schriftliche Einverständniserklärung eingeholt.

Die CIs der Versorgungsmodalitäten BLV, BMV und EAS waren mindestens seit sechs Monaten implantiert. Einige der Probanden waren für eine Jahreskontrolle und Feinjustierung der Implantate an der Klinik und wurden währenddessen gefragt, ob sie an dieser Studie im Anschluss teilnehmen möchten. Die anderen wurden mithilfe einer E-Mail bzw. eines Briefs eingeladen.

## 2.7 Versuchsaufbau

Durchgeführt wurden die Messungen in einem schallgedämmten Raum.

Der Lautsprecher C5-Reference (KS digital Gesellschaft für digitale Studiotechnik mbH, Saarbrücken) befand sich im Abstand von einem Meter vom Teilnehmer entfernt, während der Proband ihm zugewandt auf einem Stuhl saß. Direkt vor ihm auf einem Tisch stand der Bildschirm ProLite T2235MSC (iiyama Deutschland GmbH, Freising) mit Touchscreen, der mit einem Computer mit dem Betriebssystem Windows 10 Pro verbunden war. Über diesen Bildschirm war die Aufgabenstellung sowie die Antwortmöglichkeiten zu sehen (siehe Abb. 2).

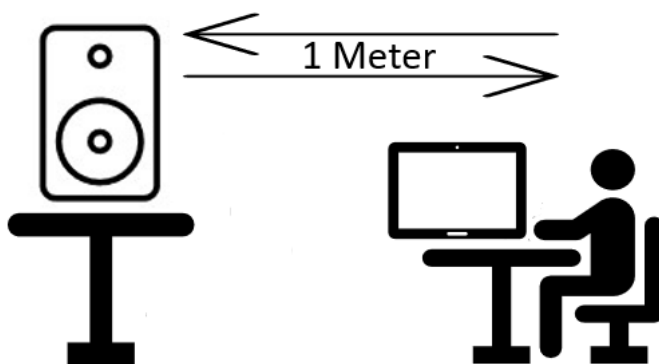


Abbildung 3: Versuchsaufbau der Messungen

## 2.8 Prozedur

Der Gesamttablauf bestand aus einer Sprachaufnahme und insgesamt sieben Messungen der JNDs, von denen vier mit der 2AFC-Methode und drei mit einer 3AFC-Methode durchgeführt wurden.

### 2.8.1 Sprachaufnahme

Die Sprachaufnahmen wurden mit einem AT8033 Cardioid Condenser Microphone (Audio-Technica Ltd, Leeds, Großbritannien) oder einem Samson Meteor Mic (Samson Technologies Corp., Hicksville, NY, USA) aufgezeichnet. Mit den Mikrofonen wurde der Frequenzbereich von 30 Hz bis 20 kHz bzw. 20 Hz bis 20 kHz mit einer Sampling-Frequenz von 44,1 kHz und einer Auflösung von 16 Bit aufgenommen.

Alle Teilnehmer mussten die Fabel „Der Nordwind und die Sonne“ komplett vorlesen (International Phonetic Association, 1999). Dieser Text ist ein „Standardtext in pathologischer Sprachanalyse und phonetischer Transkription“ (Arias-Vergara et al., 2022).

Mithilfe des Programmes PRAAT v 6.2.01 wurde die durchschnittliche F0 ermittelt. Dabei wird F0 alle 10 ms aus Fenstern von 40 ms aus dem Sprachsignal gefiltert und daraus wird ein Mittelwert sowie Standardabweichung aus den stimmhaften Anteilen berechnet. Anschließend wurde F0 automatisch mit Skripten von PRAAT und Python extrahiert (Arias-Vergara et al., 2022).

### 2.8.2 JND-Messung mit der 2AFC-Methode

Bei der ersten Messung wurden in mehreren Wiederholungen zwei Töne mit unterschiedlicher Tonhöhe vorgespielt. Der Proband wurde angewiesen, den höheren der beiden Töne zu identifizieren und am Bildschirm auszuwählen. Diese Methode nennt sich 2AFC und war adaptiv mit der Regelung 3-down/1-up, was bedeutet, dass sich der Abstand der beiden Töne nach drei richtigen Antworten verringert und bereits bei einer falschen Antwort wieder erhöht. Damit ergibt sich eine Zielwahrscheinlichkeit von 0,794 (Levitt, 1971) und eine korrigierte Zielwahrscheinlichkeit nach Abzug der Ratequote von 0,59.

Beendet war die Messung nach 16 Wendepunkten. Für die Auswertung wurde der Mittelwert der letzten 10 Wendepunkte gebildet.

Der Proband konnte selbstständig per Knopfdruck den Test starten und per Touchscreen zwischen Ton 1 und Ton 2 auswählen, welcher der höhere Ton ist. Dazu gab es ein Feedback, das den richtigen Ton aufzeigte und direkt im Anschluss wurden automatisch die nächsten zwei Töne abgespielt.

Zuerst wurde ein Trainingsdurchlauf bei einer mittleren Frequenz von 250 Hz durchgeführt. Anschließend in randomisierter Reihenfolge F0 der eigenen Stimme, sowie die Frequenzen ER und EM.

### **2.8.3 JND-Messung mit der 3AFC-Methode**

Diese Messung wurde bei einigen Teilnehmern der Versorgungsmoralität BLV, bei denen es von der Konzentration her noch möglich war und allen NH durchgeführt.

Diese Methode beinhaltete drei Sinustöne, von denen zwei die gleichen tieferen Frequenzen waren und ein einzelner höher war. Bei dem 2-up/1-down Prinzip führte zweimaliges Anklicken des richtigen Tones zu einem verringerten Abstand und eine falsche Antwort zu einem erhöhten Abstand. Wiederholt wurde die Messung, bis 10 Wendepunkte erreicht waren und der Durchschnitt der letzten 6 Wendepunkte bildete bei dieser Messung den JND. Hier ergibt sich eine Zielwahrscheinlichkeit von 70,7 % (Wei et al., 2007) und eine korrigierte Zielwahrscheinlichkeit mit Abzug der Ratequote von 56 % (Kühner et al., 2012).

Es wurde ohne einen Trainingsdurchlauf in randomisierter Reihenfolge die JNDs von F0, ER und EM ermittelt.

## **2.9 Stimuli**

Das Testsignal wurde mit einem Brüel & Kjær Typ 2250-L Schallpegelmesser (Brüel & Kjær Vibro GmbH, Darmstadt) kalibriert. Eingestellt wurde eine für den Teilnehmenden angenehme Lautstärke. Diese lag bei allen Probanden zwischen 55 und 70 dB<sub>SPL</sub> und schwankte um 1 dB<sub>SPL</sub>, um Lautstärkeunterschiede aufgrund der individuellen Hörschwelle ausschließen zu können.



Es wurden Sinustöne mit einer Dauer von 0,5 s und einer Pause von 0,3 s zwischen den Tönen dargeboten.

Wiederholt wurde diese Messung bei drei Frequenzen: Bei der Grundfrequenz der eigenen Stimme, dem Elektrodenrand und der Elektrodenmitte. Die individuellen Messfrequenzen sind in Tabelle 3, 4, 7 und 8 zu sehen. Die Versorgungsmoralität NH wurde bei Frequenzen der häufigsten Einstellung gemessen, das heißt 170 Hz für ER und 120 oder 235 Hz für EM. F0 sah bei den NH folgendermaßen aus (siehe Tabelle 8).

**Tabelle 8: Grundfrequenzen der Versorgungsmodalität NH**

Patienten ID	F0	Patienten ID	F0
NH29	219,4	NH35	237,6
NH30	120,5	NH36	209,9
NH31	214,5	NH37	229,5
NH32	117,1	NH38	229,6
NH33	112,8	NH39	186,7
NH34	185	NH40	139

## 2.10 Statistische Auswertung

Alle im vorliegenden Manuskript beschriebenen Auswertungen wurden mit Zustimmung der zuständigen Ethik-Kommission der LMU München (Geschäftszeichen 21-0382) und sind im Einklang mit nationalem Recht sowie gemäß der Deklaration von Helsinki von 1975 (in der aktuellen, überarbeiteten Fassung) durchgeführt worden.

Die absoluten JNDs ergaben sich, wie bereits erwähnt, als Mittelwert der letzten zehn (2AFC) bzw. sechs (3AFC) Wendepunkte. Die absoluten Werte ließen sich in relative Werte umwandeln, indem der absolute JND durch die Messfrequenz dividiert wurde. Dies wurde für jede einzelne Messfrequenz jeder Versuchsperson berechnet, sodass diese Werte für die weiteren Auswertungen verwendet werden konnten.

$$rel.JND = \frac{abs.JND}{f} \quad f = \text{Messfrequenz}$$

---

Für die statistische Auswertung wurde das Programm SPSS Statistics 28.0 (IBM Deutschland GmbH, Ehningen) verwendet. Das Signifikanzniveau  $\alpha$  beträgt für alle folgenden Tests 0,05.

Zur Überprüfung auf Normalverteilung wurde der Shapiro-Wilk-Test durchgeführt sowie die Schiefe ermittelt.

Die erste zu überprüfende Hypothese, ob es einen signifikanten Unterschied zwischen der 2AFC- und der 3AFC-Methode gibt, erfolgte mit dem Wilcoxon-Rangtest, da dieser jeweils zwei Stichproben vergleicht. Hierfür wurden alle JNDs der 2AFC-Methode einzeln mit den JNDs der 3AFC-Methode der entsprechenden Frequenz gegenübergestellt. Signifikante Unterschiede zwischen den einzelnen gemessenen Frequenzen (F0, ER, EM) wurden mit der Zweifaktoriellen Varianzanalyse für Ränge nach Friedman bei verbundenen Stichproben bestimmt, da alle drei Frequenzen bei allen Teilnehmern gemessen wurden. Für Unterschiede zwischen den Gruppen wurde ebenso ein nichtparametrischer Test für mehrere Gruppen verwendet, allerdings einer für nicht verbundene Stichproben. In diesem Fall wurde der Kruskal-Wallis-Test bei unabhängigen Stichproben gewählt. Dieser wurde ebenfalls für den Vergleich der Stimmhöhen verwendet.

Die Überprüfung von Korrelationen zwischen dem relativen JND und dem Alter, der Frequenz und der Dauer der Schwerhörigkeit erfolgte mit dem Spearman-Test.

