

# **Einflussfaktoren für die Feinanpassung von Hörgeräten mittels Meta-Stellern**

Inauguraldissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin

des Fachbereiches Medizin

der Justus- Liebig- Universität Gießen

Vorgelegt von Bender, Michael Karl Friedrich

aus Heidelberg

Gießen 2008

Aus dem medizinischen Zentrum für Hals-Nasen-Ohren Heilkunde  
am Universitätsklinikum Gießen und Marburg GmbH, Standort Gießen  
Direktorin: Prof. Dr. med. H. Glanz

Gutachter: Prof. Dr. rer. nat. J. Kießling

Gutachter: PD Dr. med M. Horn

Tag der Disputation: 18.05.2009

„Ich erkläre: Ich habe die vorliegende Dissertation selbstständig, ohne unerlaubte fremde Hilfe und nur mit den Hilfen angefertigt, die ich in der Dissertation angegeben habe. Alle Textstellen, die wörtlich oder sinngemäß aus veröffentlichten oder nicht veröffentlichten Schriften entnommen sind, und alle Angaben, die auf mündliche Auskünften beruhen, sind als solche kenntlich gemacht. Bei den von mir durchgeführten und in der Dissertation erwähnten Untersuchungen habe ich die Grundsätze guter wissenschaftlicher Praxis, wie sie in der „Satzung der Justus-Liebig-Universität Gießen zur Sicherung guter wissenschaftlicher Praxis“ niedergelegt sind, eingehalten.“

„Für meinen Junior“

# Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung.....	1
2. Hörgeräteanpassung - Aktuelle Möglichkeiten und Grenzen.....	3
2.1. Indikationskriterien zur Versorgung mit Hörgeräten.....	4
2.2. Hörgerätetechnologie.....	5
2.2.1. Prinzipielles Funktionsprinzip von Hörgeräten.....	5
2.2.2. Signalverarbeitungstechnologien.....	6
2.3. Bauformen von Hörgeräten.....	8
2.4. Regelungs- und Begrenzungssysteme der Dynamik.....	10
2.5. Frequenzgangregelung.....	13
2.6. Hörgerätemesstechnik.....	15
2.7. Verfahren zur Bestimmung der Zielvorgaben zur Hörgeräteanpassung.....	17
2.7.1. Hörschwellenbasierte Verfahren.....	18
2.7.2. Überschwellige Verfahren.....	19
2.8. Feinanpassung von Hörgeräten.....	22
2.9. Verifikation und Validierung der Hörgeräteinstellungen.....	25
2.10. Was versteht man unter Meta-Stellern?.....	29
2.11. Grenzen der Hörgeräteanpassung.....	29
3. Fragestellung.....	32
4. Probanden und Methoden.....	33
4.1. Probanden.....	33
4.2. Hard- und Software für die Implementation von Meta-Stellern.....	35
4.3. Studienbeschreibung.....	40
4.4. Methoden.....	43
4.5. Numerische Auswertung.....	44

5.	Ergebnisse.....	46
5.1.	Faktor Alter .....	46
5.2.	Faktor Hörstörung .....	48
5.3.	Faktor Schrittweite des Meta-Stellers.....	49
5.4.	Faktor Belegung der Antwortalternativen A/B.....	54
5.5.	Faktor Lage des Startpunktes des Meta-Stellers.....	58
5.6.	Faktor Typ des Meta-Stellers .....	63
5.6.1.	Substudie zum Faktor Typ des Meta-Stellers.....	63
5.6.2.	Globale Datenauswertung zum Faktor Typ des Meta-Stellers .....	65
6.	Diskussion.....	67
6.1.	Diskussion der Ergebnisse.....	67
6.2.	Diskussion des Studiendesigns.....	77
6.3.	Ausblick.....	79
7.	Zusammenfassung .....	80
7.1.	Summary.....	81
8.	Literaturverzeichnis .....	84
8.1.	Normen und Richtlinien .....	84
8.2.	Originalliteratur .....	84
9.	Abbildungsverzeichnis.....	90
10.	Tabellenverzeichnis .....	95
11.	Anhang.....	96
11.1.	Glossar.....	96
11.2.	Audiogrammdaten der Probandengruppen.....	97
11.3.	Daten zur Zusammenstellung der einzelnen Probandengruppen.....	100
11.4.	Danksagung .....	102
11.5.	Lebenslauf .....	103

## 1. Einleitung

Die Kommunikation des Menschen mit seiner Umwelt ist ganz entscheidend von der Funktionalität seiner Sinnesorgane abhängig. Somit stellt der Verlust einer Sinnesqualität einen tiefgreifenden Einschnitt in das tägliche Leben dar, was insbesondere für Funktionseinschränkungen des visuellen und auditorischen Systems gilt. Diese medizinische und psychologische Tatsache wird in der Allgemeinbevölkerung jedoch zumeist nur für Sehstörungen akzeptiert, während Hörstörungen als „Erkrankungen des alten Menschen“ abgewertet und sogar tabuisiert werden. Aus diesem Grund und aus der Angst vor gesellschaftlicher Stigmatisierung wenden sich Patienten mit schleichend beginnendem Hörverlust erst relativ spät oder auch gar nicht an ihren Arzt.

Die Begründung dieser ablehnenden Haltung gegenüber Hörhilfen ist zum einen in technischen Limitationen, der vielfach suboptimalen Anpassung von Hörgeräten an die entsprechende Hörstörung, zum anderen in den unästhetischen Bauformen von Hörgeräten zu sehen. Durch die technische Weiterentwicklung der letzten Jahrzehnte wurde es möglich, leistungsstärkere sowie kleinere und somit ästhetischere Hörgeräte zu konzipieren. Der vorerst letzte Meilenstein der Hörgeräteentwicklung ist in der Markteinführung von Hörgeräten mit digitaler Signalverarbeitung zu sehen, welche eine bessere individuelle Hörgeräteanpassung erlauben. Ferner sind hierdurch eine weitgehend unverzerrte Signalwiedergabe sowie komplexere Signalverarbeitungsalgorithmen, wie z. B. Rückkopplungs- oder Störschallunterdrückung, realisierbar geworden, wobei zudem eine höhere Genauigkeit und Reproduzierbarkeit der programmierten Anpasseinstellungen erzielt werden kann.

In gleicher Weise wurde durch die Weiterentwicklung der Bauformen von Hörgeräten, die inzwischen sogar unsichtbar als sog. Im-Ohr-Geräte (IO-Geräte) getragen werden können, ein weiterer wichtiger Schritt zur Akzeptanzsteigerung von Hörhilfen geleistet. Besonders große Akzeptanz haben offene Versorgungen in den letzten Jahren gefunden, die den Gehörgang weitgehend unverschlossen lassen, was eine sehr natürliche Klangqualität zur Folge hat.

Im Rahmen dieser technischen Weiterentwicklung sind nun zwar individuellere Hörgerätefeinanpassungen möglich, wiewohl hierdurch die Komplexität und somit auch der Zeitaufwand für eine Hörgerätefeinanpassung zunimmt. Aus diesem Grund wurde die Vorstellung entwickelt, durch die Einführung von Meta-Stellern, welche als komplexe Steller mehrere Hörgeräteeinstellparameter in audiologisch sinnvoller Weise verknüpfen, die Feinanpassung von Hörgeräten zu vereinfachen. Zur Realisierung dieser Überlegungen wäre es ideal wenn es gelänge, Meta-Steller zu definieren, die gezielt auf typische anpassrelevante Faktoren wirken.

Das Ziel der vorliegenden Studie ist es, Einflussfaktoren für Meta-Steller zur Hörgerätefeinanpassung zu untersuchen, um hieraus folgend nicht nur Kenntnis über relevante Einflussfaktoren, sondern zugleich über potentielle Einflussgrößen zu erlangen. In diesem Rahmen wurden an 24 Probanden verschiedene Einflussfaktoren anhand von zwei exemplarischen Meta-Stellern, einem selektiven 3 kHz-Steller sowie einem so genannten Lautheits-Steller systematisch studiert. Die im Folgenden dargelegten Untersuchungsergebnisse sollen somit einen Beitrag zur Weiterentwicklung eines Meta-Steller-Konzepts zur Hörgerätefeinanpassung leisten.



## 2. Hörgeräteanpassung - Aktuelle Möglichkeiten und Grenzen

Eine allgemeingültige Aussage über die Ansprüche an eine adäquate Hörgeräteversorgung zu formulieren gestaltet sich schwierig, da jeder sehr unterschiedliche Anforderungen und Erwartungen an sein Gehör und damit an die Hörgeräteversorgung stellt. Es lässt sich jedoch festhalten, dass die Wiederherstellung der Kommunikationsfähigkeit die zentrale Aufgabe der Hörgeräteversorgung darstellt. Zur optimalen Kompensation des pathologischen Gehörs sollte das ideale Hörgerät in der Lage sein sämtliche pathologischen Parameter auf allen Ebenen des Gehörs individuell auszugleichen. Dies sollte modellhaft in einer Reihenschaltung von Hörgerät und pathologischem Gehör erfolgen, um einen Zustand normalen Hörens und Verstehens zu erreichen. Die Realisierung eines solch idealen Hörgerätes scheint derzeit noch nicht möglich, da noch nicht sämtliche Komponenten des pathologischen Gehörs verstanden und somit individuell erfassbar sowie quantifizierbar sind. Darüber hinaus liegen aktuell noch keine technischen Möglichkeiten vor, Hörstörungen auf allen Ebenen des Hörens zu kompensieren (siehe Kapitel 2.9).

Das primäre Ziel der Hörgeräteversorgung sollte darin begründet sein, Eingangssignale in den Bereich zwischen Hörschwelle und Unbehaglichkeitsschwelle, den sog. Restdynamikbereich, zu transferieren. Da Sprache in den meisten Fällen als Nutzsignal angenommen werden darf, sollte das mittlere Langzeit-Sprachspektrum (Byrne et al., 1994) hörbar gemacht und in den Pegelbereich angenehmen Hörens (MCL, most comfortable level) verschoben werden (siehe Abbildung 1.1).

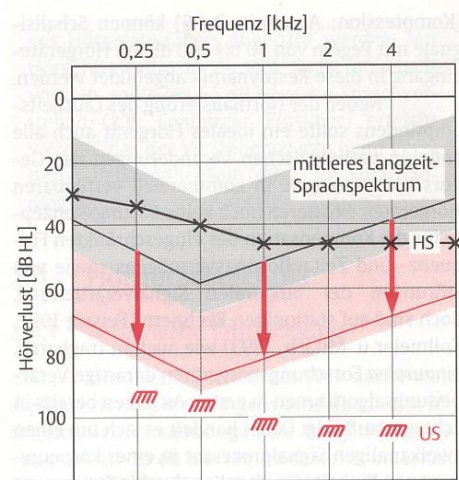


Abb.2.1 Aufgabenstellung eines Hörgerätes in Darstellung des Tonaudiogramms: Verstärkung des mittleren Langzeit-Sprachspektrums (grau unterlegt) in den individuellen Restdynamikbereich, sodass das verstärkte Spektrum (rot unterlegt) zwischen Hörschwelle (HS) und Unbehaglichkeitsschwelle (US) zu liegen kommt ( nach Kießling).

Die Untersuchungen von Byrne et al. zeigten, dass unabhängig von der jeweiligen Sprache ein mittleres Langzeit-Sprachspektrum mit einer Gesamtdynamik von 35 dB zugrunde gelegt werden kann. Diese Gesamtdynamik erstreckt sich ca. 10 dB oberhalb sowie 25 dB unterhalb des mittleren Sprachpegels.

Die zur Anhebung des Sprachspektrums über die Hörschwelle benötigte Verstärkung der einfallenden Schallereignisse ist sowohl als Funktion der Frequenz als auch des Eingangsschalldruckpegels anzusehen. Jedoch muss mittels geeigneter eingangspegelabhängiger Verstärkungswirkung vermieden werden, dass durch zu hohe Eingangspegel die Unbehaglichkeitsschwelle überschritten wird. Dies hätte ein unbehagliches Hörempfinden oder im schlimmsten Fall schalltraumatische Hörstörungen zur Folge. Somit bewegt sich die Funktion des Hörgerätes in einem dreidimensionalen Raum mit den Größen: Frequenz, Eingangs- und Ausgangspegel.

An dieser Stelle stellt sich jedoch die Frage, ob es audiologisch sinnvoll ist, möglichst alle einfallenden Schallereignisse in den Restdynamikbereich zu transferieren oder ob eine Informationsreduktion auf den Bereich des cerebral verarbeitungsfähigen Maßes beschränkt werden sollte. Hieraus leitet sich insbesondere das Problem der Störschallbefreiung ab, die physiologischerweise vom gesunden zentralen Hörsystem übernommen wird. Gerade in kommunikativen Hörsituationen stellen die störschallbehafteten Hörsituationen ein großes Problem dar, für das es jedoch zur Zeit nur bedingt effiziente Störschallreduktionsstrategien gibt.

## **2.1. Indikationskriterien zur Versorgung mit Hörgeräten**

Die Indikationskriterien zur kassenärztlichen Versorgung mit Hörgeräten sind in den Hilfsmittelrichtlinien des Bundesausschusses der Ärzte und Krankenkassen, veröffentlicht im Bundesanzeiger Nr. 2 vom 5. Januar 2005, festgelegt und lauten wie folgt:

1. Untersuchung durch einen Arzt für Hals-Nasen-Ohren-Krankheiten einschließlich Erhebung der Anamnese sowie ton- und sprachaudiometrischer Bestätigung der Kommunikationsbehinderung.
2. Der tonaudiometrische Hörverlust beträgt auf dem besseren Ohr 30 dB oder mehr in mindestens einer der Prüffrequenzen zwischen 500 und 3000 Hz, und die Verstehensquote für ein-silbige Wörter ist auf dem besseren Ohr bei 65 dB nicht größer als 80% (bei sprachaudiometrischer Überprüfung mit Kopfhörern). Bei einseitiger Schwerhörigkeit muss der tonaudiometrische Hörverlust bei 2000 Hz oder bei mindestens 2 Prüffrequenzen zwischen 500 und 3000 Hz mindestens 30 dB betragen.
3. Feststellung ob der Patient überhaupt in der Lage ist das Hörgerät zu bedienen, ggf. nach einer Anpassphase in Zusammenarbeit mit einem Hörgeräte-Akustiker.
4. Entschluss des Patienten, das Hörgerät tragen zu wollen.