## 3 Ergebnisse

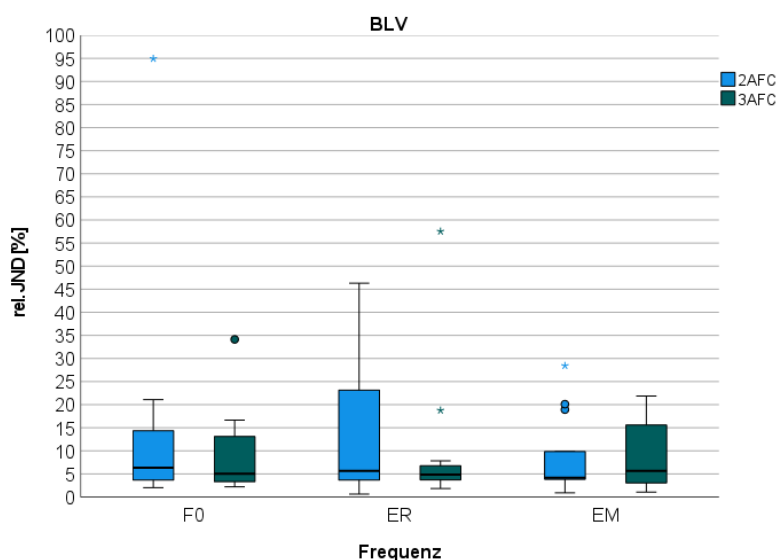
### 3.1 Prüfung auf Normalverteilung

Alle einzelnen Versorgungsmodalitäten wurden mit dem Shapiro-Wilk-Test auf Normalverteilung geprüft. Der Test ergab, dass alle 2AFC- und 3AFC-Messungen der Versorgungsmodalität BLV nicht normalverteilt sind:  $df=18$  (2AFC);  $df=15$  (3AFC)  $p<0,05$ . Die Gruppe der NH war ebenfalls nicht normalverteilt:  $df=12$  (2AFC und 3AFC);  $p<0,05$ . Bei der 2AFC-Messung der Versorgungsmodalität BMV ergab sich für die Frequenzen ER und EM eine Normalverteilung:  $df=7$ ;  $p=0,26$  bei ER;  $p=0,36$  bei EM. F0 hingegen war nicht normalverteilt ( $p<0,05$ ).

Bei einer Betrachtung der Histogramme sowie einer positiven Schiefe lässt sich für alle Versorgungsmodalitäten und Frequenzen feststellen, dass sie linksschief verteilt sind.

### 3.2 Vergleich der 2AFC- und 3AFC-Methode

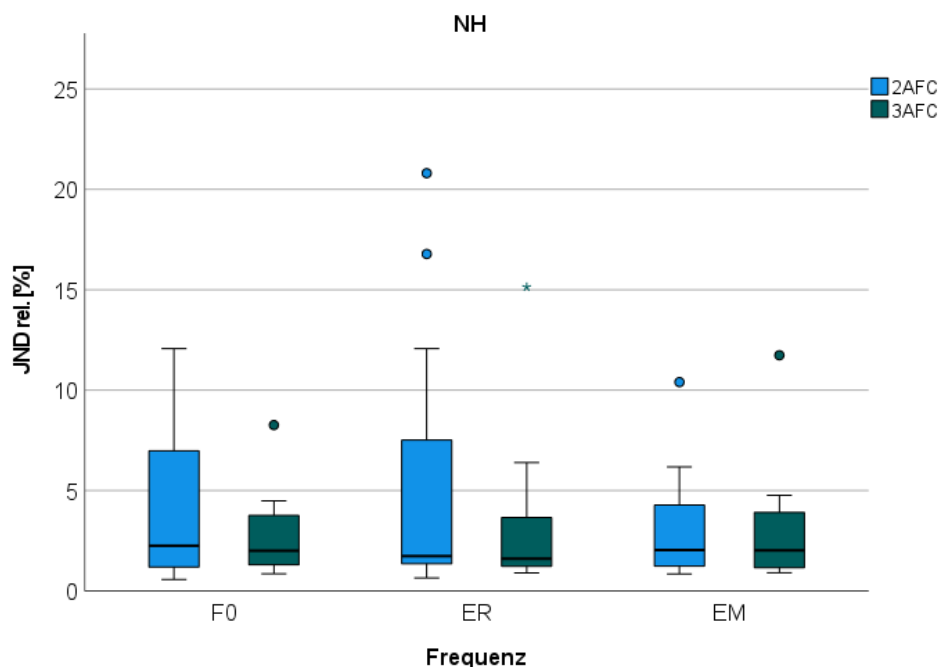
In Abb. 4 sind die relativen JNDs der Versorgungsmodalität BLV unterschieden nach Messfrequenz und Testdurchführung zu sehen.



**Abbildung 4: Boxplots der relativen JNDs der BLV unterschieden nach Frequenzen und Testdurchführung. Die Boxen zeigen das 25. und das 75. Perzentil, die Striche den kleinsten und den größten Wert ohne Ausreißer, die Kreise und Sterne zeigen Ausreißer. Verwendet wurden nur die Ergebnisse von Personen mit Geräten von MED-EL.**

Alle Mediane liegen in einem Bereich von 4,18 % (siehe EM 2AFC) und 6,66 % (siehe ER 2AFC). Die 25. Perzentile liegen ebenfalls in einem ähnlichen Bereich, aber bei den 75. Perzentilen sind leichte Unterschiede zu erkennen. Bei der Frequenz des ER liegt die 75. Perzentile der 2AFC-Messung bei einem JND von 23,41 % und die der 3AFC-Messung bei 7,04 %. In der EM liegt die 75. Perzentile der 2AFC-Messung allerdings unterhalb des 75. Perzentils der 3AFC-Messung (12,12 % und 15,95 %). Es ergibt sich kein signifikanter Unterschied zwischen den Messmethoden bei allen drei Messfrequenzen ( $n=14$ ;  $p=0,056$  bei F0;  $p=0,551$  bei ER;  $p=0,730$  bei EM).

Bei der Gruppe der NH zeigt sich ein ähnliches Bild: Die Mediane aller Frequenzen und Messmethoden liegen nahe nebeneinander, von 1,60 % bei ER der 3AFC-Methode bis zu 2,26% bei F0 der 2AFC-Methode. Die 75. Perzentile der 2AFC-Methode liegen bei den NH bei allen Frequenzen oberhalb der 75. Perzentile der 3AFC-Methode. Bei F0 ergeben sich Werte von 8,60% und 4,10 %, bei ER 9,79 % und 4,20 % und bei EM 4,83 % und 4,33 % (siehe Abb. 5).



**Abbildung 5: Boxplots der relativen JNDs der NH unterschieden nach Frequenzen und Testdurchführung. Die Boxen zeigen das 25. und das 75. Perzentil, die Striche den kleinsten und den größten Wert ohne Ausreißer, die Kreise und Sterne zeigen Ausreißer.**

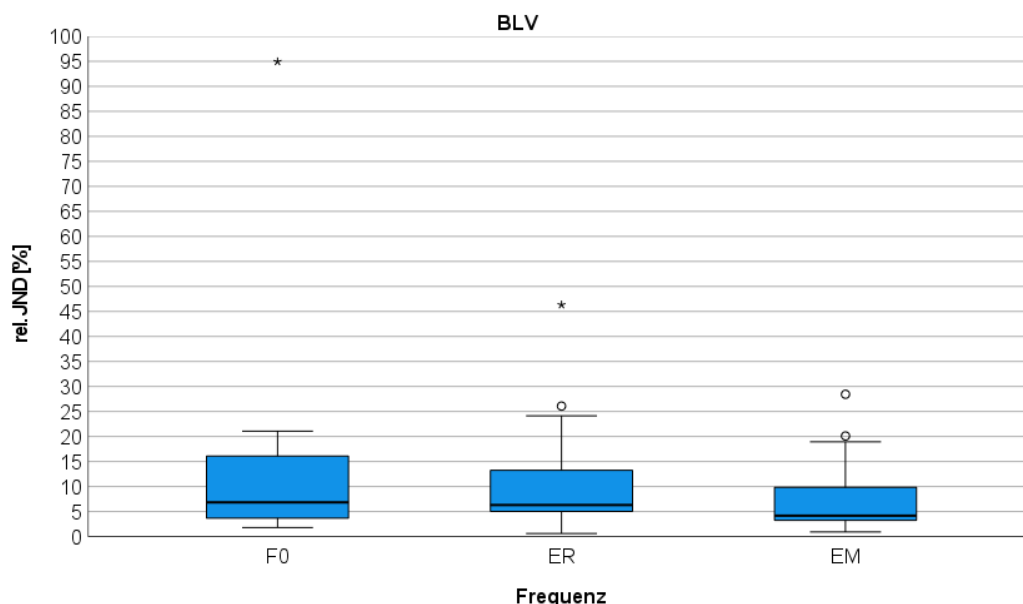
Der Signifikanztest liefert in der Versorgungsmodalität der NH keinen signifikanten Unterschied zwischen den beiden Messmethoden in allen Frequenzen ( $n=12$ ;  $p=0,583$  bei F0;  $p=0,875$  bei ER;  $p=0,814$  bei EM).

### 3.3 Vergleich der Messfrequenzen nach Versorgungsmodalitäten

Im Folgenden wird nur auf die Ergebnisse der 2AFC-Messung eingegangen.

#### 3.3.1 Bilaterale Versorgung

In Abbildung 6 werden die Werte der relativen JNDs der Versorgungsmodalität BLV grafisch verdeutlicht.



**Abbildung 6: Boxplots der relativen JNDs von Personen mit BLV in Abhängigkeit der Messfrequenz (F0, BG, BM). Die Boxen zeigen das 25. Und das 75. Perzentil, die Striche den kleinsten und den größten Wert ohne Ausreißer, die Kreise und Sterne zeigen Ausreißer. Verwendet wurden nur die Ergebnisse von Personen mit Geräten von MED-EL.**

Die Mediane liegen in allen drei Frequenzbereichen in einem ähnlichen Bereich (6,86 % bei F0, 6,32 % bei ER und 4,18 % bei EM), was durch die statistische Auswertung mit dem Friedman-Test für gepaarte Stichproben mit einem  $p>0,05$  verdeutlicht wird ( $n=18$ ;  $df=2$ ;  $p=0,412$ ). Auch bei paarweiser Betrachtung der

einzelnen Frequenzen geht zwischen keiner ein signifikanter Unterschied hervor. Das 75. Perzentil jedoch zeigt eine leichte Tendenz zur besseren Wahrnehmung der EM (10,7 %) im Vergleich zu F0 (16,34 %) und ER (15,73 %) auf.

Der einzige Proband mit einem CI der Firma Cochlear liegt bei relativen JNDs von 29,43 % (F0), 23,17 % (ER) und 29,43 % (EM). Die Besonderheit bei diesem Probanden ist außerdem, dass die Frequenz von F0 die gleiche wie die der EM war, weshalb eine Messung weniger durchgeführt wurde und für beide Frequenzen von dem gleichen relativen JND ausgegangen werden kann. Seine Messergebnisse sind schlechter als 75 % der Ergebnisse bei Teilnehmern mit Geräten von MED-EL.

### 3.3.2 Normalhörende

Die Vergleichsgruppe der NH liefert Mediane der relativen JNDs von 2,26 % (F0), 1,74 % (ER) und 2,04 % (EM), (siehe Abb. 7). Es liegt kein signifikanter Unterschied zwischen den drei Messfrequenzen vor ( $n=12$ ;  $df=2$ ;  $p=0,86$ ). Dennoch zeigt die Frequenz der EM mit einem 75. Perzentil von 4,83 % eine leicht bessere Tendenz als F0 und ER, die bei Werten von 8,60 % und 9,79 % liegen.

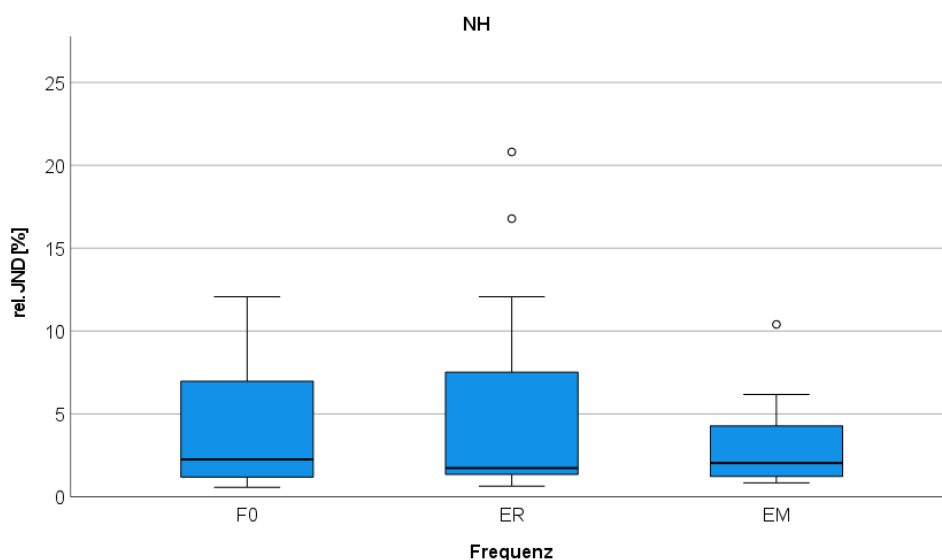
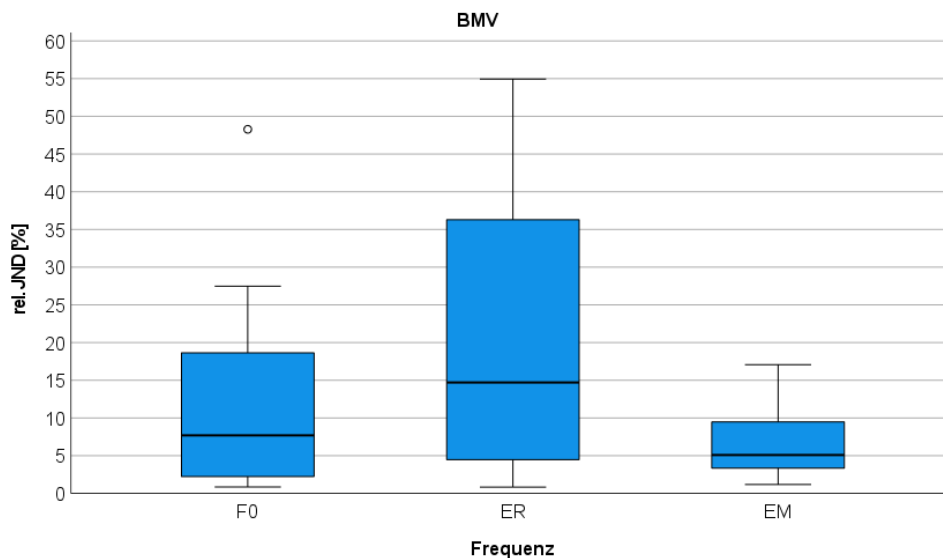


Abbildung 7: Boxplots der relativen JNDs der NH unterschieden nach Frequenzen. Die Boxen zeigen das 25. und das 75. Perzentil, die Striche den kleinsten und den größten Wert ohne Ausreißer, die Kreise und Sterne zeigen Ausreißer.

### 3.3.3 Bimodale Versorgung

Die Probanden der Versorgungsmodalität BMV haben größere Schwankungen beim Median (siehe Abb. 8): 7,70 % für F0, 14,71 % für ER und 5,10 % für EM.



**Abbildung 8: Boxplots der relativen JNDs der BMV unterschieden nach Frequenzen. Die Boxen zeigen das 25. und das 75. Perzentil, die Striche den kleinsten und den größten Wert ohne Ausreißer, die Kreise und Sterne zeigen Ausreißer. Verwendet wurden nur die Ergebnisse von Personen mit Geräten von MED-EL.**

Es liegt kein signifikanter Unterschied vor ( $n=7$ ;  $df=2$ ;  $p=0,651$ ). Die 75. Perzentile weisen jedoch stärkere Unterschiede als die Mediane auf. Wie bei den NH und den BMV erreichen die 75. Perzentile der EM eine leicht verbesserte Frequenzunterscheidung mit 11,85 %, während die relativen JNDs von F0 und ER bei 27,48 % und 45,52 % liegen.

Zwei Personen der Versorgungsmodalität BMV der Firma Cochlear wurden als exemplarische Sonderfälle ebenfalls gemessen. Die relativen JNDs von Proband BMV27 liegen bei 48,28 %, 2,01 % und 2,84 % für F0, ER und EM. Bei F0 war Proband BMV27 schlechter als die meisten Teilnehmer der BMV mit einem Gerät von MED-EL, während er bei den Frequenzen ER und EM unterhalb der 25. Perzentile liegt. Die relativen JNDs von Proband BLV28 hingegen sind etwas näher beisammen und liegen bei 27,19 %, 31,21 % und 18,45 % für F0, ER und EM. Dadurch ist Proband BMV28 bei F0 wie auch bei EM schlechter als mit MED-EL versorgte Personen. Der relative JND des ER liegt zwischen dem

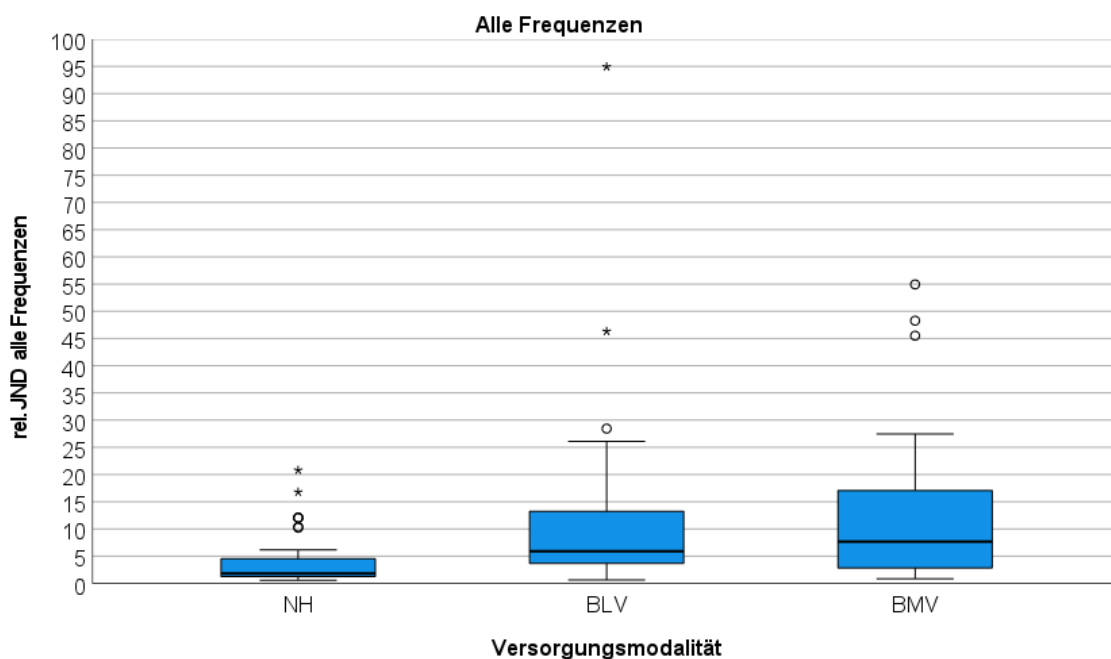
Median und der 75. Perzentile, weil die Personen mit MED-EL bei dieser Frequenz etwas schlechter abgeschnitten haben.

### 3.3.4 Elektrisch-akustische Stimulation

Es wurde nur eine mit einem EAS-System versorgte Person gemessen. Der Teilnehmer erreichte relative JNDs von 4,26 % (F0 – 220,1 Hz), 6,04 % (ER – 468 Hz) und 18,5 % (EM – 409 Hz).

## 3.4 Vergleich der Versorgungsmodalitäten

Für einen Vergleich zwischen den Versorgungsmodalitäten konnten alle drei Messfrequenzen (F0, ER, EM) einer Gruppe zusammengenommen werden, da in jeder einzelnen Versorgungsmoralität kein signifikanter Unterschied zwischen den Frequenzen vorliegt. Damit werden drei Messungen pro Probanden in jeder Versorgungsmodalität verwendet, was in Abbildung 9 grafisch verdeutlicht wird.