## 2.2. Hörgerätetechnologie

Die Entwicklungsgeschichte von Hörhilfen ist bis ins 18. Jahrhundert zurückzuverfolgen (Sarli et al., 2003). Bereits zu dieser Zeit wurden Hörhilfen in Form von Hörrohren verwendet, deren bekanntester Nutzer wohl der Komponist Ludwig von Beethoven war (McCabe, 2004). Eine der ältesten Formen der Hörhilfen ist die fächerförmig ans Ohr gehaltene Hand, mit der sich eine Verstärkungswirkung von 10- 15 dB im Frequenzbereich unterhalb 2 kHz erzielen lässt (de Boer, 1984; Hüls, 1999). Diese simplen Formen der Hörhilfen wurden, im Rahmen der Entwicklung der Elektrotechnik, durch moderne technische Hörgeräte abgelöst. Die Technisierung von Hörhilfen ist eng mit der Erfindung des Telefons verbunden, sodass gegen Ende des 19. Jahrhunderts bereits die ersten modernen Hörgeräte entwickelt wurden, die gegenüber den nichtelektronischen Hörhilfen den Vorteil der höheren Verstärkung sowie der Regelmöglichkeit boten. In den 30er Jahren wurden durch die Verwendung von Elektronenröhren erste Taschenhörgeräte entwickelt. Im Zusammenhang mit der Entwicklung der Transistoren, und später der integrierten Schaltkreise, wurde die Miniaturisierung von Hörgeräten zu Hinter dem Ohr (HdO) und sogar zu Im Ohr (IO) tragbaren Hörgeräten vorangetrieben (Vonlanthen, 1995). 1988 wurden die ersten digital programmierbaren Hörgeräte in den Markt eingeführt. Den vorläufig letzten Innovationsschub erlebte die Hörgeräteentwicklung 1996 durch die Einführung von Hörgeräten mit digitaler Signalverarbeitung (Schaub, 2005). Es ist also deutlich zu erkennen, dass die Entwicklungsgeschichte der Hörgeräte stark mit der technischen Weiterentwicklung der Elektrotechnik korreliert.

### 2.2.1. Prinzipielles Funktionsprinzip von Hörgeräten

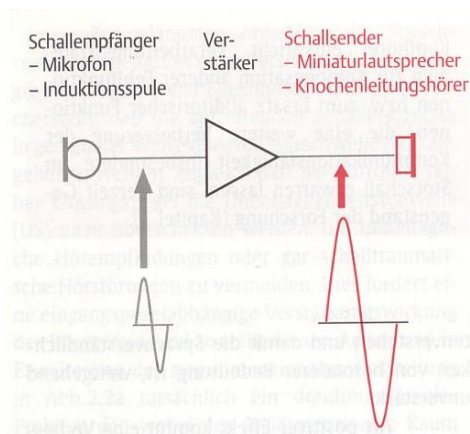


Abb. 2.2 Hauptkomponenten eines Hörgerätes mit analoger Signalverarbeitung bestehend aus Schallempfänger (grau), Verstärker und Schallsender (rot) (nach Kießling)

Die Hauptkomponenten eines Hörgerätes bestehen aus einem Schallempfänger, einem Verstärker und einem Schallsender (siehe Abbildung 1.2). Der Schallempfänger und der Schallsender fungieren hierbei als elektroakustische Wandler.

Das einfallende akustische Signal wird vom Schallempfänger (Mikrophon, grau) in eine elektrische Wechselspannung umgewandelt und anschließend dem Verstärker zugeführt. Diese Wechselspannung wird im Verstärker in Amplitude und Frequenzgehalt bearbeitet und nachfolgend dem Schallsender (Miniaturlautsprecher oder Knochenleitungshörer, rot) zugeleitet.

Im Schallsender wird die elektrische Wechselspannung wieder in ein akustisches oder vibratorisches Signal rücktransformiert.

In den meisten Fällen sind Hörgeräte auf der Eingangsseite zusätzlich mit einer Induktionsspule ausgestattet, die das Empfangen von elektromagnetischen Wellen, wie sie z. B. von Induktionsspulen oder Telefonhörern abgestrahlt werden, ermöglichen. Hier ist allerdings anzumerken, dass die meisten modernen Telefone eine zu geringe Feldstärke erzeugen, da ihre Hörer andere Wandlerprinzipien benutzen.

Gleichfalls sind die meisten Hörgeräte mit einem direkten galvanischen Eingang (sog. Audioeingang) zum Anschluss externer Schallquellen, wie Klassen-Verstärkeranlagen, drahtlose Übertragungsanlagen (z. B. FM-Anlagen), Radio- und Fernsehgeräte sowie weiteren Zusatzeinrichtungen, ausgestattet. Dies ist insbesondere für eine optimale Rehabilitation schwerhöriger Kinder von grundlegender Bedeutung.

Die vordergründige Funktion von Hörgeräten besteht nach wie vor in der Verstärkung des einfallenden Schallsignals. So wird dieses, im Schallempfänger in eine elektrische Wechselspannung umgewandelte Signal, im Verstärker entsprechend den eingestellten Parametern bearbeitet und verstärkt. Das im Schallsender rücktransformierte Signal wird nun, bei Luftleitungshörgeräten mittels eines Miniaturlautsprechers bzw. bei Knochenleitungshörgeräten mittels Knochenleitungshörer, dem pathologischen Gehör dargeboten.

Weitere Komponenten eines Hörgerätes sind die Spannungsversorgung mittels Batterie oder Akku, die Bedienungskomponenten in Form eines Ein-/Ausschalters, ggf. ein Verstärkungsregler (Potentiometer) sowie ein Programmschalter. Mechanische Steller zur Anpassung des Hörgerätes sind durch die Entwicklung von digital programmierbaren Hörgeräten verzichtbar geworden.

### **2.2.2. Signalverarbeitungstechnologien**

Legt man der Klassifikation von Hörgeräten deren grundlegende Signalverarbeitungsstrategie und Parametereinstellung zugrunde, lassen sich drei verschiedene Formen unterscheiden: analoge, digital programmierbare und digitale Hörgeräte.

Während bis 1996 der Markt von analogen und digital programmierbaren Hörgeräten beherrscht wurde, haben sich im letzten Jahrzehnt die Digitalhörgeräte durchgesetzt, sodass analoge Hörgeräte heute nur noch für spezielle Anwendungen und besondere Märkte in Frage kommen. Bei analogen und digital programmierbaren Hörgeräten erfolgt die Signalverarbeitung auf analogem Weg. Die Parametereinstellung durch den Hörgeräteakustiker erfolgte in der Vergangenheit bei rein analogen

Hörgeräten über mechanische Steller mithilfe eines Schraubendrehers. Heute werden die wenigen analogen Hörgeräte, die noch auf dem Markt sind, digital programmiert.

Dies ist mittels eines Personal-Computers, der über ein spezielles Interface (HiPro von HIMSA) an das Hörgerät angeschlossen ist, möglich. Hierfür wurde eine firmenübergreifende Softwareplattform (NOAH) entwickelt, von der aus die firmenspezifischen Anpassprogramme gestartet werden können. Die digitale Parametereinstellung bietet insbesondere die Vorteile der höheren Genauigkeit und Reproduzierbarkeit der Einstellungen, eine prinzipiell uneingeschränkte Anzahl an programmierbaren Einstellungen sowie eine verbesserte Vergleichbarkeit der Einstellungen und Hörgeräte, was besonders vor dem Hintergrund der „vergleichenden Anpassung“ bei der Versorgung von Hörgeschädigten beim Hörgeräteakustiker von großem Vorteil ist. Eine weitere Form der analogen Signalverarbeitung stellen die Mehrkanalhörgeräte dar. In dieser Konzeption wird das Eingangssignal in mehrere Frequenzbänder (Kanäle) aufgeteilt, was eine frequenzspezifischere Anpassung (siehe Kapitel 2.5) an die Restdynamik, mithilfe von kanalspezifischer AGC- und Verstärkereinstellung (siehe Kapitel 2.4), ermöglicht. Nach erfolgter frequenzspezifischer Anpassung werden die bearbeiteten Frequenzbänder wieder zusammengeführt und dem pathologischen Gehör zugeführt. Somit ist es möglich, komplexere Gesamtanpassungen mittels differenzierter Anpassung in jedem Kanal zu realisieren.

Wie bereits oben erwähnt, haben inzwischen die digitalen Hörgeräte den Markt erobert. Bei diesen Geräten wird das einfallende Signal numerisch, d. h. als Zahlenfolge verarbeitet, welche die verschiedenen Parameter wie Frequenz, Pegel etc., zum Zeitpunkt der Mikrophonaufnahme beschreibt. Durch bestimmte Verarbeitungsstrategien können Details gezielt verstärkt oder abgeschwächt werden, ohne dass dabei das gesamte Klangbild verändert wird (Tyrell, 2006). Das einfallende Signal wird vorverstärkt und mittels eines analog/digital Wandlers in eine digitale numerische Abfolge umgewandelt, um anschließend im Signalprozessor, entsprechend den gewählten Einstellungen, bearbeitet zu werden. Da das menschliche Gehör nur analoge Signale verarbeiten kann, muss das Signal nach der Bearbeitung wieder in ein analoges Signal rücktransformiert werden. Dies wird durch einen, zwischen Signalprozessor und Endverstärker geschalteten, digital/analog Wandler erreicht. Nach anschließender Endverstärkung wird das Signal dem pathologischen Gehör dargeboten. Die wichtigsten Vorteile eines digitalen Hörgerätes liegen in folgenden Punkten: individuelle Hörgeräteanpassung, komplexe Signalverarbeitungsalgorithmen, hohe Genauigkeit und Reproduzierbarkeit der getroffenen Einstellungen, weitgehend unverzerrte Wiedergabe, programmierbare Störschallunterdrückung sowie wirksame Unterdrückung der Rückkopplung.

### **2.3. Bauformen von Hörgeräten**

Die Bauform von Hörgeräten hat neben dem ästhetischen Erscheinungsbild auch eine entscheidende Funktion für das akustische Wiedergabeverhalten. Hierbei spielt vor allem die Ausformung der Otoplastik und die Platzierung des Schallwandlers eine entscheidende Rolle. Dem Hörgeräteakustiker ist es möglich, durch gezielte Modifikation am Schallkanal und an der Otoplastik die Hörgerätewiedergabe entscheidend zu beeinflussen (Voogdt, 2005). Somit beschränkt sich die Auswahl von Hörgerät und Otoplastik nicht nur auf den Tragekomfort und das ästhetische Erscheinungsbild, sondern auch auf die Wiedergabeeigenschaften des jeweiligen Hörgerätes.

Die früher häufig verwendeten Taschenhörgeräte sind aufgrund ihrer Vielzahl an Mängeln, wie z. B. der fehlenden kopfbezogenen Schallaufnahme, der Reibegeräusche an der Kleidung sowie der Kabelverbindung zwischen Hörgerät und Hörer, komplett vom Markt verdrängt worden.

Etwa 2/3 der heute angepassten Hörgeräte sind Hinter-dem-Ohr-Hörgeräte (HdO). Die Schallaufnahme über das Mikrofon erfolgt meistens oberhalb der Ohrmuschel. Bei diesen Hörgeräten wird das Gehäuse, in dem alle Komponenten untergebracht sind, hinter dem Ohr getragen, welches über ein Winkelstück und einen Schallschlauch mit dem individuell gefertigten Maßohrpassstück – der sog. Otoplastik – oder einem offenen Standard-Ohrstück, verbunden ist. Die Bedienungselemente sowie der Anschluss für die digitale Programmierverbindung sind auf der Rückseite des Hörgerätes positioniert.

Mit zunehmender Miniaturisierung der Hörgeräte wurden die Im-Ohr-Hörgeräte (IO) entwickelt, die ca. 1/3 der heute angepassten Hörgeräte ausmachen. Die Komponenten der IO-Geräte sitzen in speziellen Hohlschalen, die individuell angefertigt werden. Hierbei wird zwischen Geräten die das Cavum concha ganz oder teilweise ausfüllen (sog. Conchageräte) und Geräten die mehr oder weniger vollständig im Gehörgang sitzen (sog. Gehörgangsgeräte) differenziert. Die Größe und Geometrie des Gehörgangs bestimmen dabei die Platzierung und Größe der IO-Geräte. Geräte die vollständig im Gehörgang sitzen (sog. CIC, completely in the canal) sind somit zumindest von vorne kaum sichtbar. Diese Geräte haben aber neben den ästhetischen Vorzügen auch akustisch relevante Vorteile. Durch den möglichst tiefen Sitz im Gehörgang bleibt, im Vergleich zu den HdO-Geräten, nicht nur das Richtungshören durch die gehörgangsnahen Schallaufnahme und der Richtwirkung der Ohrmuschel zumindest teilweise erhalten, sondern es erfolgt ebenfalls eine Höhenanhebung durch die Resonanzwirkung im Cavum conchae. Durch den Sitz des Hörers im Gehörgang wird kein Schallschlauch benötigt, welcher als physikalischer Tiefpassfilter eine Absenkung der Höhenwiedergabe bewirken würde. Zusätzlich werden die unnatürlichen Klangeindrücke, durch die Hörer-

und Schallschlauchresonanzen im Bereich oberhalb von einem kHz, vermieden, wodurch im Hauptübertragungsbereich ein glatterer Frequenzgang (Verstärkung als Funktion der Frequenz) mit natürlichem Klangeindruck zustande kommt. Somit zeigen IO-Geräte eine tendenziell bessere Höhenwiedergabe, welche einen günstigen Effekt auf das Konsonantenverstehen hat. Ein weiterer Vorteil von IO-Geräten besteht in der Reduktion des Restvolumens zwischen Miniaturlautsprecher und Trommelfell (Membrana tympani), wodurch der Wirkungsgrad der Ankopplung steigt und daraus folgend ein geringerer absoluter Verstärkungsbedarf nötig ist. Dem steht als Nachteil gegenüber, dass bei Verwendung von IO-Geräten der Gehörgang nicht offen gestaltet werden kann, denn dort sitzt das Hörgerät (Jespersen et al., 2006). Da ein möglichst offener Gehörgang die Natürlichkeit des Klangs, speziell der eigenen Stimme, positiv beeinflusst, haben HdO-Geräte mit offener Anpassung in den letzten Jahren wieder stark an Verbreitung gewonnen. Dies wurde durch die Einführung wirksamer Rückkopplungsunterdrückungsstrategien möglich. Seit 2006 kamen zunehmend auch HdO-Geräte, bei denen der Hörer in den Gehörgang ausgelagert ist, auf den Markt. Sie vereinen zahlreiche Vorzüge von HdO- und IO-Geräten miteinander. Da bei der offenen Anpassung nur der Hörerquerschnitt im Gehörgang liegt, kann auf einen Schallschlauch verzichtet werden, was sich in der Vermeidung von Schallschlauchresonanzen und der Vermeidung einer Tiefpasswirkung bemerkbar macht.