**Abbildung 9: Boxplots der relativen JNDs aller Frequenzen unterschieden nach Versorgungsmodalitäten. Die Boxen zeigen das 25. Und das 75. Perzentil, die Striche den kleinsten und den größten Wert ohne Ausreißer, die Kreise und Sterne zeigen Ausreißer. Verwendet wurden nur die Ergebnisse von Personen mit Geräten von MED-EL. Es ergibt sich ein signifikanter Unterschied zwischen der Versorgungsmodalität NH und BLV ( $p=0,000$ ) sowie NH und BMV ( $p=0,006$ ).**



Der Kruskal-Wallis-Test liefert einen signifikanten Unterschied zwischen den Versorgungsmodalitäten ( $n=111$ ;  $df=2$ ;  $p<0,001$ ). Bei paarweiser Betrachtung stellt sich jedoch heraus, dass der Unterschied nur zwischen den NH und den BLV ( $p=0,000$ ) bzw. BMV ( $p=0,006$ ) besteht. Zwischen der Versorgungsmodalität BLV und BMV liegt kein signifikanter Unterschied vor ( $p=1,0$ ).

Die Betrachtung der einzelnen Frequenzen ergibt allerdings kein so eindeutiges Ergebnis.

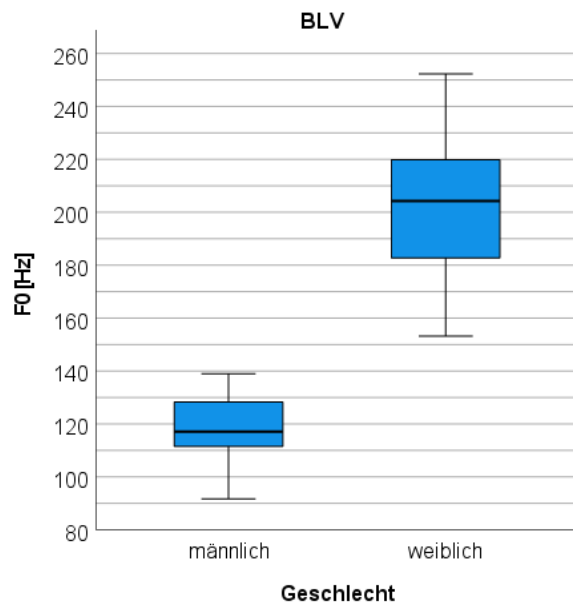
### 3.5 Korrelationen

Es wurden Korrelationen der Stimmhöhe sowie zwischen dem relativen JND und dem Alter, der Frequenz oder der Dauer der Schwerhörigkeit der 2AFC-Methode ermittelt. Dies trifft auf die Versorgungsmodalitäten BLV und NH zu.

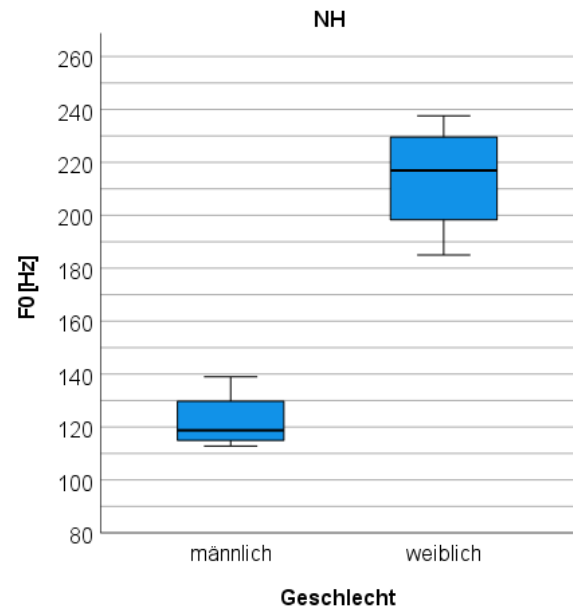
#### 3.5.1 Stimmhöhe

Bei der Versorgungsmodalität BLV liegt der Median der Frequenz  $F_0$  bei den männlichen Probanden bei 115,9 Hz. Das 25. Perzentil liegt bei 110,2 Hz und das 75. bei 134,8 Hz (siehe Abb. 10). Die Werte der männlichen BLV haben keinen signifikanten Unterschied zu denen der männlichen NH ( $n=7$ ;  $p=1,0$ ): Der Median der vier männlichen NH liegt bei 118,8 Hz. Das 25. und das 75. Perzentil bei 113,9 Hz und 134,4 Hz (siehe Abb. 11)

Die elf weiblichen Probanden der BLV haben einen Median bei 197,9 Hz, während das 25. und das 75. Perzentil bei 179,5 Hz und 204,6 Hz liegen (siehe Abb. 10).  $F_0$  der weiblichen NH Personen liegt etwas oberhalb der  $F_0$  der Versorgungsmodalität BMV (siehe Abb. 11): Der Median hat einen Wert von 217,0 Hz, das 25. Perzentil 192,6 Hz und das 75. Perzentil 229,6 Hz ( $n=8$ ). Dennoch liegt kein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Personengruppen vor ( $p=0,183$ ).



**Abbildung 11: Boxplots der Grundfrequenz der Versorgungsmoralität BLV unterschieden nach Geschlecht. Die Boxen zeigen das 25. und das 75. Perzentil, die Striche den kleinsten und den größten Wert ohne Ausreißer, die Kreise und Sterne zeigen Ausreißer. Verwendet wurden nur die Ergebnisse von Personen mit Geräten von MED-EL.**

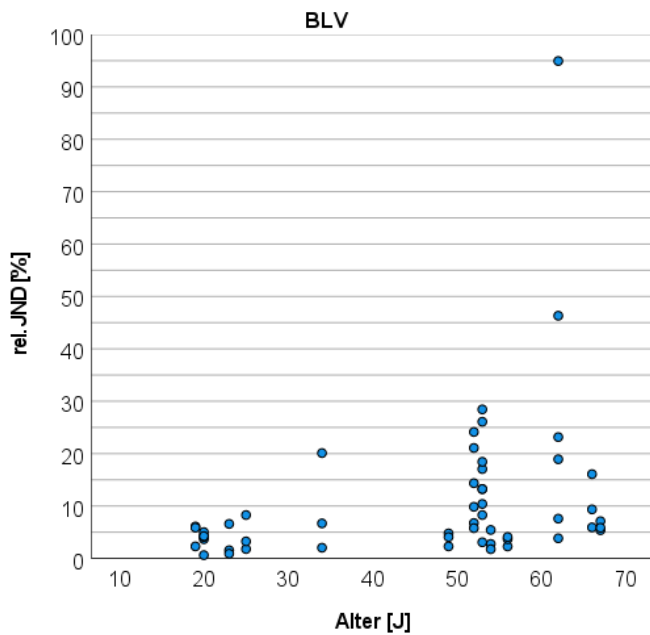


**Abbildung 10: Boxplots der Grundfrequenz der Versorgungsmodalität NH unterschieden nach Geschlecht. Die Boxen zeigen das 25. und das 75. Perzentil, die Striche den kleinsten und den größten Wert ohne Ausreißer, die Kreise und Sterne zeigen Ausreißer. Verwendet wurden nur die Ergebnisse von Personen mit Geräten von MED-EL.**

### 3.5.2 Alter

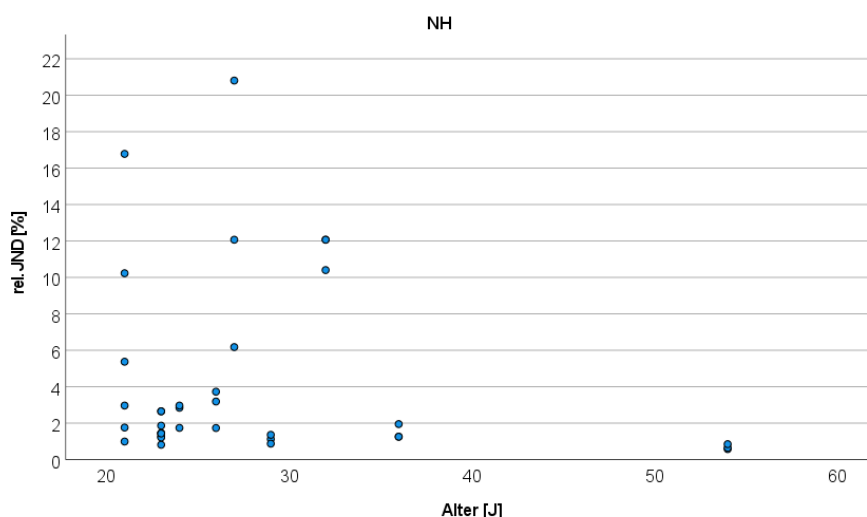
In Abbildung 12 sieht man einen Zusammenhang zwischen dem relativem JND und dem Alter bei der Versorgungsmodalität BLV über alle drei Messfrequenzen. Es ergibt sich eine signifikante Korrelation ( $n=54$ ;  $p=0,006$ ). Die jüngeren Versuchspersonen schneiden besser ab als die älteren.

Betrachtet man allerdings jede Frequenz der Gruppe BLV einzeln, ergibt sich für keine der Frequenzen eine signifikante Korrelation ( $n=18$ ;  $p=0,083$  für F0;  $p=126$  für ER;  $p=0,197$  für EM).



**Abbildung 12: Streudiagramm von den relativen JNDs aller Frequenzen der Versorgungsmodalität BLV unterschieden nach Alter. Es ergibt sich eine signifikante Korrelation. Verwendet wurden nur die Ergebnisse von Personen mit Geräten von MED-EL.**

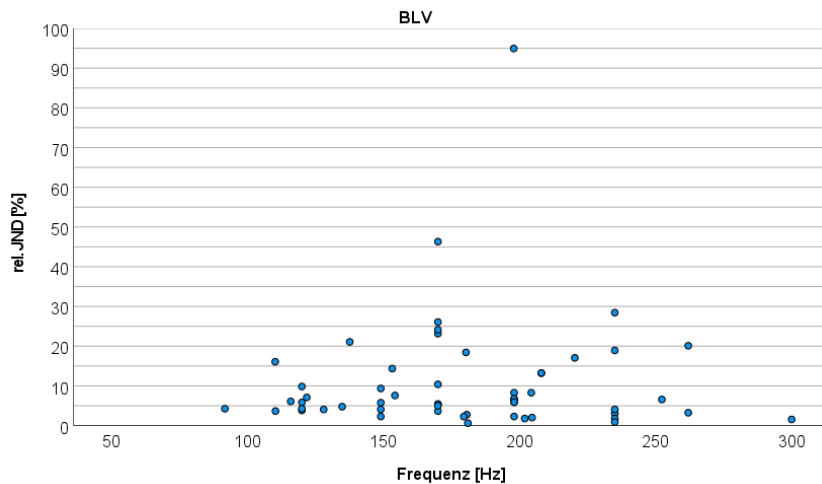
Bei den NH ergibt sich allerdings weder für alle Frequenzgruppen zusammen (siehe Abb. 13) noch für jede Frequenz einzeln eine Korrelation zwischen dem relativen JND und dem Alter. Beim Spearman-Test für alle Frequenzen ergibt sich ein  $n$  von 36 und ein  $p$  von 0,239. Für die einzelnen Frequenzen gilt:  $n=12$  und  $p=0,606$  (F0);  $p=0,495$  (ER);  $p=0,913$  (EM).