Neben diesen klassischen Bauformen von Hörgeräten, die mit ca. 95% den Hauptanteil der angepassten Hörgeräte ausmachen, gibt es noch Sonderbauformen, von denen die wichtigsten im Folgenden kurz erläutert werden:

- *Luftleitungshörbrille*: Sie stellt gewissermaßen eine Sonderform des HdO-Gerätetyps dar, die HdO-Hörgerät und Brille kombiniert. Wahlweise wird über einen Adapter das HdO-Gerät an der Brille befestigt oder sämtliche Komponenten des Hörgeräts sind im Brillenbügel untergebracht.
- *CROS/ BICROS-Versorgung*: Bei einseitiger Taubheit oder Unversorgbarkeit eines Ohres bietet sich eine CROS-Versorgung („contralateral routing of signals“) an. Hierbei wird mit einem Mikrofon der Schall auf der tauben Seite aufgenommen und der gesunden Seite zugeleitet. Aufgrund der räumlichen Trennung von Mikrofon und Miniaturlautsprecher ist hier, ohne dass Rückkopplungsprobleme auftreten, eine offene Versorgung sehr gut realisierbar. Aufgrund der offenen Versorgung wird der natürliche Schalleinfall auf der gesunden Seite nicht beeinflusst. Für diese Versorgungskonfiguration sind neben Hörbrillen, an denen sämtliche benötigten Komponenten sehr leicht unauffällig am Brillenbügel montiert werden können, auch Signalübertragungssysteme vom pathologischen zum gesunden Ohr, mittels

Funk geeignet. Eine BICROS-Versorgung (Binaural-CROS) bietet sich an, wenn auf dem besseren Ohr ebenfalls eine versorgungspflichtige Schwerhörigkeit vorliegt (Del Dot et al., 1992). Bei dieser Konstellation wird das Hörgerät auf dem besser hörenden Ohr mit einem zusätzlichen Mikrophon auf dem schlechter hörenden Ohr kombiniert. Somit werden die aufgenommenen Signale beider Ohren dem besser hörenden Ohr dargeboten.

- *Knochenleitungshörgerät:* Beim Vorliegen einer Schallleitungsschwerhörigkeit, die weder operativ noch medikamentös therapierbar ist, bietet sich die Versorgung mit einem Knochenleitungshörgerät an. In diesem Fall wird das zu bearbeitende Signal nicht mittels eines Miniaturlautsprechers dargeboten, sondern mit Hilfe eines Körperschallschwingungsgebers direkt an die Schädelkalotte geleitet. In den meisten Fällen sind diese Hörgeräte in Form einer Brille realisiert. Zur optimalen Schwingungsübertragung ist ein effizienter Anpressdruck an die Schädelkalotte notwendig. Da dieser jedoch nicht immer toleriert wird, muss ein Kompromiss zwischen Tragekomfort und Anpressdruck gefunden werden. Eine andere Möglichkeit bietet die Ankopplung eines Hörgerätes an eine im Mastoid verankerte Titanschraube (BAHA, bone anchored hearing aid), die sich besonders für Patienten mit chronischer Otitis sowie Mittel- und Außenohrfehlbildungen eignet (Hakansson et al., 1985; Tjellstrom et al., 2001; Snik et al., 2005). Seit der Markteinführung von BAHA-Versorgungen hat sich deren Indikationsspektrum stetig erweitert. Während in der Frühphase der Entwicklung lediglich die Versorgung reiner Schallleitungsstörungen angezeigt war, sind inzwischen leistungsstärkere Systeme verfügbar, mit deren Hilfe kombinierte Hörverluste mit Schallempfindungsstörungen von bis zu 60 dB versorgt werden können (Snik et al., 2004; Bosman et al., 2006). Ferner werden diese Systeme zunehmend auch zur bilateralen Versorgung verwendet, auch wenn der binaurale Nutzen geringer als bei beidohriger Luftleitungsversorgung ausfällt (Bosman et al., 2001; Federspil & Plinkert, 2002; Stenfelt, 2005).

#### **2.4. Regelungs- und Begrenzungssysteme der Dynamik**

Dynamikregelungs- und Begrenzungssysteme haben die Funktion, die Ausgangspegel am Hörgerät an die individuelle Restdynamik des Hörgeschädigten anzupassen. Der lineare Verstärkungsbereich eines Hörgerätes ist prinzipiell im unteren Dynamikbereich durch das Eigenrauschen sowie im oberen Dynamikbereich durch das Eintreten der Sättigung erreicht. Zur Vermeidung von Verzerrungen sollte ein Hörgerät möglichst linear arbeiten. Es wird grundlegend zwischen Begrenzungssystemen und Regelsystemen unterschieden.



Begrenzungssysteme, wie z.B. die Spitzenbeschneidung (Peak Clipping), verhindern bei linearer Verstärkung des Sprachdynamikbereiches ein Überschreiten eines Schwellenpegels (z.B. der Unbehaglichkeitsschwelle). Solche Systeme wirken über die Begrenzung der maximal möglichen Ausgangsspannung und damit des maximal möglichen Ausgangspegels. Wird z.B. bei einem Hörgeschädigten, dessen Unbehaglichkeitsschwelle bei 100 dB liegt, eine Grundverstärkung von 30 dB zum Anheben sämtlicher Sprachanteile über die Hörschwelle benötigt, bedeutet dies, dass alle einfallenden Schallereignisse mit Eingangspegel bis 70 dB linear verstärkt werden. Oberhalb des Eingangspegels von 70 dB wirkt die Spitzenbeschneidung, indem sie die Pegel am Hörgeräteausgang auf 100 dB limitiert. Begrenzungssysteme arbeiten ohne zeitliche Verzögerung, führen jedoch durch das Abschneiden der Signalspitzen zu erheblichen Verzerrungen.

Ferner werden in Hörgeräten automatische Verstärkungsregelungen (automatic gain control, AGC) verwendet. Hierbei differenziert man zwischen Systemen deren Regelwirkung in Abhängigkeit eines vorgegebenen Schwellenpegels entweder am Hörgeräteausgang ( $AGC_o = AGC_{output}$ ) oder am Hörgeräteeingang ( $AGC_i = AGC_{input}$ ) einsetzt. Bei der  $AGC_o$  kann der Hörgeräteträger durch Betätigen des Potentiometers („Lautstärkestellers“) die Ausgangsdynamik unterhalb des AGC-Schwellenpegels stauchen oder dehnen, wodurch sich der Umfang der Ausgangsdynamik ändert. Im Gegensatz dazu bleibt der Dynamikumfang der  $AGC_i$  bei einer Verstärkungsänderung konstant und wird durch Betätigung des Potentiometers lediglich auf der Pegelachse nach oben oder unten verschoben. Diese beiden Grundformen stellen die Basis für Mischformen von AGC-Schaltungen dar. Da AGC-Schaltungen auf der Grundlage von endlichen Ein- und Ausregelzeiten basieren, werden persistierende Verzerrungen größtenteils vermieden, jedoch treten durch die Regelungsvorgänge transiente Verzerrungen auf, die vom Hörgeräteträger als „Pumpen“ (Kinkel, 2001) wahrgenommen werden können. AGC-Schaltungen sind durch folgende drei Kenngrößen gekennzeichnet:

- *Schwellenpegel*: Der Schwellenpegel ist der Pegel, ab dem die Kompressionswirkung einsetzt. Nach DIN EN 60118-2 ist dies der Pegel, der eine Verstärkungsminderung von  $2 \pm 0,5$  dB gegenüber der Verstärkung im linearen Bereich bewirkt.
- *Kompressionsverhältnis*: Das statische Kompressionsverhältnis ist nach DIN EN 60118-2 definiert als der Quotient aus Eingangsschalldruckpegeldifferenz und Ausgangsschalldruckpegeldifferenz. Da Hörgeräte im Großteil der Fälle mit modulierten Eingangssignalen, wie Musik oder Sprache, beschallt werden, ist die auftretende Kompressionswirkung zumeist deutlich geringer als es durch das statische Kompressionsverhältnis angegeben wird. Aus diesem Grund wird für modulierte Eingangssignale das effektive Kompressionsverhältnis als relevante Größe herangezogen (Elberling & Naylor, 1996; Holube et al., 2005).

- *Ein- und Ausschwingzeit:* Die Regelzeiten werden nach Norm mit einem Eingangssignal, das einen plötzlichen Pegelsprung aufweist, gemessen. Nach DIN EN 60118-2 ist die Einschwingzeit definiert, als das Zeitfenster zwischen dem Zeitpunkt zu dem der Eingangspegel plötzlich um eine festgelegte Pegelstufe erhöht wird und dem Zeitpunkt zu dem sich der Ausgangsschalldruckpegel dem erhöhten Pegel im eingeschwungenen Zustand bis auf  $\pm 2$  dB angenähert hat. Die Ausschwingzeit ist in identischer Form, für eine plötzliche Abnahme des Eingangspegels, definiert.

Diese drei Kenngrößen können nahezu beliebig miteinander kombiniert werden, welche jedoch nicht in jeder Kombination audiologisch sinnvoll erscheint. Die wichtigsten Kombinationen von AGC-Schaltungen und deren Hauptfunktionen sind in Tabelle 2.1 aufgeführt.

	Automatische Verstärkungsregelung (AVC)	Kompressionsbegrenzung	Silbenkompression
Regelungssystem	AGC <sub>o</sub> oder AGC <sub>i</sub>	AGC <sub>o</sub>	AGC <sub>i</sub>
Schwellenpegel	50-65 dB	> 70 dB	< 50 dB
Kompressionsverhältnis	< 3:1	> 3:1	< 3:1
Regelzeiten	lang	Kurz	sehr kurz
Hauptfunktion	Erspart häufiges Nachregeln der Verstärkung	Verhinderung von überschießenden Spitzenpegeln	Anpassung der Gesamtdynamik von fließender Sprache an die Restdynamik des pathologischen Gehörs

Tab. 2.1 Kombination der wichtigsten AGC-Schaltungen und deren Hauptfunktionen.

Automatische Verstärkungsregler (automatic volume control, AVC) sind besonders für Hörgeräte ohne manuellen Verstärkungsregler sowie für Hörgeräte bei denen ein Verstärkungsregler aufgrund ihrer Positionierung im Gehörgang nicht bedient werden kann, wie z. B. bei CIC-Geräte, geeignet.

Hierbei sollen langsame Veränderungen des mittleren Eingangspegels und somit eher die Gesamtlautheit unter Verwendung eines niedrigen Kompressionsverhältnisses und langer Regelzeiten ausgeglichen werden, wodurch dem Hörgeräteträger das häufige Nachregeln am Potentiometer abgenommen werden soll.

Neben dem AVC-System ist auch eine Schaltung zur Kompressionsbegrenzung der Dynamik am Hörgeräteausgang verfügbar. Diese soll durch ihre Begrenzungseigenschaften, unter Verwendung

von kurzen Regelzeiten und einem hohen Kompressionsverhältnis, ein Überschießen von Spitzenpegeln verhindern. Die Kompressionsbegrenzung bietet sich z. B. bei Hörgeschädigten an, deren Restdynamik stark eingeschränkt ist.

Die Silbenkompression hat die Funktion, die Gesamtdynamik von fließender Sprache an die Restdynamik des pathologischen Gehörs anzupassen. Um den Modulationen von Sprachsignalen Rechnung zu tragen, sind sehr kurze Regelzeiten notwendig. Da bei der Silbenkompression die gesamte Sprachdynamik komprimiert werden soll, werden hierzu niedrige Schwellenpegel in Kombination mit einer AGC<sub>i</sub>-Schaltung verwendet, welche einer (Gesamt-)Dynamikkompression (full/ wide dynamic range compression) entspricht. Aufgrund des für sensorische Hörstörungen typischen Recruitment-Phänomens und zur Vermeidung von Verzerrungen sollte das Kompressionsverhältnis bei der (Gesamt-)Dynamikkompression grundsätzlich kleiner 3:1 gewählt werden (Kießling, 1995).

Eine idealisierte (Gesamt-)Dynamikkompression, die auf alle einfallenden Schallsignale wirkt, ist durch ein konstantes Kompressionsverhältnis definiert. Damit die Unbehaglichkeitsschwelle nicht überschritten wird, muss eine zusätzliche Begrenzungsschaltung integriert werden. Zur Vermeidung eines ständigen Ausregelns in den Sprechpausen ist in der Praxis unterhalb der Sprachdynamik eine lineare Verstärkung vorgesehen, wodurch es zu einer Abweichung von der Idealvorstellung einer (Gesamt-)Dynamikkompression kommt. Aus diesem Grund sollte eher der Begriff Sprachdynamikkompression als (Gesamt-)Dynamikkompression (deshalb hier ausgeklammert) verwendet werden.

Da die meisten Patienten eine stark frequenzabhängige Hörstörung aufweisen, dominieren heute mehrkanalige Hörgeräte (siehe Kapitel 2.2.2) mit kanalspezifischer Verstärkung und Dynamikregelung, um eine adäquate Hörgeräteversorgung zu realisieren.

## **2.5. Frequenzgangregelung**

Der Begriff Frequenzgang bedeutet prinzipiell die Darstellung einer Kenngröße als Funktion der Frequenz. Im Folgenden soll speziell die Verstärkung eines Hörgerätes als Funktion der Frequenz (sog. Wiedergabekurve) betrachtet werden. Unter Verwendung mehrerer Frequenzbänder kann die Wiedergabekurve, im Rahmen der Hörgeräteanpassung im Sinne eines Equalizers, an die individuelle Hörstörung angepasst werden.

Die Modifikation des Frequenzgangs ist jedoch nicht nur durch geeignete Anhebung oder Absenkung der Verstärkung in den einzelnen Frequenzbändern, sondern gleichfalls durch Veränderungen am akustischen System möglich. Besonders bei HdO-Geräten bietet die Modifikation

am akustischen System, das aus Winkelstück, Schallschlauch, Otoplastik und Gehörgangsrestvolumen besteht, eine wirkungsvolle Strategie zur Beeinflussung des Frequenzganges, wobei diese von der Wahl des zu verwendeten Materials, der Länge, der Wandstärke und des Durchmessers des Schallschlauches, von der Modifikation des Restvolumens zwischen Hörgerät und Membrana tympani, der Größe von Zusatzbohrungen sowie von den Dämpfungselementen im Schallkanal abhängig ist. Durch diese Elemente ist es möglich, sowohl eine verstärkende als auch abschwächende Wirkung in bestimmten Frequenzbereichen zu erzielen. In geringerem Umfang können solche Effekte auch bei IO-Geräten realisiert werden.

In Abhängigkeit von der Länge des Schallkanals, bestehend aus der Verbindung vom Hörer zum Winkelstück, dem Winkelstück selbst, dem Schallschlauch und der Leitung in der Otoplastik, entstehen durch Reflexionen in diesem System Resonanzspitzen, die einen unnatürlichen Klangeindruck erzeugen. Aus diesem Grund ergibt sich die Bestrebung diese Resonanzspitzen bis auf wenige Ausnahmefälle, in denen eine Verstärkung der Resonanzfrequenz erwünscht ist, zu vermeiden.

Begründet durch das Auftreten von Resonanzen ist man bestrebt diese durch den Einbau von akustischen Filtern (sog. Dämpfungselemente) am Ausgang der Otoplastik zu dämpfen. Akustische Filter sind poröse Körper, die durch Reibung den Wellenwiderstand am Ausgang der Otoplastik an den Wellenwiderstand im Gehörgangsrestvolumen angleichen. Durch diesen Mechanismus ist im Resonanzfrequenzbereich eine selektive Verstärkungsreduktion möglich. Aus Praktikabilitätsgründen werden die akustischen Filter nicht, wie es idealer Weise sein sollte, an der Schallaustrittsöffnung, sondern im Winkelstück eingebaut. Mit Hilfe der akustischen Filter ist eine Reduktion um ca. 10 bis 15 dB oder sogar teilweise eine Elimination von Resonanzspitzen im Frequenzbereich von 1 bis 3 kHz möglich.

Eine weitere Option, die Wiedergabekurve selektiv zu verändern, besteht durch sog. Zusatzbohrungen in der Otoplastik. Hierbei handelt es sich in der Regel um eine parallel zum Schallkanal verlaufende Bohrung, welche das Gehörgangsrestvolumen nach außen hin eröffnet. Somit bilden der Schallkanal, das Gehörgangsrestvolumen und die Zusatzbohrung einen Hohlraumresonator. Hieraus wird plausibel, dass die Zusatzbohrung einen akustischen Tiefpass darstellt, welcher für tiefe Frequenzen permeabel, jedoch für hohe Frequenzen inpermeabel ist. Infolge dessen fließen tieffrequente Schallanteile nach außen ab, welche eine, von der Dimension der Zusatzbohrung abhängige, Reduktion der Verstärkung im Frequenzbereich unterhalb von 1 kHz bewirkt. Das Ausmaß dieses Effektes ist von der Abmessung des Hohlraumresonators, also primär von der Länge und dem Durchmesser der Zusatzbohrung abhängig, wobei in der akustischen Praxis vornehmlich der

Durchmesser als Variationsgröße dient. Auf diese Weise nimmt die Effektivität der Tiefenabsenkung mit zunehmendem Bohrungsdurchmesser zu. Das Extrembeispiel hierfür ist eine komplett offene Anpassung. Ein großer Vorteil der möglichst offenen Versorgung ist die Reduktion des Okklusionseffektes. Jedoch wird dem Grad der Offenheit der Versorgung zum einen durch das limitierte Platzangebot der Otoplastik, zum anderen durch den zunehmenden Rückkopplungseffekt, mit anwachsendem Bohrungsdurchmesser, Einhalt geboten. Durch die heute in digitalen Hörgeräten verfügbaren effizienten Rückkopplungsunterdrückungssysteme, stellt dieser Faktor jedoch keine wesentliche Einschränkung mehr da, sodass ca. 60 bis 80 % aller Hörgeräteträger gegenwärtig total offen versorgt werden können.

Bezüglich des Übertragungsverhaltens oberhalb von 3 kHz ist der Schallkanaldurchmesser, im Sinne einer Verbesserung der Impedanzanpassung zwischen Otoplastik und Gehörgangsrestvolumen, das entscheidende Kriterium. So haben sich hornartige Aufweitungen am Schallkanalausgang etabliert. Hierbei besteht die Möglichkeit auf individuell oder industriell (z. B. Bakke-Horn) angefertigte Varianten zurückzugreifen. Dieser Effekt führt zu einer durchschnittlichen Höhenanhebung von 10 bis 15 dB, welche sich positiv auf das Konsonantenverstehen auswirken kann.

Gleichfalls besteht die Möglichkeit über die Einführungstiefe der Otoplastik den Verstärkungsgrad zu variieren. Dies ist durch eine Variation des Gehörgangsrestvolumens möglich, wobei z. B. eine Halbierung des Gehörgangsrestvolumens eine Zunahme der Verstärkung und damit des Ausgangsschalldruckpegels von 6 dB impliziert.

Abschließend sei darauf hingewiesen, dass die hier aufgeführten Variationsoptionen nicht als eine allgemein gültige Vorschrift für jede Hörgeräteanpassung zu verstehen sind, sondern dass das Nutzen dieser Verfahren für jeden Hörgeräteträger individuell bemessen werden muss.

## **2.6. Hörgerätemesstechnik**

Die Übertragungseigenschaften von Hörgeräten sind, sowohl in der Entwicklung als auch der Anpassung von Hörgeräten, ein wichtiges Kriterium. Mit Hilfe eines Messmikrofons, das an den Hörer des zu untersuchenden Hörgerätes angekoppelt wird, sind die Übertragungseigenschaften von Hörgeräten mess- und objektivierbar. Die Ankopplung kann auf verschiedenen Formen basieren, wobei die Platzierung des Mikrophons so gewählt wird, dass der Schalldruck an dieser Stelle nahezu identisch mit dem an der Membrana tympani erzeugten Schalldruck ist. Prinzipiell unterscheidet man

zwischen Messungen an Kupplern bzw. Gehörgangssimulatoren sowie im menschlichen Gehörgang.

Ein Kuppler ist ein Verbindungskörper aus schallhartem Material, mit einer hohlraumdefinierten Form und Größe, die den Hörer des zu untersuchenden Hörgerätes mit dem Messmikrofon verbindet. Der Hohlraum des Kupplers soll das Restvolumen des abgeschlossenen äußeren Gehörgangs und somit die akustische Belastung des Hörgerätehörers in erster Neherung nachbilden. Auf der Grundlage dieser Messanordnung können die elektroakustischen Eigenschaften von Hörgeräten mit hoher Reproduzierbarkeit bestimmt werden, wengleich die Messungen mithilfe von Kupplern nur in sehr grober Annäherung den individuellen anatomischen Gegebenheiten des menschlichen Gehörgangs entsprechen. Somit weichen die an Kupplern gemessenen Frequenzgänge deutlich von den tatsächlich gemessenen Frequenzgängen der Hörgeräte am menschlichen Gehör ab. Aus diesen Gründen eignen sich Kupplermessungen primär für technische Qualitätskontrollen im Rahmen der Hörgeräteentwicklung aber weniger zur Hörgeräteanpassung.

Eine realitätsnähere Messung der Übertragungseigenschaften ist bedingt durch den Einbau von Ohrsimulatoren in die Gehörgänge eines Kunstkopfes möglich. Die verwendete Form der Kunstköpfe basiert auf anthropometrischen Untersuchungen (Burkhard & Sachs, 1975). Der spezielle Kunstkopf mit Torso KEMAR (Knowles Electronics Manikin for Acoustic Research) hat in der Forschung für die Messungen an Hörgeräten Verbreitung gefunden. In der Anpasspraxis stellt die Realisierung von Freifeldbedingungen dagegen einen zu großen Aufwand dar, welche in Kombination mit der fehlenden individuellen Anpassungsmöglichkeit dazu führte, dass Kunstkopfmessungen in erster Linie zur Entwicklung und Herstellung von Hörgeräten verwendet werden.

Im Rahmen der Hörgeräteanpassung hat sich das Verfahren der Sondenschlauchmikrofon-Messung (In-situ-Messung) etabliert. Hierbei ist es möglich einen zwischen Otoplastik und Membrana tympani gelegenen Silikonschlauch an das Gehörgangsrestvolumen anzukoppeln und somit die Übertragungseigenschaften, insbesondere die wirksame akustische Verstärkung (Insertion gain) des zu untersuchenden Hörgerätes direkt vor der Membrana tympani zu messen (Lauridsen & Günthersen, 1981; Pedersen et al., 1982; Müller et al., 1992; Tecca, 1994). Bei richtiger Positionierung des Silikonschlauches, ca. 0,5 cm vor der Membrana tympani, sind im Frequenzbereich bis 6 kHz zuverlässige Messergebnisse zu erheben, wobei bei nichtlinearen Hörgeräten auf die Verwendung von breitbandigen Messsignalen, zur Bestimmung der Kompressionswirkung, geachtet werden muss. Die Sondenschlauchmikrofon-Messung ermöglicht die individuelle Bestimmung von Frequenz-

gängen bei unterschiedlichen Eingangspegeln, Eingangs-Ausgangs-Kennlinien sowie von Verzerrungsprodukten, woraus die Güte der Übertragungseigenschaften beurteilt werden können.

Zur Bestimmung der wirksamen akustischen Verstärkung, d. h. dem effektiven Verstärkungsgewinn im versorgten gegenüber dem unversorgten Zustand eines Hörgerätes, muss zunächst die Außenohrübertragungsfunktion im unversorgten Zustand gemessen werden. Die Verstärkungswirkung des offenen äußeren Gehörgangs und somit die Außenohrübertragungsfunktion sind maßgeblich von Resonanzen im äußeren Gehörgang sowie in der Concha und folglich von deren anatomischen Größe und Geometrie abhängig. Anschließend wird im versorgten Zustand die In-situ-Verstärkung, d. h. der Frequenzgang des Hörgerätes, gemessen. Die wirksame akustische Verstärkung wird aus der Differenz der Außenohrübertragungsfunktion und der In-situ-Verstärkung berechnet.

Mit Sondenschlauchmikrofon-Messungen können Hörgeräteverzerrungen In-situ gemessen und gleichfalls Eingangs-Ausgangs-Kennlinien für unterschiedliche Eingangssignale registriert werden. Durch die Integration einer schnellen Frequenzanalyse (Fast Fourier Transformation) in ein In-situ-Messsystem können Hörgerätefrequenzgänge mit breitbandigen Signalen gemessen werden, was gegenüber einer Messung mit schmalbandigen (Sinus- oder Wobbeltönen) Signalen den Vorteil einer realeren Beschallungssituation aufweist.

Gegenwärtig verwendet man bevorzugt modulierte, sprachsimulierende Messsignale um eine realitätsnahe Messung zu gewährleisten. Für diesen Zweck wird derzeit ein künstliches Sprachsignal entwickelt, das aus Fragmenten verschiedener Sprachen zusammengesetzt ist (Holube, 2006). Trotzdem stellt die realitätsnahe Messung und Bewertung von Hörgeräten noch immer ein nicht perfekt gelöstes Problem dar.

## **2.7. Verfahren zur Bestimmung der Zielvorgaben zur Hörgeräteanpassung**

Vor der Anpassung des Hörgerätes sowie der Effizienzkontrolle (siehe Kapitel 2.8), stellt sich die Aufgabe der Bestimmung von Zielvorgaben zur Hörgeräteanpassung im Hinblick auf die akustische Wiedergabe in Abhängigkeit von Eingangspegel und Frequenz.

Die grundlegenden Strategien zur Bestimmung der Zielvorgaben basieren auf der Vorstellung sowohl das mittlere Langzeit-Sprachspektrum (Byrne et al., 1994) möglichst vollständig in den Restdynamikbereich des Hörgeschädigten zu transformieren als auch das normale (physiologische) Lautheitsempfinden wiederherzustellen, wenngleich verifiziert werden sollte, ob die Verwendung der Kurzzeitstruktur von Sprache mehr involviert werden müsste. Darüber hinaus ist noch nicht

sichergestellt, dass die Transformation des mittleren Langzeit-Sprachspektrums (Byrne et al., 1994) in den Restdynamikbereich des Hörgeschädigten zum bestmöglichen Sprachverstehen in ruhiger sowie störschallbehafteten Situationen führt, womit dieses Kriterium als notwendig, aber nicht hinreichend genug für eine optimale Sprachverständlichkeit anzusehen ist. Prinzipiell werden zur Bestimmung der Zielvorgaben die hörschwellenbasierten und überschwelligen Verfahren unterschieden.

### **2.7.1. Hörschwellenbasierte Verfahren**

Die Verfahren, welche den frequenzbezogenen Verstärkungsbedarf auf der Basis der Hörschwelle ermitteln, gehen von einem funktionalen Zusammenhang zwischen der Hörschwelle, dem Bereich angenehmen Hörens (MCL) sowie der Unbehaglichkeitsschwelle aus. Diese Arbeitshypothese ist im statistischen Mittel durchaus zutreffend, jedoch ist die interindividuelle Varianz deutlich ausgeprägt (Moser, 1998; Pascoe, 1988; Kießling, 1995). Ausgehend von den Mittelwerten zeigt sich, dass mittelgradige Hörverluste bei Pegeln von 60 bis 70 dB, welche in etwa der Umgangssprache gleichzusetzen ist, eine Verstärkung benötigen, die annähernd dem halben Hörverlust entspricht. Dieser Zusammenhang geht bei geringeren Hörverlusten in Richtung einer 1/3-Hörverlust Formel und bei höhergradigen Hörverlusten eher in eine 2/3-Hörverlust Formel über (Libby, 1986). Darüber hinaus müssen die Verstärkungen, aufgrund des Transfers von Kopfhörer- in Hörgerätedaten, noch frequenz- und bauartabhängig korrigiert werden.