**Abbildung 13: Streudiagramm von den relativen JNDs aller Frequenzen der Versorgungsmodalität NH unterschieden nach Alter. Es ergibt sich keine signifikante Korrelation.**

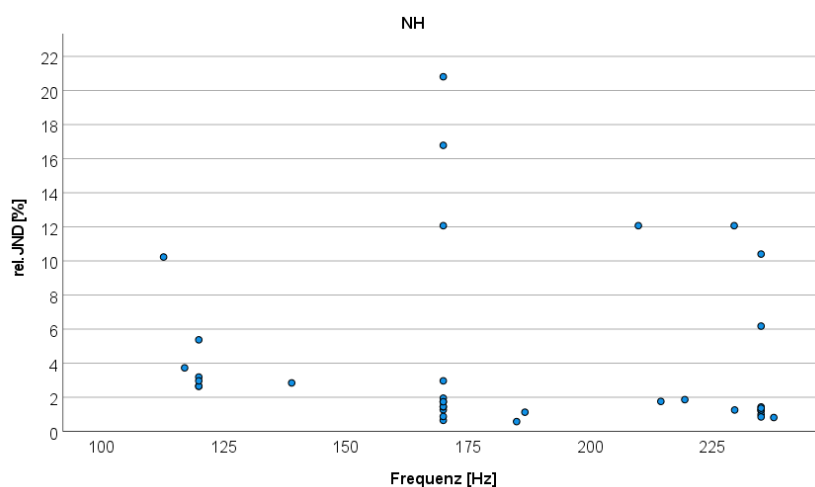
### 3.5.3 Höhe der Frequenz

Für die Versorgungsmodalität BLV ergibt sich für die Betrachtung aller Frequenzen zusammen ( $n=54$ ;  $p=0,594$ ) keine signifikante Korrelation zwischen der Höhe der abgespielten Frequenz und des relativen JNDs. In Abbildung 14 ist ein Streudiagramm zu sehen, das das Fehlen eines Zusammenhangs verdeutlicht.



**Abbildung 14: Streudiagramm von den relativen JNDs aller Frequenzen der Versorgungsmodalität BLV. Es ergibt sich keine signifikante Korrelation. Verwendet wurden nur die Ergebnisse von Personen mit Geräten von MED-EL.**

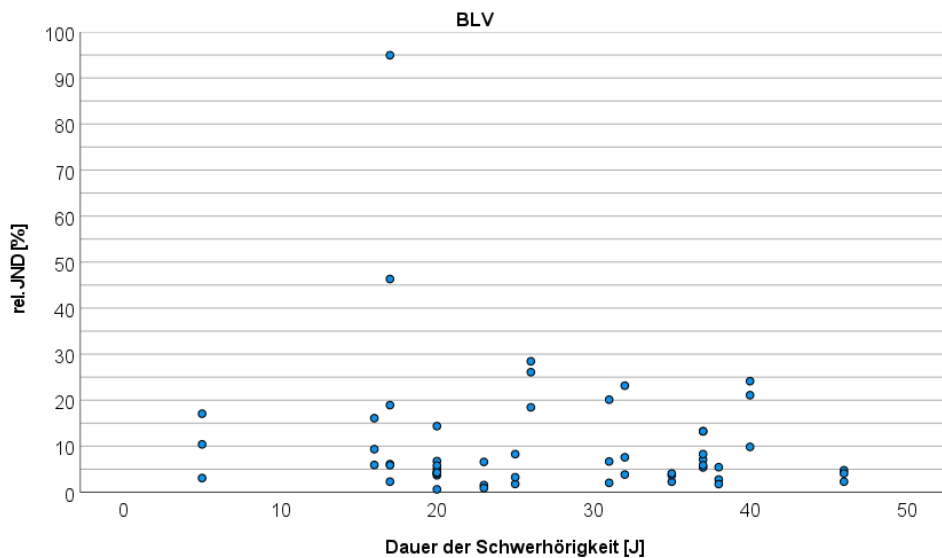
In Abbildung 15 ist zu erkennen, dass bei der Versorgungsmoralität der NH im Gegensatz zu den BLV die Frequenz einen signifikanten Einfluss auf die relativen JNDs hat ( $n=36$ ;  $p=0,014$ ).



**Abbildung 15: Streudiagramm von den relativen JNDs aller Frequenzen der NH. Es ergibt sich eine signifikante Korrelation.**

### 3.5.4 Dauer der Schwerhörigkeit

Ebenso die Dauer der Schwerhörigkeit liefert bei der Versorgungsmodalität BLV keine signifikante Korrelation zum relativen JND (siehe Abb. 16): Die Werte des Spearman-Test aller Frequenzen zusammengefasst sind  $n=54$  und  $p=0,484$ . Auch die JNDs der einzelnen Frequenzen korrelieren nicht mit der Dauer der Schwerhörigkeit ( $n=18$ ;  $p=0,344$  bei F0;  $p=0,766$  bei ER;  $p=0,641$ ).



**Abbildung 16: Streudiagramm von den relativen JNDs aller Frequenzen der Versorgungsmoralität BLV unterschieden nach der Dauer der Schwerhörigkeit. Es ergibt sich keine signifikante Korrelation. Verwendet wurden nur die Ergebnisse von Personen mit Geräten von MED-EL.**

## 4 Diskussion

Ein Vergleich der 2AFC-Methode mit der 3AFC-Methode lieferte in der vorliegenden Studie keinen signifikanten Unterschied, was mit der Literatur übereinstimmt (Kollmeier et al., 1988). Dies betraf sowohl die Versorgungsmodalität BLV als auch die NH. Das bedeutet, dass es nicht einfacher ist, einen anderen Ton zu identifizieren als einen höheren von zwei Tönen.

Im Folgenden werden nur die 2AFC-Messungen betrachtet.

Die Gruppe der BLV kam auf mittlere relative JNDs von 4,18 % (EM), 6,32 % (ER) und 6,86 % (F0). Dies waren etwas bessere Ergebnisse als bei Nobbe et al. (2007), der von relativen JNDs zwischen 8,8 % und 11,2 % berichtete und bei Wei et al. (2007), der relative JNDs von 36 % bei 250 Hz ermittelt hat. Die besseren Werte der JNDs können durch einen Fehler in der Methodik, auf den später genauer eingegangen werden soll, zustande kommen. Trotzdem passen die Werte zu einer Angabe in der Literatur, die von einer großen Variabilität in den relativen JNDs mit 2 % bis 100 % berichtete (Gfeller et al., 2002).

Die Messergebnisse dieser Studie deuten auf keinen signifikanten Unterschied zwischen den Messfrequenzen hin. Eine Korrelation zwischen relativem JND und der Frequenzhöhe war ebenfalls nicht ersichtlich. Diese Daten sind vergleichbar mit denen von (Zhang et al., 2019), der keine signifikanten Unterschiede zwischen den verschiedenen Frequenzen zwischen 250 und 4000 Hz ermittelt hat.

Die Kontrollgruppe der NH erreichte Ergebnisse von 1,74 % (ER), 2,04 % (EM) und 2,26 % (F0). Gfeller et al. (2002) berichtete hingegen von relativen JNDs von weniger als 1 %. Die Unterschiede können aufgrund der verschiedenen Messmethoden zustande kommen. Während in vorliegender Studie ein 2AFC adaptiver Test (3-down/1-up) gewählt wurde, wurde in der anderen Studie mit einem 4AFC adaptiven Test mit einer 2-down/1-up-Methodik gemessen (Gfeller et al., 2002). Die Kontrollgruppe lieferte keinen signifikanten Unterschied zwischen den Frequenzgruppen, allerdings Korrelationen zwischen dem relativen JND und der Höhe der Frequenzen.

Der Vergleich dieser beiden Gruppen zeigte entsprechend der Literatur einen signifikanten Unterschied zwischen BLV und NH (Ahmed, 2018; Gaudrain und Bařkent, 2018; Gfeller et al., 2002; Laneau et al., 2004; Looi und Radford, 2011; Ping et al., 2012; Wang et al., 2011; Wei et al., 2007), wenn alle drei Messfrequenzen pro Messgruppe zusammengefasst wurden. Jede Messfrequenz einzeln lieferte nicht genügend Werte, um aussagekräftige Ergebnisse zu liefern.

Die Mediane der relativen JNDs der Gruppe der BMV lagen von 5,1 % (EM), über 7,7 % (F0) bis zu 14,71 % (ER) und ergaben ebenfalls keinen signifikanten Unterschied zwischen den Frequenzgruppen.

Bei der Versorgungsmodalität BMV war ebenfalls ein signifikanter Unterschied zu NH gegeben, allerdings kein Unterschied zu BLV. Dies passt mit den Ergebnissen von Looi und Radford (2011), El Fata et al. (2009) zusammen, die keine Unterschiede zwischen BLV und BMV festgestellt haben. Dazu stehen im Gegensatz die Studien von Cheng et al. (2018), Cullington und Zeng (2011), Dorman et al. (2008), Gfeller et al. (2010) und Kong et al. (2005), die eine verbesserte Unterscheidung von Melodien bei BMV im Vergleich zu BLV beschrieben.

Der Sonderfall der bimodalen Versorgung mit einem EAS-System und einem HG erreicht relative JNDs von 4,26 % (F0 – 220,1 Hz), 6,04 % (ER – 468 Hz) und 18,5 % (EM – 409 Hz). Bei F0 und ER lagen die relativen JNDs im Bereich der NH, während bei EM schlechter abgeschnitten wurde. Bei EM ist der relative JND mit den schlechteren Ergebnissen der BLV zu vergleichen, obwohl die Frequenz EM in diesem Fall eine niedrigere Frequenz aufwies als ER. Diese Messergebnisse bestätigten vorherige Erkenntnisse, dass mithilfe eines EAS-Systems tiefere Frequenzen besser als höhere unterscheiden werden können (Gfeller et al., 2007). Grund dafür ist die akustische Übertragung über beide Ohren, während in den hohen Frequenzen sowohl akustische als auch elektrische Übertragung aufeinandertreffen. Eine mögliche Ursache für das schlechtere Ergebnis bei EM als bei ER könnte Ermüdung sein, da EM als letzte der drei Frequenzen ermittelt wurde. Außerdem wurde bestätigt, dass EAS-

---

Systeme ähnliche Ergebnisse wie NH hinsichtlich der Frequenzunterscheidung liefern (Gfeller et al., 2007).