Auf der Grundlage dieser Zusammenhänge wurden von mehreren Autoren Formeln für die Ermittlung der benötigten frequenzabhängigen Verstärkung publiziert. Jede dieser Formeln beinhaltet empirisch ermittelte Korrekturfaktoren. Die bekanntesten und zugleich praxisrelevantesten Formeln sind:

- NAL-NL1 (National Acoustics Laboratories, Byrne et al., 2001)
- DSL  $\{i/o\}$  (Cornelisse et al., 1995)

Die Berechnung der erforderlich wirksamen akustischen Verstärkung erfolgt im Allgemeinen, ausgehend vom frequenzspezifischen Hörverlust, durch die in die jeweilige Anpassungssoftware integrierten Rechenvorschriften.

Im Vergleich der hörschwellenbasierten Berechnungsvorschriften zeigen sich zwar tendenziell ähnliche Zielwiedergabekurven, die jedoch bis zu 15 dB voneinander abweichen können. Dies liegt zum einen in der interindividuellen Varianz der MCL-Werte sowie zum anderen an der Steigung der Pegel-Lautheits-Funktion begründet.



Hieraus wird deutlich, dass die Hörschwelle offenbar kein ausreichendes Kriterium zur finalen Berechnung des individuellen Verstärkungsbedarfs darstellt. Sie beschreibt bestenfalls den Mittelwert der benötigten Verstärkung, woraus sich in der individuellen Anpassung Abweichungen ergeben können, weshalb sich grundsätzlich eine individuelle Feinanpassung an die Basisanpassung anschließen muss.

### 2.7.2. Überschwellige Verfahren

Im Hinblick auf die deutlichen interindividuellen Unterschiede der überschwelligen Lautheitswahrnehmung bei identischer Hörschwelle, wäre eine individuelle Ermittlung des überschwelligen Lautheitsanstiegs erforderlich.

Das Isophonendifferenzmaß nach Keller (1980, 1988) beinhaltet eine pauschale Berücksichtigung des überschwelligen Lautheitsanstiegs. Dieses Verfahren (siehe Abbildung 2.3) basiert auf der Annahme, dass die Isophone angenehmen Hörens (MCL) den Restdynamikbereich des Hörgeschädigten im Verhältnis 2:1 teilen. Das Isophonendifferenzmaß entspricht dem Abstand der individuellen Isophone der Hörgeschädigten zu der 75-phon-Kurve der Normalhörenden.

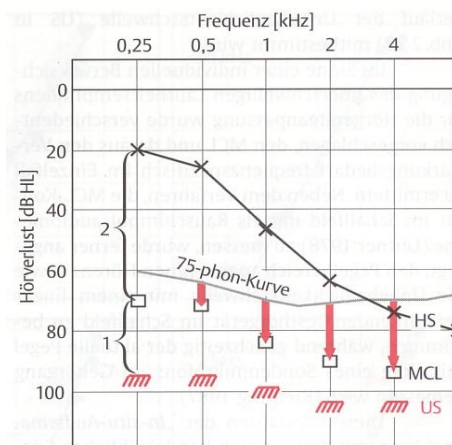


Abb. 2.3 Beispiel für die Bestimmung des Zielfrequenzganges mittels Isophonendifferenzmaß. Zunächst wird der Pegel angenehmen Hörens (MCL, most comfortable level) durch 2:1-Division des mit Sinustönen bestimmten Restdynamikbereichs geschätzt. Der frequenz--abhängige Verstärkungsbedarf bestimmt sich aus dem Abstand der MCL-Kontur zur 75-phon-Kurve (grau) unter Zuhilfenahme zusätzlicher Annahmen („erweitertes Isophonendifferenzmaß“). nach Kießling.

Aus diesen Daten kann mit Hilfe zusätzlicher Annahmen das erweiterte Isophonendifferenzmaß und daraus folgend der Verstärkungsbedarf frequenzspezifisch bestimmt werden. Im Vergleich von Zielwiedergabekurven der gängigen hörschwellenbasierten sowie überschwelligen Verfahren, bewegt sich der ermittelte Verstärkungsbedarf unter Verwendung des Isophonendifferenzmaßes im Mittelfeld der verschiedenen Verfahren.

Im Hinblick auf eine individuelle Berücksichtigung des überschwelligen Lautheitsempfindens wurden Verfahren auf der Basis des MCL entwickelt, woraus der individuelle Verstärkungsbedarf frequenzspezifisch ermittelt werden konnte. Neben der Möglichkeit die MCL-Messung im Schallfeld durch Rauschimpulsaudiometrie (Leitner, 1978) durchzuführen, wurde ferner ein Verfahren entwickelt, welches den Pegel angenehmen Hörens sowie die Unbehaglichkeitsschwelle, mit einem linear verstärkenden Hörgerät im Schallfeld bei gleichzeitiger Pegelmessung mittels Sondenmikrophon im Gehörgang bestimmt (Kießling, 1987). Dieses Verfahrens beinhaltet die Vorteile, dass Kalibrierungsprobleme, des Transfers von Kopfhörer- auf Hörgerätedaten sowie die Beachtung der Bauform des jeweiligen Hörgeräts und der Otoplastik entfallen.

Die Kategoriallautheitsskalierung ermöglicht eine noch differenziertere Betrachtung des individuellen überschwelligen Lautheitsanstieges. Im Rahmen dieses Verfahrens werden dem Hörgeschädigten pegelrandomisierte Schmalband-Bursts dargeboten, deren subjektiv empfundene Lautheit absolut, d. h. ohne Vergleich zu einem Referenzsignal, auf einer Kategorialskala bewertet werden sollen. Hierbei kann sowohl eine numerische als auch eine verbale Skala verwendet werden. Gleichfalls kann die Skalierung einstufig oder zweistufig, in Form einer Grobskalierung (5 verbale Kategorien) und anschließender Feinskalierung (10 numerische Kategorien), erfolgen.

Abbildung 2.4 illustriert exemplarisch die überschwelligen Lautheitsverläufe eines unversorgten Ohres in Form von Pegel-Lautheits-Funktionen, bei Beschallung mit Schmalband-Rausch-Bursts für verschiedene Mittenfrequenzen, einer stark frequenzabhängigen sensorischen Hörstörung mit Lautheitsausgleich. Der Schnittpunkt der Pegel-Lautheits-Funktionen mit der Pegelachse stellt die Hörschwelle bei der jeweiligen Frequenz dar. Die überschwellige Lautheitsentwicklung wird durch die Steigung der Funktion beschrieben. Somit zeigen steile Lautheitsfunktionen das Vorliegen eines Lautheitsausgleichs (Recruitment) an, welches auch bei gleicher Hörschwelle sehr unterschiedlich ausgeprägt sein kann. Dies hebt die Notwendigkeit der individuellen Lautheitsbestimmung im Rahmen der Hörgeräteanpassung nochmals hervor.

Zur Wiederherstellung der normalen Lautheitsempfindung wird die pathologische Pegel-Lautheits-Funktion, durch adäquate frequenz- und pegelabhängige Verstärkung des Hörgerätes, in den Normbereich überführt oder dessen zumindest angenähert.

Der erforderliche Verstärkungsbedarf für jede Frequenz und jeden Eingangspegel ist in Abbildung 2.4 durch die entsprechende Länge der roten Pfeile gekennzeichnet. Da Hörgeräte im täglichen Leben, nicht wie in diesem Verfahren mit schmalbandigen, sondern mit breitbandigen Signalen wie z. B. Sprache und Musik, beschallt werden, ist bei genauer Betrachtung die Lautheitssummation von benachbarten Frequenzbändern, unter Berücksichtigung von Verdeckungseffekten durch Verwendung entsprechender Korrekturwerte, zu beachten. Eine detailliertere Übersicht über die aktuellen Entwicklungen der Kategoriallautheitsskalierung gibt Kollmeier (1997). Klinische Studien konnten belegen, dass dieses Verfahren geeignet ist die pathologische Pegel-Lautheitsfunktion im Rahmen der Hörgeräteanpassung zuverlässig zu bestimmen.

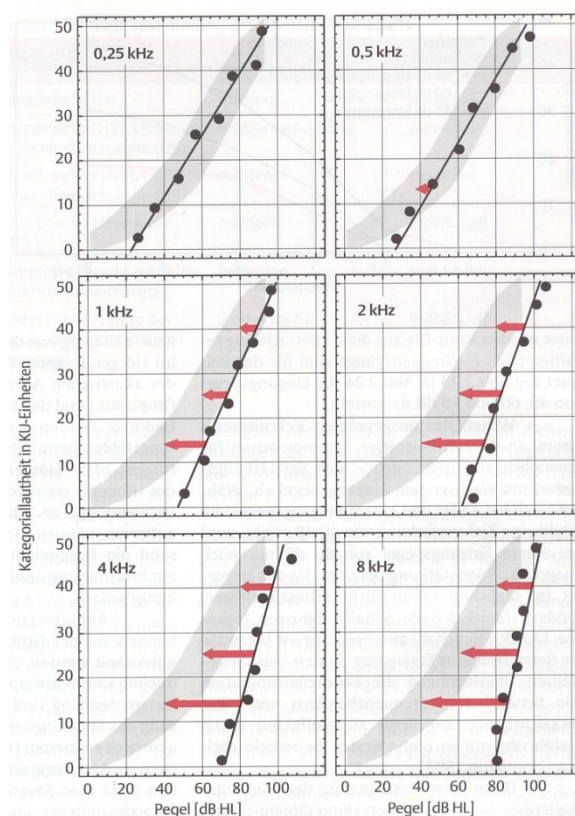


Abb. 2.4 Pegel-Lautheits-Funktion eines unversorgten Gehörs. Die Lautheitsfunktion, deren deutliche Steigungen im Hochtonbereich ein ausgeprägtes Recruitment andeuten, werden durch Kategoriallautheitsskalierung von Schmalband-Rausch-Bursts der Mittenfrequenzen 0,25, 0,5, 1, 2, 4 und 8 kHz bestimmt. Die Pfeile (rot) zeigen den frequenz- und eingangspegelabhängigen Verstärkungsbedarf an (nach Kießling).

Des Weiteren wäre es von großem Vorteil über Verfahren zur Bestimmung des individuellen überschweligen Lautheitsanstiegs zu verfügen, die ohne aktive Mitarbeit des Patienten durchführbar wären. In diesem Zusammenhang sind die akustisch evozierten Potentiale sowie die Stapediusreflexmessung zu nennen, welche im Rahmen der Hörgeräteversorgung von Kindern eine flankierende Position einnehmen. Bei der Versorgung kooperativer Patienten spielen diese beiden Verfahren jedoch eher eine untergeordnete Rolle.

Trotz dieser theoretischen Vorteile konnten sich die überschweligen Verfahren zur Hörgeräteanpassung bis dato nicht in der Praxis durchsetzen, denn auch sie bedürfen der nachfolgenden Feinanpassung. Da zudem der Beleg, dass überschwellige Verfahren der Basisanpassung näher an die finalen Einstellungen ranführen noch nicht erbracht werden konnte dominieren in der Praxis, aus

Gründen der Einfachheit und der Praktikabilität, noch immer die schwellenbasierten Verfahren (Elberling, 1999; Kießling & Pastoors, 1999).

## **2.8. Fein Anpassung von Hörgeräten**

Neben den erläuterten Verfahren zur Hörgeräteanpassung liegen ferner adaptiv-interaktive Verfahren zur Anpassung bzw. Fein Anpassung von Hörgeräten vor (Franck et al., 2004; Moore et al., 2005; Franck et al., 2007). Die Vorteile dieser Verfahren, besonders im Vergleich zu den präskriptiven Methoden, sind durch das Konzept der versorgten Gesamt-Fein Anpassung (Pastoors, 2003), unter Einbeziehung der individuellen Hörstörung, der akustischen Ankopplung sowie des Hörgerätes selbst, gekennzeichnet. Ein weiterer positiver Aspekt der adaptiv-interaktiven Anpassung ist die Vermeidung von Umrechnungs- und Kalibrierungsfehlern beim Datentransfer von Kopfhörer- in Schallfeldmessungen, wie sie bei der Verwendung von präskriptiven Verfahren auftreten können. Die gegenwärtige Studienlage (Pastoors, 2003) konnte einen messbaren Benefit der adaptiv-interaktiven Verfahren aufzeigen, welche wahrscheinlich in den optimierteren Einstellungen der Hörgeräte sowie dem positiven psychologischen Aspekt, durch die Involvierung der Hörgeräteträger in das Anpassungsprozedere, begründet liegt.

Im Folgenden werden die derzeit wichtigsten adaptiv-interaktiven Verfahren näher erläutert:

- *ScalAdapt*: Dieses dreistufige Verfahren wurde 1996 von Kießling et al., als eines der ersten interaktiv-adaptiven Verfahren, mit dem Ziel, auf der Basis der Normalisierung des Lautheitsempfindens, die Hörgerätefein Anpassung durchzuführen, entwickelt. Hierbei erfolgt die Verstärkungseinstellung mittels interaktiver Lautheitsskalierung, für eine begrenzte Anzahl von Frequenzbändern bei mittleren (60 dB) und hohen (85 dB) Eingangspegeln in versorgter (mit Hörgerät) Situation.

Im ersten Schritt des Verfahrens wird das Hörgerät, unter Verwendung einer schwellenbasierten oder überschwelligen Anpassformel, voreingestellt. Anschließend wird mittels repetitiver Präsentation bei konstantem Pegel der akustischen Signale, in Form von Schmal- oder Breitband-Rauschbursts, die Fein Anpassung der Kanalverstärkung im freien Schallfeld in versorgter Situation durchgeführt. Hierbei ist zu beachten, dass aufgrund der Dominanz der Gesamtlautheit zuerst die mittleren und nachfolgend erst die hohen und dann die niedrigen Frequenzen angepasst werden sollten, um eine Beeinflussung der Anpassung in den angrenzenden Frequenzbändern weitestgehend zu vermeiden.