Wie bei Wang et al. (2011), Fujita und Ito (1999) und Kenway et al. (2015) konnten einige Personen den Test nicht durchführen. Das traf in vorliegender Studie auf insgesamt sieben Teilnehmer zu. Sie stammten sowohl aus der Testgruppe der BLV wie auch der BMV. Gründe waren zum einen das hohe Alter bei drei Personen, zum anderen ein fehlendes Verständnis für Tonhöhen. Vier Teilnehmer waren seit Geburt bzw. Kindheit an schwerhörig und hatten eine etwas schlechtere Sprachentwicklung trotz guter Ergebnisse im Freiburger Einsilbertest.

Die Stimmhöhe der Versorgungsmodalität BLV im Vergleich zu NH ergab keinen signifikanten Unterschied, was mit den Ergebnissen von Arias-Vergara et al. (2022) übereinstimmte. Dennoch wurde eine leicht tiefere F0 bei den weiblichen BLV ermittelt. Von tieferen F0 bei CI-Trägern, allerdings unabhängig vom Geschlecht, berichteten Gautam et al. (2019) und Ubrig et al. (2011).

Eine Korrelation der relativen JNDs der 2AFC-Messung mit dem Alter lag nur bei den BLV vor. Dies galt allerdings nur beim Miteinberechnen aller drei Messfrequenzen pro Person, da es beim Aufteilen nach Frequenzgruppen zu wenige Ergebnisse gab, um eine Korrelation zu ermitteln. Die relativen JNDs der NH korrelierten nicht mit dem Alter, was an der unterschiedlichen Altersverteilung liegen kann. Während bei BMV der Großteil der Probanden über 45 Jahre alt war, gab es bei der Gruppe der NH nur einen Probanden oberhalb dieser Altersgrenze. Ebenso ließ sich in der Gruppe der BLV keine Korrelation mit der Dauer der Schwerhörigkeit feststellen.

Es wurde ungefähr nach der Hälfte der Messungen ein Fehler in der Methodik festgestellt, der die Ergebnisse verfälscht haben könnte. Das Problem hatte mit der Lautstärke zu tun: Die tieferen Töne wurden leiser wiedergegeben als die höheren Töne. Dies wurde zu Beginn der Messungen, wenn ein großer Frequenzabstand gegeben ist, besonders deutlich. Wenn allerdings der Abstand zwischen den Tonhöhen verringert wurde, wurde der Pegelunterschied ebenfalls niedriger. Es kann zur Unterscheidung anhand der Lautstärke gekommen sein



anstatt der Frequenz. Die eingestellten zufälligen Pegelunterschiede von 1 dB<sub>SPL</sub> reichten zum Ausgleich nicht aus.

Bei folgenden Probanden waren die Unterschiede in der Lautstärke nicht angepasst (siehe Tabelle 9).

**Tabelle 9: Teilnehmer mit falscher Pegeleinstellung**

BLV1	BMV20
BLV2	BMV21
BLV3	BMV22
BLV4	BMV23
BLV5	BMV27
BLV7	EAS
NH1	

Aufgrund der Tatsache, dass die Pegelunterschiede gegen Ende des Messverfahrens klein geworden sind, ist allerdings nicht von einer signifikanten Beeinflussung der JND-Ermittlung auszugehen.

## **5 Schlussfolgerung und Ausblick**

Die Fähigkeit, Frequenzen zu unterscheiden, ist bei den meisten mit Hörhilfen versorgten Personen gegeben, die ein gutes Sprachverstehen im Freiburger Einsilbertest erreichen. Die Einstellung der CIs bezüglich der Frequenzen hat keinen Einfluss auf die Wahrnehmung wie auch die Grundfrequenz der eigenen Stimme. An die Fähigkeiten eines Normalhörenden kommen sie nicht heran.

Es wäre in weiteren Studien interessant zu sehen, ob das Alter auch bei der Versorgungsmodalität der NH einen Einfluss auf das Unterscheidungsvermögen von Frequenzen hat. Dazu muss die Probandengruppe der NH hinsichtlich des Alters besser verteilt sein als in der vorliegenden Studie.

## Literaturverzeichnis

- Ahmed, R.E., 2018. Comparison between pitch discrimination in normal children, children with hearing aids, and children with cochlear implant. *Egypt J Otolaryngol* 34, 332–336. [https://doi.org/10.4103/ejo.ejo\\_91\\_17](https://doi.org/10.4103/ejo.ejo_91_17)
- Arias-Vergara, T., Batliner, A., Rader, T., Polterauer, D., Högerle, C., Müller, J., Orozco-Arroyave, J.-R., Nöth, E., Schuster, M., 2022. Automatic Prosodic Analysis to Evaluate the Speech Production of Adult Cochlear Implant Users. *Journal of Speech, Language, and Hearing Research* (in press).
- Chari, D.A., Jiradejyong, P., Limb, C.J., 2019. Tripolar Stimulation Improves Polyphonic Pitch Detection in Cochlear Implant Users. *Otology & Neurotology* 38–46. <https://doi.org/10.1097/MAO.0000000000002061>
- Cheng, X., Liu, Y., Wang, B., Yuan, Y., Galvin, J.J., Fu, Q.-J., Shu, Y., Chen, B., 2018. The Benefits of Residual Hair Cell Function for Speech and Music Perception in Pediatric Bimodal Cochlear Implant Listeners. *Neural Plasticity* 2018, 1–10. <https://doi.org/10.1155/2018/4610592>
- Cullington, H.E., Zeng, F.-G., 2011. Comparison of Bimodal and Bilateral Cochlear Implant Users on Speech Recognition With Competing Talker, Music Perception, Affective Prosody Discrimination, and Talker Identification. *Ear & Hearing* 16–30. <https://doi.org/10.1097/AUD.0b013e3181edfbd2>
- Deutsche Gesellschaft für Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde, Kopf- und Hals-Chirurgie e.V., 2020. S2k-Leitlinie: Cochlea-Implantat Versorgung. AWMF-Register-Nr. 017/071 [WWW Document]. <https://www.awmf.org/leitlinien/detail/ll/017-071.html>. URL (accessed 6.27.22).
- Dhanasingh, A., Hochmair, I., 2021. Signal processing & audio processors. *Acta Oto-Laryngologica* 141, 106–134. <https://doi.org/10.1080/00016489.2021.1888504>
- Dorman, M.F., Gifford, R.H., Spahr, A.J., McKarns, S.A., 2008. The Benefits of Combining Acoustic and Electric Stimulation for the Recognition of Speech, Voice and Melodies. *Audiol Neurotol* 13, 105–112. <https://doi.org/10.1159/000111782>
- El Fata, F., James, C.J., Laborde, M.-L., Fraysse, B., 2009. How Much Residual Hearing Is ‘Useful’ for Music Perception with Cochlear Implants? *Audiol Neurotol* 14, 14–21. <https://doi.org/10.1159/000206491>
- Fujita, S., Ito, J., 1999. Ability of Nucleus Cochlear Implantees to Recognize Music. *Ann Otol Rhinol Laryngol* 108, 634–640. <https://doi.org/10.1177/000348949910800702>
- Ganz, H., Jahnke, V. (Eds.), 1996. *Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde*, 2. erw. Aufl. ed. Walter de Gruyter & Co., Berlin New York.
- Gaudrain, E., Başkent, D., 2018. Discrimination of Voice Pitch and Vocal-Tract Length in Cochlear Implant Users. *Ear & Hearing* 39, 226–237. <https://doi.org/10.1097/AUD.0000000000000480>
- Gautam, A., Naples, J.G., Eliades, S.J., 2019. Control of speech and voice in cochlear implant patients. *The Laryngoscope* 129, 2158–2163. <https://doi.org/10.1002/lary.27787>

- Gfeller, K., Jiang, D., Oleson, J.J., Driscoll, V., Knutson, J.F., 2010. Temporal Stability of Music Perception and Appraisal Scores of Adult Cochlear Implant Recipients. *J Am Acad Audiol* 21, 028–034. <https://doi.org/10.3766/jaaa.21.1.4>
- Gfeller, K., Turner, C., Mehr, M., Woodworth, G., Fearn, R., Knutson, J.F., Witt, S., Stordahl, J., 2002. Recognition of familiar melodies by adult cochlear implant recipients and normal-hearing adults. *Cochlear Implants International* 3, 29–53. <https://doi.org/10.1179/cim.2002.3.1.29>
- Gfeller, K., Turner, C., Oleson, J., Zhang, X., Gantz, B., Froman, R., Olszewski, C., 2007. Accuracy of Cochlear Implant Recipients on Pitch Perception, Melody Recognition, and Speech Reception in Noise. *Ear & Hearing* 28, 412–423. <https://doi.org/10.1097/AUD.0b013e3180479318>
- Goehring, T., Archer-Boyd, A.W., Arenberg, J.G., Carlyon, R.P., 2021. The effect of increased channel interaction on speech perception with cochlear implants. *Sci Rep* 11, 10383. <https://doi.org/10.1038/s41598-021-89932-8>
- Hellbrück, J., Ellermeier, W., 2004. Hören: Physiologie, Psychologie und Pathologie, 2. Auflage. ed. Hogrefe, Göttingen Bern.
- International Phonetic Association, 1999. Handbook of the International Phonetic: a guide to the use of the International Phonetic Alphabet. Cambridge University Press, Cambridge.
- Kang, R., Nimmons, G.L., Drennan, W., Longnion, J., Ruffin, C., Nie, K., Won, J.H., Worman, T., Yueh, B., Rubinstein, J., 2009. Development and Validation of the University of Washington Clinical Assessment of Music Perception Test. *Ear & Hearing* 30, 411–418. <https://doi.org/10.1097/AUD.0b013e3181a61bc0>
- Kenway, B., Tam, Y.C., Vanat, Z., Harris, F., Gray, R., Birchall, J., Carlyon, R., Axon, P., 2015. Pitch Discrimination: An Independent Factor in Cochlear Implant Performance Outcomes. *Otology & Neurotology* 36, 1472–1479. <https://doi.org/10.1097/MAO.0000000000000845>
- Kießling, J., Kollmeier, B., Baumann, U., 2018. Versorgung mit Hörgeräten und Hörimplantaten, 3. Auflage. ed. Georg Thieme Verlag, Stuttgart New York. <https://doi.org/10.1055/b-005-143661>
- Kollmeier, B., Gilkey, R.H., Sieben, U.K., 1988. Adaptive staircase techniques in psychoacoustics: A comparison of human data and a mathematical model. *The Journal of the Acoustical Society of America* 83, 1852–1862. <https://doi.org/10.1121/1.396521>
- Kompis, Martin, 2009. Audiologie, 2. Auflage. ed. Huber, Bern.
- Kong, Y.-Y., Stickney, G.S., Zeng, F.-G., 2005. Speech and melody recognition in binaurally combined acoustic and electric hearing. *The Journal of the Acoustical Society of America* 117, 1351–1361. <https://doi.org/10.1121/1.1857526>
- Kühner, M., Bubb, H., Bengler, K., Wild, J., 2012. Adaptive Verfahren in der Psychophysik: Effiziente Bestimmung von Absolut- und Unterschiedsschwellen.
- Laneau, J., Wouters, J., Moonen, M., 2004. Relative contributions of temporal and place pitch cues to fundamental frequency discrimination in cochlear implantees. *The Journal of the Acoustical Society of America* 116, 3606–3619. <https://doi.org/10.1121/1.1823311>

- Lenarz, T., 2017. Cochlear Implant – State of the Art. *Laryngo-Rhino-Otol* 96, S123–S151. <https://doi.org/10.1055/s-0043-101812>
- Lenarz, T. (Ed.), 1998. *Cochlea-Implantat: ein praktischer Leitfadens für die Versorgung von Kindern und Erwachsenen*. Springer, Berlin Heidelberg.
- Levitt, H., 1971. Transformed Up-Down Methods in Psychoacoustics. *The Journal of the Acoustical Society of America* 49, 467–477. <https://doi.org/10.1121/1.1912375>
- Looi, V., 2008. The effect of cochlear implantation on music perception - A review. *Department of Communication Disorders* 58.
- Looi, V., Radford, C.J., 2011. A comparison of the speech recognition and pitch ranking abilities of children using a unilateral cochlear implant, bimodal stimulation or bilateral hearing aids. *International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology* 75, 472–482. <https://doi.org/10.1016/j.ijporl.2010.12.023>
- Meister, H., Landwehr, M., Pyschny, V., Walger, M., Wedel, H. von, 2009. The perception of prosody and speaker gender in normal-hearing listeners and cochlear implant recipients. *International Journal of Audiology* 48, 38–48. <https://doi.org/10.1080/14992020802293539>
- Müller-Deile, J., 2009. *Verfahren zur Anpassung und Evaluation von Cochlear-Implant-Sprachprozessoren*, 1. Auflage. ed. Median-Verl. von Killisch-Horn, Heidelberg.
- Nobbe, A., Schleich, P., Zierhofer, C., Nopp, P., 2007. Frequency discrimination with sequential or simultaneous stimulation in MED-EL cochlear implants. *Acta Oto-Laryngologica* 127, 1266–1272. <https://doi.org/10.1080/00016480701253078>
- Oxenham, A.J., 2008. Pitch Perception and Auditory Stream Segregation: Implications for Hearing Loss and Cochlear Implants. *Trends in Amplification* 12, 316–331. <https://doi.org/10.1177/1084713808325881>
- Patel, R., Grigos, M.I., 2006. Acoustic characterization of the question–statement contrast in 4, 7 and 11 year-old children. *Speech Communication* 48, 1308–1318. <https://doi.org/10.1016/j.specom.2006.06.007>
- Ping, L., Yuan, M., Feng, H., 2012. Musical Pitch Discrimination by Cochlear Implant Users. *Ann Otol Rhinol Laryngol* 121, 328–336. <https://doi.org/10.1177/000348941212100508>
- Rader, T., Fastl, H., Baumann, U., 2017. Simulation von Sprachverstehen mit Cochlea-implantat: Einfluss von Frequenz und Pegel der Grundfrequenzkomponente bei elektrisch-akustischer Stimulation. *HNO* 65, 237–242. <https://doi.org/10.1007/s00106-016-0232-9>
- Rader, T., Helbig, S., Baumann, U., 2011. Elektrisch-akustische Stimulation: Funktionelle Ergebnisse im Vergleich zur konventionellen CI Versorgung. 82. Jahresversammlung der Deutschen Gesellschaft für Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde Kopf und Hals. <https://doi.org/10.3205/11HNOD444>
- Reiss, L.A.J., Ito, R.A., Eggleston, J.L., Liao, S., Becker, J.J., Lakin, C.E., Warren, F.M., McMenomey, S.O., 2015. Pitch Adaptation Patterns in Bimodal Cochlear Implant Users: Over Time and After Experience. *Ear & Hearing* 36, e23–e34. <https://doi.org/10.1097/AUD.0000000000000114>
- Traunmüller, H., Anders, E., 1991. The frequency range of the voice fundamental in the speech of male and female adults.

- 
- Ubrig, M.T., Goffi-Gomez, M.V.S., Weber, R., Menezes, M.H.M., Nemr, N.K., Tsuji, D.H., Tsuji, R.K., 2011. Voice Analysis of Postlingually Deaf Adults Pre- and Postcochlear Implantation. *Journal of Voice* 25, 692–699. <https://doi.org/10.1016/j.jvoice.2010.07.001>
- Ulrich, J., Hoffmann, E., 2019. Hörakustik, Basics, 3. Auflage. ed. DOZ-Verlag, Heidelberg.
- Wang, W., Zhou, N., Xu, L., 2011. Musical pitch and lexical tone perception with cochlear implants. *International Journal of Audiology* 50, 270–278. <https://doi.org/10.3109/14992027.2010.542490>
- Wei, C., Cao, K., Jin, X., Chen, X., Zeng, F.-G., 2007. Psychophysical Performance and Mandarin Tone Recognition in Noise by Cochlear Implant Users. *Ear & Hearing* 28, 62S-65S. <https://doi.org/10.1097/AUD.0b013e318031512c>
- Zhang, F., Underwood, G., McGuire, K., Liang, C., Moore, D.R., Fu, Q.-J., 2019. Frequency change detection and speech perception in cochlear implant users. *Hearing Research* 379, 12–20. <https://doi.org/10.1016/j.heares.2019.04.007>

## Anhang

Tabelle 10: 2AFC-Messergebnisse der Versorgungsmodalität BLV

Patienten ID	F0	JND rel.	JND rel. StaAbw	JND	JND StaAbw	Reihenfolge	ER	JND rel.	JND rel. StaAbw	JND	JND StaAbw	Reihenfolge	EM	JND rel.	JND rel. StaAbw	JND	JND StaAbw	Reihenfolge
BLV1	220,3	17,0707	3,2085	37,6067	7,0683	2	170	10,4042	3,1778	17,6872	5,4022	3	235	3,0891	1,5158	7,2594	3,5622	1
BLV2	197,87	94,9534	36,6242	188,0077	72,5159	1	170	46,3319	12,0026	78,7642	20,4044	3	235	18,94	12,6311	44,509	29,683	2
BLV3	204,59	2,0475	0,53042	4,1892	1,0852	3	198	6,6962	3,1531	13,2585	6,2432	2	262	20,1185	7,3689	52,7104	19,3065	1
BLV4	201,9	1,8034	1,0473	3,6411	2,1144	2	198	8,2914	3,8733	16,417	7,669	1	262	3,2619	0,99122	8,5461	2,597	3
BLV5	153,2	14,3686	12,9324	22,0126	19,8124	3	198	6,7676	2,7453	13,3998	5,4357	2	149	5,7912	2,6927	8,6288	4,0121	1
BLV6	121,8	7,1129	2,6053	8,6635	3,1732	1	170	5,3958	2,8616	9,1728	4,8647	2	120	5,8628	2,7388	7,0353	3,2865	3
BLV7	154,2	7,6011	6,5704	11,7209	10,1316	2	170	23,1655	6,0012	39,3813	10,202	1	120	3,8509	1,8582	4,6211	2,2298	3
BLV8	115,9	6,1067	2,5485	7,0777	2,9537	1	198	5,8837	3,4031	11,6497	6,738	3	149	2,3064	1,6367	3,4365	2,4386	2
BLV9	110,2	16,0947	7,0709	17,7364	7,726	1	198	5,9348	6,9099	11,7508	13,6817	2	149	9,3687	3,1096	13,9593	4,6332	3
BLV10	180,6	2,7736	0,87634	5,0091	1,5827	2	170	5,446	1,3804	9,2582	2,3468	3	235	1,7782	0,65132	4,1788	1,5306	1
BLV11	137,6	21,0949	11,2259	29,0265	15,4469	2	170	24,1423	4,5376	41,0419	7,714	3	120	9,8567	5,3298	11,828	6,3957	1
BLV12	179,5	2,2916	1,4613	4,1135	2,6231	3	170	3,6785	1,1235	6,2534	1,91	1	235	4,0952	1,0609	9,6236	2,4931	2
BLV13	91,7	4,2677	0,80212	3,9135	0,73555	3	181	0,63499	0,57152	1,1493	1,0344	1	128	4,0951	1,0609	5,2417	1,3579	2
BLV14	252,3	6,5951	3,0091	16,6395	7,5919	2	300	1,5699	0,56898	4,7096	1,7069	3	235	0,91962	0,28088	2,1611	0,66007	1
BLV15	110,3	3,6784	1,1235	4,0573	1,2392	3	170	5,0297	1,8422	8,5502	3,1317	1	120	4,2677	0,80212	5,1212	0,96255	2
BLV16	134,8	4,7854	1,9413	6,4508	2,6168	3	198	2,3063	0,70085	4,5665	1,3877	1	149	4,0952	1,0609	6,1019	1,5807	2
BLV17	204,3	8,2916	3,8734	16,9397	7,9134	1	208	13,2494	4,3976	27,5588	9,147	3	208	13,2494	4,3976	27,5588	9,147	3
BLV18	180,3	18,4514	5,607	33,2679	10,1095	2	170	26,094	7,9295	44,3598	13,4801	3	235	28,4516	10,4211	66,8612	24,4896	1
BLV19	125,4	29,4284	8,9884	36,9327	11,2804	2	188	22,2734	12,4375	41,874	23,3824	1	125,5	29,4284	8,9884	36,9327	11,2804	2