Die Darbietung der schmalbandigen Rauschbursts bei 60 dB, die der Restauration des Lautheitsempfindens für mittlere Eingangspegel dienen soll, erfolgt so lange, bis mittels Lautheitsskalierung, schrittweise durch Korrektur der kanalspezifischen Verstärkung, die Ziellautheit (in diesem Fall „mittellaut“) und somit das Abbruchkriterium erreicht wird. Dieses Prozedere wird in drei bis vier Hauptfrequenzen durchgeführt, wobei bei Hörgeräten mit mehr als vier Kompressionskanälen, in den nicht angepassten Frequenzbändern, die Einstellungsparameter interpoliert werden können. Es ist darauf zu achten, dass ein vollständiger Lautheitsausgleich der niedrigen Frequenzen, eine große Aufwärtsverdeckung nach sich ziehen würde, weshalb die Ziellautheit etwas niedriger als normal gewählt werden sollte. Das Verfahren wird anschließend, zur Normalisierung des Lautheitsempfindens für hohe Eingangspegel mit 85 dB Rauschbursts, in Analogie zur Restauration für mittlere Eingangspegel durchgeführt. Im letzten Schritt wird unter Verwendung von breitbandigen Signalen das angepasste Lautheitsempfinden quantifiziert und eventuell korrigiert. Dies soll eine inadäquate Lautheitswahrnehmung infolge von Lautheitssummationseffekten in angrenzenden Frequenzbändern vermeiden.

- *Cambridge Interactive Procedure*: Das Cambridge Interactive Procedure (Stone et al., 1999; Moore et al., 2005) ist ein adaptiv-interaktives Anpassungsverfahren, in dessen Durchführung die Gesamtlautheit sowie die Sprachqualität, unter Verwendung gesprochener Sprache, bei einem festen Pegel von 60 dB für mittlere Eingangspegel und 85 dB für hohe Eingangspegel, nacheinander folgend optimiert wird. Im ersten Schritt wird zur Anpassung der Gesamtlautheit der versorgte Hörgeräteträger gebeten, das dargebotene Signal bezüglich seiner Lautheit, bezogen auf den höchsten Pegel, den er für längere Zeit als angenehm empfindet, auf einer Lautheitsskala zu bewerten. Gemäß der Bewertung des Hörgeräteträgers wird die Gesamtverstärkung in 1 bis 4 dB Schritten korrigiert, bis der maximal annehmbare Verstärkungsgrad erreicht worden ist.

Im nächsten Schritt werden die Hörgeräteträger dazu angehalten die Qualität bzw. den Klang der gesprochenen Sprache, in Form verbaler Charakteristika wie dröhnend oder blechern, zu beurteilen. Hierbei erfolgt die Korrektur, durch gleichzeitige Anhebung bzw. Absenkung der Verstärkung bei 3 und 0,75 kHz in 1 bis 3 dB Schritten. Abschließend werden die beiden Schritte wiederholt bis die Gesamtlautheit und Klangqualität der Sätze zweimal nacheinander als akzeptabel bewertet werden.

- *CascAdapt*: Bei diesem Verfahren, welches 2001 von Pastoors et al. entwickelt wurde, handelt es sich um eine Kombination der beiden zuvor erläuterten adaptiv-interaktiven Anpassungsverfahren. Auf der Grundlage einer Voreinstellung, durch eine schwellenbasierte Anpassungsregel, beinhaltet CascAdapt die gleiche Vorgehensweise wie das Cambridge-Verfahren, wobei jedoch die Gesamtlautheitseinstellung, aufgrund einer frequenzspezifischeren Optimierung bei mittleren und hohen Eingangspegeln, mittels ScalAdapt durchgeführt wird. Im Rahmen der Klanganpassung verwendet CascAdapt eine modifizierte Form des Cambridge-Verfahrens, welches die absolute Skalierung der Klangqualität durch systematischen Paarvergleich ersetzt. Durch diese Modifikation soll die Zuverlässigkeit der gewählten Einstellungen optimiert werden.
- *Eartuner*: Der Eartuner ist ein zweistufiges interaktiv-adaptives Anpassungsverfahren, welches 2005 von Moore et al. entwickelt wurde. Die Basis dieses Verfahren gründet sich auf den Vorstellungen, dass sowohl die Lautheit als auch die Klangqualität von Sprache eine große Bedeutung für den Hörgeräteträger besitzt und die Beurteilung der Lautheit von Sprache ein zuverlässiges Entscheidungskriterium darstellt.

Im ersten Schritt, dem sog. „Speech tuner“, soll der Hörgeräteträger die absolute und relative Lautheit des dargebotenen Sprachsignals, unter dem Aspekt eines angenehmen Lautheitsempfindens in allen Frequenzbereichen bei gleichzeitig guter Sprachverständlichkeit, beurteilen.

Anschließend wird mittels des „Fine Tuner“ zuerst, unter Darbietung eines gleichzeitig auf beide Ohren applizierten breitbandigen Sprachsignals, überprüft, ob der Hörgeräteträger das angebotene Signal auf beiden Ohren gleich laut hört sowie gegebenenfalls bei einer Seitendifferenz das Defizit ausgeglichen. Im Folgenden wird, gleichfalls unter Verwendung eines breitbandigen Sprachsignals, die Gesamtverstärkung überprüft, indem sich der Hörgeräteträger mittels eines Verstärkungs- und Absenkungsreglers in 2 dB Schritten, den subjektiven Bereich angenehmen Hörens einstellen soll. Abschließend wird der Klang der eigenen Stimme so optimiert, dass sie als angenehm wahrgenommen wird.

Ein weiteres interessantes Konzept zur Feinanpassung von Hörgeräten basiert auf der Definition und Nutzung von Meta-Stellern, welche im Kapitel 2.10 näher erläutert werden.

## 2.9. Verifikation und Validierung der Hörgeräteinstellungen

Nachdem das erforderliche frequenz- und pegelabhängige Verstärkungsverhalten auf der Basis der im Kapitel 2.7 behandelten Verfahren bestimmt wurde, ist im Folgenden zu prüfen, in wie weit die Zielvorgaben von dem entsprechenden Hörgerät am Ohr des Hörgeschädigten erfüllt werden. Zur Verifizierung und Quantifizierung des Versorgungserfolges sind eine Reihe von Verfahren entwickelt worden, welche entsprechend der auditorischen Verarbeitungsebene gegliedert werden können. Verfahren die eher das periphere Hörvermögen testen, wie die Hörschwellenbestimmung, eignen sich besonders für analytische Zwecke, da mit diesen eventuelle Defizite, im Hinblick auf das Verstärkungs- und Kompressionsverhalten, aufgezeigt werden können. Gleichfalls ist die Lautheitsskalierung mit angepassten Hörgeräten ein adäquates Verfahren zur Quantifizierung und gegebenenfalls Detektion von Defiziten bezüglich der Normalisierung des Lautheitsempfindens. Im Anschluss an diese Verfahren und den eventuell benötigten Korrekturen werden Verifikationsverfahren auf höherer Ebene des auditorischen Systems eingesetzt. Mit deren Hilfe ist eine Über-Alles-Effizienzkontrolle in der Anpassumgebung, z. B. durch Sprachaudiometrie in Ruhe und Störschall sowie die Beurteilung des Kommunikationsvermögens in realen Alltagssituationen, anhand von Frageninventaren, möglich. Werden auf dieser Ebene Defizite aufgezeigt, ist eine Feinanpassung der Hörgeräteparameter, zur Verbesserung des Versorgungserfolges durch den Hörgeräteakustiker, erforderlich (siehe Kapitel 2.8).

Nach diesen grundsätzlichen Betrachtungen werden im Folgenden die gängigen Verifikations- und Validierungsverfahren kurz skizziert.

Die Sondenmikrofon-Messung (siehe Kapitel 2.6) ist eine praktikable Methode auf peripherer Ebene, unter deren Verwendung die Wiedergabeeigenschaften von Hörgeräten am Ohr des Hörgeschädigten, unter Berücksichtigung individueller Einflüsse, gemessen und mit den Zielvorgaben verglichen werden können.

Sofern die Hörgerätewiedergabe gut an die Hörstörung angepasst wurde, ist im Weiteren das subjektive Hörempfinden des Schwerhörigen, mit dem angepassten Hörgerät, zu kontrollieren. Dazu eignet sich z. B. die Hörschwellenbestimmung, in deren Rahmen die Hörschwellenverschiebung im Schallfeld, mit angepasstem Hörgerät (Aufblähkurve) gegenüber der unversorgten Situation verglichen wird und daraus folgend die frequenzabhängige Verstärkungswirkung aus der Differenz der Hörschwellen, mit bzw. ohne Hörgerät, bestimmbar ist. Zur Schwellenmessung im Schallfeld werden mittels Lautsprecher frequenzmodulierte Sinustöne oder Schmalbandrauschen, zur Vermeidung von stehenden Wellen, verwendet. Im Vergleich zur Sondenmikrofon-Messung gilt die Aufbläh-

kurve (Functional gain) zwar als zeitaufwendiger und aufgrund subjektiver Einflüsse als weniger präzise, jedoch wird hierbei die Wahrnehmung der akustischen Signale berücksichtigt. Somit ist im Einzelfall zwischen der weniger zeitaufwendigen aber präziseren Sondenmikrofon-Messung und der mehr wahrnehmungsorientierteren Hörschwellenbestimmung abzuwägen, wobei die ermittelte Verstärkung mittels Sondenmikrofon-Messung (Insertion Gain) und Aufblähkurve (Functional Gain) recht gut miteinander korrelieren (Mason & Popelka, 1986; Dillon & Murray, 1987; Humes et al., 1988). In einer Studie von Humes et al. (1988), konnte gezeigt werden, dass die Functional Gain meist knapp unterhalb der Insertion Gain liegt. In eine ähnliche Richtung geht der Ansatz der „Perzentilanalyse“ mit angepasstem Hörgerät, die auf der Basis einer Sondenmikrofon-Messung mittels Sprach- oder sprachähnlichen Signalen graphisch veranschaulicht, in welchem Umfang das Sprachspektrum in den individuellen Restdynamikbereich transferiert wird, wobei dieses Verfahren die Wahrnehmung nicht berücksichtigt.

In Situationen, in denen eine sprachaudiometrische Untersuchung ohne bzw. mit Hörgerät nicht durchführbar ist, muss der potentielle Zugewinn am Sprachverstehen, mittels der wirksamen akustischen Verstärkung, abgeschätzt werden. In solchen Fällen orientiert man sich an der Verschiebung des mittleren Sprachspektrums sowie der Bedeutung der einzelnen Frequenzbänder für das Sprachverstehen, welches zur Berechnung des Artikulationsindex (AI) führte. Hierbei hat sich die graphische Bestimmung des AI, auf der Basis des „Count-the-dot“-Audiogramms, nach Pavlovic (1989, 1991), als praktikabel erwiesen. Dies beinhaltet die Verwendung einer Vorlage, in tonaudiometrischer Verlustdarstellung, in welcher das mittlere Langzeitspektrum von gesprochener Sprache eingezeichnet und die Bedeutung der Terzbänder, für das Sprachverstehen, durch entsprechend gewichtete Punktdichte angegeben ist. Somit berechnet sich der AI aus der Summe der Punkte, die unterhalb der jeweiligen Hörschwelle liegen, wobei maximal 100 Punkte und infolgedessen AI-Werte zwischen 0,0 und 1,0 erreicht werden können. Da der Artikulationsindex keine Aussage über die zentrale Verarbeitungsfähigkeit, sondern lediglich über die Sprachinformation, die im hörbaren Bereich des Hörgeräteträgers liegt, trifft, stellt dieses Verfahren keinen vollständigen Ersatz für die Sprachaudiometrie dar.

Ferner ist im Zusammenhang mit den Verfahren auf der peripheren Verarbeitungsebene des Hörsystems die Kategoriellautheitsskalierung im Restdynamikbereich des Hörgeschädigten zu nennen. Sie stellt eine aussagekräftige Methode für die Verifikation und Quantifizierung im Rahmen der Hörgeräteanpassung dar, in deren Ablauf die Skalierung mit angepasstem Hörgerät im Schallfeld erfolgt. Wobei analog zum Verfahren zur Ermittlung präskriptiver Zielvorgaben (siehe Kapitel 2.7.2) eine Minimierung des Abstandes der Pegel-Lautheitsfunktion des Schwerhörigen zur



Norm für schmalbandige Rausch-Bursts und somit eine Normalisierung des Lautheitsempfindens als Zielkriterium anzustreben ist. Allerdings darf dies nicht als finales Erfolgskriterium herangezogen werden.

Die Sprachaudiometrie stellt ein Verfahren auf der nächst höheren Ebene des auditorischen Verarbeitungssystems zur Quantifizierung des Versorgungserfolges dar, wobei zur Durchführung in der Regel der Freiburger Einsilbertest herangezogen wird. Ziel und somit Erfolgskriterium ist es durch eine adäquate Hörgeräteversorgung die Verschiebung des Bereichs maximalen Sprachverstehens in den Pegelbereich der Umgangssprache von 65 dB zu verwirklichen. Bei Hörgeschädigten, die im unversorgten Zustand bei hohen Pegeln ein hohes Einsilberverstehen und somit einen geringen Diskriminationsverlust aufweisen, haben eine bessere Erfolgsprognose, als Patienten mit einem hohen Diskriminationsverlust, wohingegen durch die Anpassung des Frequenzganges an die jeweilige Art der Hörstörung oft eine partielle Verbesserung der Diskrimination erreicht werden kann. Der erreichte Diskriminationswert bei 65 dB sollte sich, auch bei Eingangspegeln von 80 dB nicht mehr entscheidend verändern. Liegt jedoch ein Anstieg der Verständlichkeit bei höheren Pegeln vor, deutet dies auf eine zu geringe Verstärkung hin. Im Fall einer Abnahme der Verständlichkeit sind die Defizite im Bereich der Begrenzungs- und/oder Regelsysteme zu suchen.

Im Rahmen einer realitätsnäheren Überprüfung der Kommunikationsfähigkeit in alltäglichen Situationen wäre die Durchführung einer Sprachaudiometrie im Störschall für jede Hörgeräteanpassung angezeigt, jedoch ist dieses Quantifizierungsverfahren bisher nur im Rahmen einer beidohrigen Versorgung vorgeschrieben. Prinzipiell sollte, im Hinblick auf eine gute Vergleichbarkeit mit realen Hörsituationen, ein Satztest unter Störschalleinfluss verwendet werden, wobei das Sprachsignal direkt von vorne und der Störschall aus zwei Lautsprechern, im Winkel von  $+45^\circ$  und  $-45^\circ$ , appliziert werden sollte (DIN ISO 8253-3: Sprachaudiometrie). Ein Abweichen von dieser Messanordnung muss exakt dokumentiert werden. Für dieses Verfahren wurden bereits verschiedene Störschalltypen entwickelt, die sich primär in ihrem Spektrum und Modulationsgrad unterscheiden, sodass je nach Fragestellung ein geeigneter Störschall zum verwendeten Sprachtestmaterial ausgewählt werden muss. Zur besseren Vergleichbarkeit der Messdaten, sollten die verwendeten Störschalltypen eindeutig angegeben werden.

Im Sinne einer Weiterentwicklung sowie Verbesserung der Sprachaudiometrie im Störschall wurde in den letzten Jahren versucht Sprachtestmaterial zu entwickeln, welches dem Freiburger Einsilber-

test in folgenden Punkten überlegen sein sollte (von Wedel, 1985a; von Wedel, 1985b; Kießling, 2008):

- Realitätsnähe,
- Phonologische Ausgewogenheit,
- Äquivalenz der Testlisten,
- Ankündigungscharakter,
- Beurteilung von Phonemfehlinterpretationen und
- Art und Qualität der Aufsprache.

Unter diesem Aspekt stehen zur Zeit mehrere Verfahren zur Verfügung, von denen der Oldenburger Satztest im Störschall als aussichtsreichstes zu nennen ist (Wagener et al., 1999a; Wagener et al., 1999b; Wagener et al., 1999c).

Der letzte Schritt der quantitativen Erfassung des Versorgungserfolges beinhaltet die subjektive Befragung des Höreräteträgers mit dem Ziel den persönlichen Status des Hörkomforts sowie der erlebten Kommunikationsfähigkeit in alltäglichen Hörsituationen zu erheben. Solche subjektiven Befragungen ermöglichen die Erfassung zusätzlicher Faktoren, welche einer sprachaudiometrischen Untersuchung verborgen bleiben. Dies verdeutlicht, dass die subjektive Erfassung des Versorgungserfolges ein unverzichtbares Verfahren im Rahmen der Hörgeräteanpassung darstellt.

Im Sinne einer quantitativen Verlaufskontrolle sollte zur Evaluierung die Befragung mittels standardisierter Fragebögen erfolgen. In der gängigen Anpassungspraxis haben sich das Oldenburger Inventar (Holube & Kollmeier 1994) bzw. dessen Nachfolger das HörTech-Inventar sowie das Göteborger Profil (Ringdahl et al., 1993) etabliert. Beide Fragebögen enthalten Items zu audiologischen Kenngrößen, wie z. B. Sprachverständlichkeit in Ruhe und unter Störschalleinfluss sowie den psychosozialen Folgen einer Hörstörung, wobei das Göteborger Profil eine starke Berücksichtigung des subjektiv empfundenen Handicaps aufgrund einer Hörstörung beinhaltet. Ein objektiver Beweis der elementaren Wichtigkeit dieses Verfahren kann darin wiedergespiegelt werden, dass die, bei der Erstversorgung durch audiologische Messungen, erhobenen Einstellungsparameter nicht mit dem bestmöglichen subjektiven Hörerleben korrelieren. Ein wichtiger Grund hierfür ist in der meist langen Latenzzeit zwischen beginnender Hörstörung und der Hörgeräteversorgung, durch eine Desensibilisierung des cerebralen Systems, mit folgender Hörentwöhnung zu sehen.

## **2.10. Was versteht man unter Meta-Stellern?**

Die Bezeichnung Meta-Steller (meta/μέτα griechische Präposition: örtlich „mit“, „mitten“, zeitlich „nach“, übertragen „über“, „neben“) leitet sich aus dem Begriff der Metaebene ab. Unter einer Metaebene versteht man eine übergeordnete Ebene („Überebene“), die eine neue Dimension oberhalb der Grundgrößen schafft. Mehrere Metaebenen dieser Art können wiederum zu einer neuen, darüber liegenden Metaebene zusammengefasst werden, die sich durch einen noch höheren Grad von Komplexität auszeichnet.

Dementsprechend versteht man unter einem Meta-Steller zur Feinanpassung von Hörgeräten einen komplexen Steller, der mehrere Hörgeräteeinstellparameter in audiologisch sinnvoller Weise verknüpft. Fasst man beispielsweise die Hörgeräteverstärkung, abhängig von der Frequenz (in den einzelnen Frequenzbändern) und dem Eingangspegel, als einen Satz von Basisparametern auf, so kann man komplexe Verstärkungsänderungen erzeugen, indem man die Basisparameter koppelt, so z. B. mit zunehmender Verstärkung

- (1) die Höhen mehr anhebt als die Tiefen,
- (2) niedrige Eingangspegel mehr verstärkt als hohe Eingangspegel (Kompression) oder
- (3) man die Aktivitäten (1) und (2) im Sinne einer frequenzabhängigen Kompression verbindet.

Zudem könnten noch die Ein- und Ausregelzeiten der Kompression oder weitere Basisparameter in gekoppelter Weise mit verändert werden.

Durch derartige Parameterkopplungen, unterhalb der Metaebene, können audiologisch sinnvolle Meta-Steller kreiert und sinnlose oder gar kontraproduktive Hörgeräteeinstellungen vermieden werden, die bei unabhängiger Einstellung der Hörgerätebasisparameter auftreten könnten. Zudem kann auf diesem Wege der Zeitaufwand für die Feinanpassung gegenüber der unabhängigen Einstellung von Einzelparametern, reduziert werden. Wenn es zudem gelingt, solche Meta-Steller zu definieren, die gezielt auf typische, anpassrelevante Faktoren, wie Sprachverständlichkeit in Ruhe, Sprachverständlichkeit im Störschall, Klangqualität, Klang der eigenen Stimme etc. wirken, wäre dies ein wesentlicher Schritt in der Weiterentwicklung von Strategien zur Feinanpassung von Hörgeräten.

## **2.11. Grenzen der Hörgeräteanpassung**

Moderne Hörgeräte ermöglichen dem Hörgeschädigten eine soziale akustische Reintegration, jedoch ist auch bei optimaler Auswahl und Anpassung des Hörgerätes ein natürliches Hörvermögen

noch nicht wieder herzustellen. Aufgrund der Komplexität und des limitierten Wissens über die vielfältigen pathologischen Veränderungen des menschlichen Gehörs ist zum jetzigen Stand der Forschung nur eine suboptimale Versorgung möglich. Eine optimale Hörgeräteversorgung sollte sämtliche pathologischen Veränderungen auf allen Ebenen der Hörbahn ausgleichen. Dazu ist jedoch weit mehr als die reine Verstärkungsfunktion nötig, da insbesondere bei sensorischen Hörstörungen sowohl das Lautheitsempfinden als auch das Zeit- und Frequenzauflösungsvermögen pathologisch verändert ist. Während die Normalisierung des Lautheitsempfindens mittels moderner Hörgeräte bereits größtenteils realisierbar ist, liegen bis dato noch keine Strategien zur Beeinflussung des Zeit- und Frequenzauflösungsvermögens sowie nachfolgender cerebraler Verarbeitungsprozesse vor. Dieses Defizit wird insbesondere bei beidohrigen Hörstörungen deutlich, da hier zwar eine beidohrige, nicht aber binaurale Versorgung mit Hörgeräten realisierbar ist, welche die nachgeschaltete Verarbeitung und damit das „Verstehen“ des Gehörten noch nicht beeinflusst werden kann. Somit werden die Probleme des Zeit- und Frequenzauflösungsvermögens sowie der cerebralen Verarbeitungsprozesse weiterhin Hauptforschungsbereiche der Hörgeräteentwicklung darstellen. Wann und in welchem Umfang diese Probleme effizient gelöst werden können, bleibt abzuwarten.

Mit den aktuellen Verfahren (siehe Kapitel 2.7) zur Hörgeräteanpassung sind befriedigende, wenngleich nicht optimale, Strategien zur Kompensation von Hörstörungen entwickelt worden. Zumeist klagen die Hörgeschädigten nach erfolgter Versorgung, über eine zu hohe Verstärkung, welche darin begründet ist, dass meistens eine relativ lange Latenzzeit zwischen Beginn der Hörstörung und der Hörgeräteversorgung lag. Die Patienten sind an eine „leise“ Umwelt gewöhnt, die nun „laut und anders“ klingt. Dieses Problem lässt sich oft durch eine gleitende Anpassung lösen, in der dem Hörgeschädigten von einer eigentlich zu geringen Verstärkung protrahiert immer mehr Verstärkung appliziert wird, bis seine individuell messtechnisch eruierte benötigte Endverstärkung erreicht ist. In diesem Zusammenhang muss auch erwähnt werden, dass bei einer sehr langen Latenzzeit bis zu einer erfolgten Hörgeräteversorgung das cerebral akustische System desensibilisiert und somit nicht alles hörbare auch kognitiv verarbeitet (gehört) werden kann. Dies unterstreicht die Notwendigkeit einer audiologischen Rehabilitation mit dem Ziel des „Neuerlernens“ des Hörens.

Eine weitere Problematik stellt das Verstehen im Störschall dar, welches sich durch Verfahren zur Störschallreduktion sowie durch Richtmikrofone verbessern, jedoch nicht vollständig lösen lässt. Gleichfalls erzeugt die zumeist benötigte Kompression des einfallenden Schallsignals in den Restdynamikbereich des Schwerhörigen je nach Kompressionsverfahren (siehe Kapitel 2.4) akustische

Distorsionen oder Verzerrungen, welche einen unnatürlichen Klangeindruck bewirkt und somit ebenso ein noch nicht gelöstes Problem darstellt.

Aufgrund der technischen Weiterentwicklung in der Signalverarbeitungsstrategie, insbesondere durch digitale mehrkanalige Hörgeräte, stehen dem Hörgeräteakustiker nun eine größere Anzahl an Anpassungsparametern zur Verfügung, die eine individuelle Anpassung an die jeweilige Hörstörung ermöglichen. Insbesondere die adaptiv-interaktiven Verfahren, welche die subjektive Mitarbeit des Hörgeschädigten an der Hörgeräteanpassung ermöglichen, haben in der Praxis immer mehr an Bedeutung gewonnen. Jedoch nimmt durch die Vielzahl möglicher Anpassungsparameter auch die Komplexität sowie der Zeitbedarf für die Hörgerätefeinanpassung kontinuierlich zu. Unter diesem Aspekt wurde das Konzept der Meta-Steller (siehe Kapitel 2.8) entwickelt, mit deren Hilfe die Anpassung möglichst vieler Basisparameter, durch Steuerung weniger übergeordneter Steller, erfolgen soll. Zur Realisierung dieses Konzeptes müssten wie bereits erwähnt Meta-Steller definiert werden, die gezielt auf typische, anpassungsrelevante Faktoren, wie z.B. Sprachverständlichkeit in Ruhe oder Klang der eigenen Stimme, wirken. Indes war bisher die Entwicklung eines Meta-Stellers, dessen Basisparameter sich gegenseitig nicht beeinflussen, noch nicht adäquat realisierbar.

Ob dieses Verfahren zu einer effektiveren und letztendlich schnelleren Optimierung der Hörgerätefeinanpassung führt, ist Gegenstand der aktuellen Forschung.

### 3. Fragestellung

Die bestmögliche frequenz- und pegelabhängige Hörgeräteanpassung stellt die primäre Aufgabe in der Versorgung von hörgeschädigten Menschen dar. Durch die Weiterentwicklung in der Hörgerätetechnik, insbesondere durch die Einführung digitaler Hörgeräte und den sich daraus ableitenden großen Zugewinn an regulierbaren Basisparametern, ist es gegenwärtig bereits möglich, auch komplexere Hörschädigungen mit Erfolg zu versorgen. Die wachsende Zahl an einstellbaren Basisparametern muss jedoch auch unter dem Aspekt gesehen werden, dass nicht nur die Variationsmöglichkeiten der Hörgeräteanpassung zunehmen, sondern sich gleichfalls, durch die zunehmende Komplexität, das Risiko sinnloser oder gar kontraproduktiver Hörgeräteeinstellungen erhöht. Des Weiteren erfordert eine Hörgeräteanpassung bei zunehmender Zahl von Einzelparametern, die es zu optimieren gilt, einen wachsenden Zeitaufwand für den Hörgeräteakustiker und Zeit- und Geduldsaufwand für den Hörgeräteträger.

Auf diesen Gegebenheiten gründete sich die Überlegung, durch Kombination von Basisparametern in Form von Meta-Stellern (siehe Kapitel 2.9) die Hörgerätefeinanpassung zu simplifizieren und eventuell auch zu verkürzen. Somit wäre es möglich, basierend auf einer Reduktion der einstellbaren Parameter, sowohl sinnlose oder gar kontraproduktive Hörgeräteeinstellungen zu vermeiden sowie den Zeitaufwand für eine Hörgeräteanpassung zu reduzieren. Sofern es gelingt Meta-Steller zu definieren, die spezifisch auf anpassungsrelevante Faktoren, wie Sprachverständlichkeit in Ruhe bzw. im Störschall, Klangqualität der eigenen Stimme etc., wirken, stellt dies einen großen Schritt in der Weiterentwicklung von Hörgeräteanpassungsstrategien dar, weil man mit derartigen Meta-Stellern direkt auf die Wünsche und Bedürfnisse des Hörgerätenutzers reagieren könnte.