Tabelle 11: 3AFC-Messergebnisse der Versorgungsmodalität BLV

Patienten ID	F0	JND rel.	JND rel. StaAbw	JND	JND StaAbw	Reihenfolge	ER	JND rel.	JND rel. StaAbw	JND	JND StaAbw	Reihenfolge	EM	JND rel.	JND rel. StaAbw	JND	JND StaAbw	Reihenfolge
BLV2	197,87	34,1456	8,7076	67,6083	17,241	3	170	57,5482	14,6756	97,8319	24,949	1	235	20,026	2,9562	27,0345	3,9908	2
BLV3	204,59	3,0934	1,7089	6,3291	3,4957	1	198	3,5861	1,4566	7,1066	2,884	2	262	16,976	2,5059	44,4769	6,5655	3
BLV5	153,2	13,1158	2,3923	20,0934	3,665	2	198	3,7239	1,1714	7,3733	2,3195	1	149	15,609	2,8469	23,2566	4,2419	3
BLV6	121,8	4,9406	0,46966	6,0176	0,5204	2	170	6,6369	1,4068	11,2827	2,3916	1	120	4,828	1,0171	5,7936	1,2205	3
BLV7	154,2	5,1408	2,2237	7,9271	3,4289	2	170	7,8295	1,6596	13,3101	2,8213	1	120	3,0679	0,94501	3,6815	1,134	3
BLV8	115,9	5,2804	1,0233	6,1199	1,186	3	198	3,9658	0,72336	7,8524	1,4322	2	149	6,4952	1,5958	9,6779	2,3777	1
BLV10	180,6	3,1761	0,49242	5,736	0,8893	3	170	6,5237	1,6028	11,0903	2,7247	1	235	2,5241	0,59881	5,9317	1,4072	2
BLV11	137,6	14,8298	3,3451	20,4058	4,6028	1	170	4,157	0,75808	7,0669	1,2887	2	120	8,3796	2,0613	10,0555	2,4736	3
BLV12	179,5	2,234	0,93511	4,0101	1,6785	3	170	4,1935	0,76474	7,129	1,3001	1	235	3,6575	0,85635	8,6318	2,021	2
BLV13	91,7	4,6643	1,3136	4,2772	1,2046	1	181	1,8362	0,46825	3,3235	0,8475	3	128	3,3381	0,70758	4,2728	0,9057	2
BLV14	252,3	3,3302	1,0212	8,4022	2,5764	3	300	1,8963	0,49996	5,689	1,4999	2	235	1,0709	0,26342	2,5165	0,619	1
BLV15	110,3	3,5591	0,84435	3,9257	0,3132	1	170	5,5308	1,8837	9,4024	3,2023	3	120	2,9059	0,27624	3,4871	0,3315	2
BLV16	134,8	6,8742	1,8638	9,2665	2,5123	2	198	6,78	5,5296	13,4243	10,949	3	149	6,7378	0,91729	10,0394	1,3668	1
BLV18	180,3	16,67	3,9547	30,0559	7,1303	1	170	18,7845	9,1064	31,9336	15,481	3	235	21,872	5,8303	51,3996	13,701	2
BLV19	125,4	21,6131	4,8827	27,1245	6,1277	1	188	20,114	2,9691	37,8144	5,582	2	125,5	21,613	4,8827	27,1245	6,1277	1

Tabelle 12: 2AFC-Messergebnisse der Versorgungsmodalität NH

Patienten ID	F0	JND rel.	JND rel. StaAbw	JND	JND StaAbw	Reihenfolge	ER	JND rel.	JND rel. StaAbw	JND	JND StaAbw	Reihenfolge	EM	JND rel.	JND rel. StaAbw	JND	JND StaAbw	Reihenfolge
NH29	219,4	1,8644	0,99219	4,0906	2,1769	1	170	1,2663	0,77148	2,1527	1,3115	2	235	1,2142	0,75793	2,8535	1,7811	3
NH30	120	2,6515	0,96822	3,1818	1,1619	1	170	1,444	1,3024	2,4549	2,2141	2	120	2,6515	0,96822	3,1818	1,1619	1
NH31	214,5	1,7602	1,0969	3,7757	2,3527	2	170	16,7847	6,474	28,5341	11,0058	1	235	0,9932	0,32421	2,334	0,76189	3
NH32	117,1	3,729	1,1991	4,3666	1,54042	3	170	1,735	0,72659	2,9495	1,2352	2	120	3,1903	2,1589	3,8283	2,597	1
NH33	112,8	10,2315	6,9369	11,5411	7,8248	1	170	2,9671	1,1444	5,0441	1,9455	2	120	5,3746	2,0209	6,449	2,425	3
NH34	185	0,57661	0,17522	1,0667	0,32416	3	170	0,65026	0,19861	1,1054	0,33764	2	235	0,84968	0,49696	1,9968	1,1679	1
NH35	237,6	0,81541	0,37352	1,9374	0,88748	3	170	1,453	0,92982	2,4701	1,5807	1	235	1,4352	0,73212	3,3728	1,7205	2
NH36	209,9	12,0709	2,2688	25,3368	4,7622	3	170	20,8088	6,3557	35,375	10,8047	1	235	6,1784	3,0317	14,5193	7,1246	2
NH37	229,5	12,0709	5,0148	27,7028	11,5089	2	170	12,0709	2,2688	20,5205	3,8569	3	235	10,4042	3,1778	24,4499	7,4678	1
NH38	229,6	1,2574	0,46055	2,8869	1,0574	2	170	1,9508	0,9497	3,3164	1,6145	3	235	1,2574	0,46056	2,9549	1,0823	1
NH39	186,7	1,1279	0,76327	2,1058	1,425	2	170	0,87639	0,30618	1,4899	0,52051	3	235	1,3614	0,34509	3,1994	0,81097	1
NH40	139	2,845	1,47	3,9546	2,0433	2	170	1,7424	0,94217	2,9621	1,6017	3	120	2,9672	1,7846	3,5607	2,1416	1

Tabelle 13: 3AFC-Messergebnisse der Versorgungsmodalität NH

Patienten ID	F0	JND rel.	JND rel. StaAbw	JND	JND StaAbw	Reihenfolge	ER	JND rel.	JND rel. StaAbw	JND	JND StaAbw	Reihenfolge	EM	JND rel.	JND rel. StaAbw	JND	JND StaAbw	Reihenfolge
NH29	219,4	1,5935	0,42012	3,4961	0,9217	2	170	1,4455	0,60657	3,397	1,4254	1	235	1,4455	0,60657	3,397	1,4254	1
NH30	120	3,0869	0,72274	3,7043	0,8673	1	170	0,91779	0,19125	1,5602	0,3251	2	120	3,0869	0,72274	3,7043	0,8673	1
NH31	214,5	4,4939	8,1144	9,6394	17,405	3	170	0,90328	0,45228	1,5356	0,7689	2	235	1,4323	0,19499	3,3659	0,4582	1
NH32	117,1	4,44446	1,0676	5,2047	1,2501	1	170	4,7443	0,99945	5,931	1,1993	3	120	4,7443	0,99945	5,6931	1,1993	2
NH33	112,8	1,7633	0,59259	1,989	0,6684	1	170	2,575	0,82949	4,3774	1,4101	2	120	4,7661	1,5272	5,7193	1,8326	3
NH34	185	1,5646	0,45564	2,8946	0,8429	2	170	1,2594	0,4628	0,82999	0,2635	1	235	0,9096	0,26218	2,1375	0,6161	3
NH35	237,6	0,90166	0,37078	2,1423	0,881	2	170	1,6865	0,41466	2,867	0,7049	1	235	1,029	0,14012	2,4186	0,3293	3
NH36	209,9	2,2539	0,84046	4,7309	1,7641	2	170	6,3957	2,0793	10,8727	3,5348	1	235	2,6007	0,99979	6,1117	2,3495	3
NH37	229,5	8,265	1,5072	18,9682	3,4591	1	170	15,1385	2,3471	25,7354	3,99	3	235	11,741	5,416	27,5901	12,728	2
NH38	229,6	0,8573	0,11671	1,9684	0,268	3	170	1,2088	0,16457	2,055	0,2798	1	235	1,1429	0,17719	2,6857	0,4164	2
NH39	186,7	1,0454	0,28344	1,9518	0,5292	1	170	1,5239	0,56238	2,5907	0,956	3	235	1,186	0,40395	2,7872	0,9493	2
NH40	139	2,4914	1,1451	3,4631	1,5917	3	170	1,7114	0,31209	2,9094	0,5306	1	120	2,7767	0,45994	3,3321	0,5519	2

Tabelle 14: 2AFC-Messergebnisse der Versorgungsmodalität BMV

Patienten ID	F0	JND rel.	JND rel. StaAbw	JND	JND StaAbw	Reihenfolge	ER	JND rel.	JND rel. StaAbw	JND	JND StaAbw	Reihenfolge	EM	JND rel.	JND rel. StaAbw	JND	JND StaAbw	Reihenfolge
BMV20	140,4	9,8152	4,1105	13,7609	5,7629	3	170	14,7137	4,494	25,0132	7,6398	1	120	5,101	2,5049	6,1212	3,0059	2
BMV21	127,2	48,2845	9,0753	91,4179	11,5437	2	170	27,0708	10,9815	46,0204	18,6685	1	120	17,0704	7,0918	20,4844	8,5101	3
BMV22	213,2	2,8451	2,1589	6,0657	4,6028	3	170	1,2573	0,46051	2,1374	0,78287	1	235	3,5564	1,3026	8,3575	3,0611	2
BMV23	135,5	27,4752	7,3567	37,2289	9,9683	1	170	54,9526	23,1631	93,4194	39,3773	3	120	11,5825	3,0005	13,899	3,6006	2
BMV24	193,5	7,702	1,9523	14,9034	3,7776	2	170	7,7019	3,7163	13,0932	6,3177	1	235	3,1396	1,1379	7,3782	2,6741	3
BMV25	256,7	1,6308	0,49558	4,0441	1,239	1	300	45,5231	19,8301	136,5693	59,49023	3	235	7,3863	4,2749	17,3578	10,0459	2
BMV26	224,6	0,86116	0,92094	1,9342	2,0684	3	170	0,84596	0,34317	1,4381	0,58339	1	235	1,186	0,7008	2,7941	1,6469	2
BMV27	203,7	48,2836	9,0751	98,3537	18,486	2	313	2,0118	0,87637	5,0397	2,1953	1	250,5	2,8451	1,2393	8,9051	3,8791	3
BMV28	142,5	27,1893	15,9024	38,7448	22,661	3	313	31,2137	15,1955	79,6988	47,5619	2	250,5	18,4518	5,6071	46,2217	14,0459	1