Hierauf basierend leitet sich die Fragestellung dieser Arbeit ab, welche Einflussfaktoren bei der Hörgerätefeinanpassung mittels Meta-Steller eine Rolle spielen. Aufgrund der hohen Komplexität sowie der Individualität des menschlichen Hörsystems ist es von grundlegender Bedeutung die verschiedenen Einflussfaktoren, wie das Alter des Hörgeschädigten oder das Ausmaß der Hörschädigung, sich auf den Optimierungsprozess mittels Meta-Stellern auswirken. Ferner werden methodische Einflussfaktoren, wie die Präsentation des akustischen Signals mit adaptiver bzw. fester Parameterschrittweite, die randomisierte bzw. nicht-randomisierte Belegung der Antwortalternativen sowie die Lage des Startpunktes am Rand oder in der Mitte des Einstellbereiches, inspiert. Somit ist das Ziel dieser Studie, Einflussfaktoren für die Hörgerätefeinanpassung mittels Meta-Stellern zu identifizieren und zu untersuchen, um auf dieser Grundlage die Weiterentwicklung der Hörgerätefeinanpassung mittels Meta-Stellern voranzubringen.

## 4. Probanden und Methoden

Die Untersuchung im Rahmen der vorliegenden Arbeit erfolgte an drei Gruppen von Probanden. Das Probandenkollektiv gliederte sich in eine Gruppe Normalhörender unter 30 Jahren, in eine Gruppe altersentsprechend Normalhörender über 50 Jahren sowie eine Gruppe von Schwerhörigen über 50 Jahren, um die Faktoren „Alter“ und „Hörstörung“ separat erfassen zu können. Im Folgenden wird die Gruppe der Normalhörenden unter 30 Jahren als nh30, die Gruppe der altersentsprechend Normalhörenden über 50 Jahren als nh50 und analog dazu die Gruppe der Schwerhörenden über 50 Jahren als sh50 bezeichnet.

### 4.1. Probanden

Die Ein- und Ausschlusskriterien des Probandenkollektives basierten auf dem Alter der Probanden

und deren Hörvermögen bzw. deren Hörverlust. Die Probanden der Gruppe nh30 durften einen maximalen Hörverlust von 20 dB bei 8 kHz (siehe Abbildung 4.1) aufweisen, analog hierzu war der maximal zulässige Hörverlust der Gruppe nh50 im Sinne des physiologischen Altershörvermögens auf 50 dB bei 8 kHz festgelegt (siehe Abbildung 4.1). Anamnestisch eruierbare otologische Erkrankungen oder Abweichungen von den tonaudiometrischen Vorgaben, wie z.B. eine lärmtraumatische Hochtonsenke, führten zum Ausschluss aus den Probandengruppen nh30 und nh50.

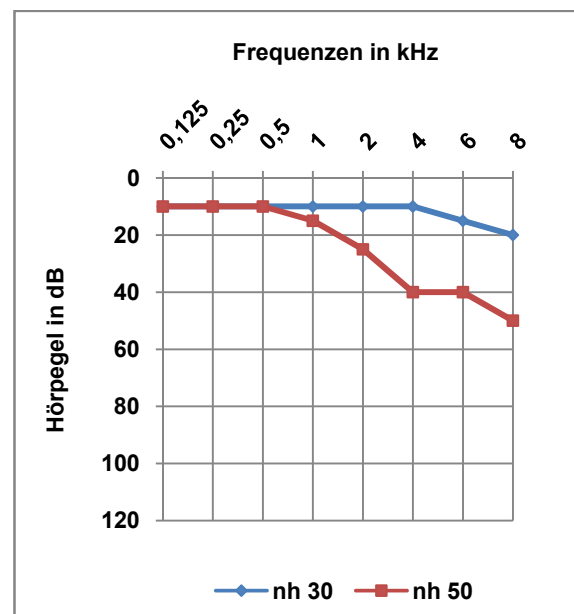


Abb. 4.1 Tonaudiometrische Grenzkriterien für den Ausschluss aus den Probandengruppen nh30 bzw. nh50. Diese Kriterien waren auf beiden Ohren einzuhalten

Die Einschlusskriterien der Gruppe sh50 umfassten jeglichen Hörverlust, der zum Ausschluss aus der Gruppe nh50 führte und das Vorliegen eines pathologischen Audiogramms, das die Versorgung mit Hörgeräten, d. h. mindestens 30 dB Hörverlust in mindestens einer Frequenz zwischen 0,5 kHz und 3 kHz, rechtfertigen würde. Jede der drei Probandengruppen bestand aus acht Teilnehmern, die jeweils die oben erläuterten Kriterien erfüllen mussten.

Die Probandengruppe nh30 setzte sich aus zwei Frauen und sechs Männern, deren durchschnittliches Alter 25 Jahre betrug, zusammen. Die Spannweite des Alters lag zwischen 22 Jahren und 28 Jahren. In den Abbildungen 4.2 und 4.3 sind die mittleren Audiogramme dieser Probandengruppe für die rechten und linken Ohren wiedergegeben.

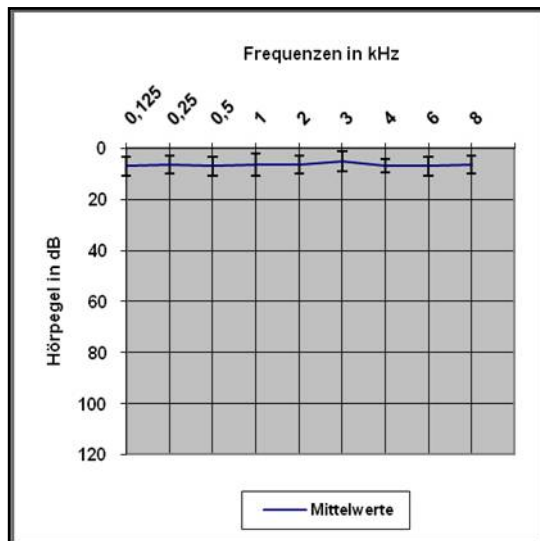


Abb. 4.2 Hörschwellenmittelwerte und Standardabweichungen der Probandengruppe nh30 für das rechte Ohr

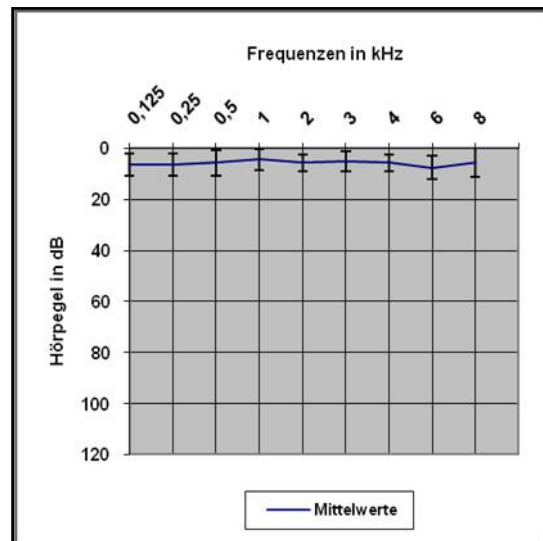


Abb. 4.3 Hörschwellenmittelwerte und Standardabweichungen der Probandengruppe nh30 für das linke Ohr

In der Probandengruppe nh50 nahmen fünf Frauen und drei Männer teil. Der Altersdurchschnitt lag, bei einer Altersstreuung von 52 Jahren bis 67 Jahren, bei 61,8 Jahren. Das durchschnittliche Audiogramm dieser Probandengruppe ist den Abbildungen 4.4 und 4.5 zu entnehmen.

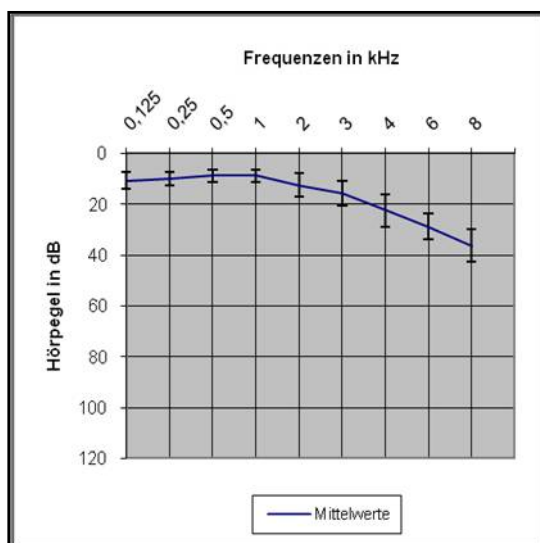


Abb. 4.4 Hörschwellenmittelwerte und Standardabweichungen der Probandengruppe nh50 für das rechte Ohr

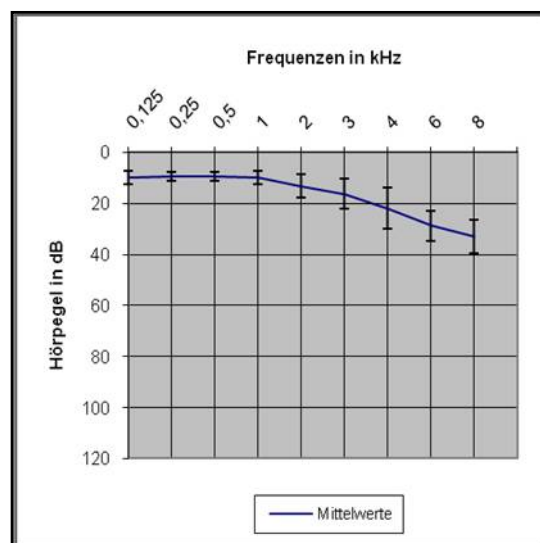


Abb. 4.5 Hörschwellenmittelwerte und Standardabweichungen der Probandengruppe nh50 für das linke Ohr



Die Probandengruppe sh50, deren gemittelten Audiogramme in der Abbildung 4.6 und der Abbildung 4.7 einzusehen sind, umfasste ebenfalls fünf Frauen und drei Männer, deren Durchschnittsalter 62 Jahre betrug. Die Altersspanne dieser Probandengruppe reichte von 53 Jahren bis 66 Jahren.

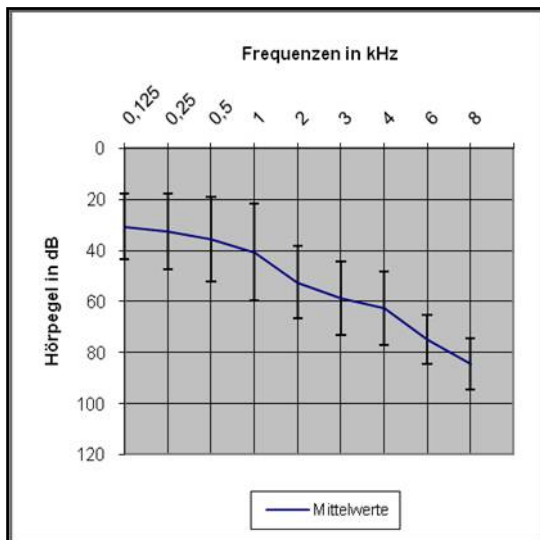


Abb. 4.6 Hörschwellenmittelwerte und Standardabweichungen der Probandengruppe sh50 für das rechte Ohr

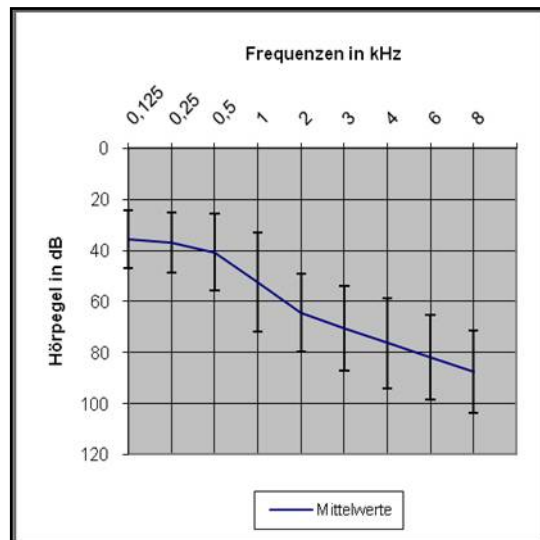


Abb. 4.7 Hörschwellenmittelwerte und Standardabweichungen der Probandengruppe sh50 für das linke Ohr

Eine tabellarische Aufgliederung der einzelnen Probandengruppen und die individuellen тонаudiometrischen Hörverluste befinden sich im Anhang unter 9.1 und 9.2.

Die Rekrutierung der Probanden erfolgte mithilfe der Probandendatenbank des Funktionsbereiches Audiologie der Hals-Nasen-Ohren Klinik am Universitätsklinikum Gießen und Marburg GmbH, Standort Gießen, sowie durch Aushänge im Universitätsklinikum Gießen und Marburg GmbH, Standort Gießen. Die Probanden wurden vor den jeweiligen Messungen über die Art der Untersuchung und deren Risiken, insbesondere über die Möglichkeit des Auftretens einer transienten oder persistierenden Hörstörung, aufgeklärt und haben eine schriftliche Einverständniserklärung zur Teilnahme an der Studie unterzeichnet.

#### 4.2. Hard- und Software für die Implementation von Meta-Stellern

Die zur Tonschwellenaudiometrie verwendete Hard- und Software bestand aus dem Audiometer AT900 der Firma Auritec, den supraauralen Audiometrikopfhörern Beyerdynamic DT48 und dem Audiometriemessprogramm Avantgarde 3.0 der Firma Auritec.

Die Hardware zur Realisierung der Meta-Steller basierte auf einem handelsüblichen Personal Computer. Dieser enthielt die Audiohardware mit der Soundkarte DIGI 96/8 der Firma RME. Der Ausgang dieser Soundkarte war an den Kopfhörerverstärker TD7 der Firma Tucker Davis angeschlossen, über den wiederum ein Paar circumauraler Audiometrikopfhörer vom Typ HDA 200 der Firma Sennheiser betrieben wurde. Die Antworteingabe durch die Probanden erfolgte über einen berührungsempfindlichen Bildschirm (Touchmonitor) der Firma elo Touchsystems.

Das hier verwendete Messprogramm, mit dem die Verstärkungswirkung von Hörgeräten stationär simuliert werden konnte, auf der Basis von MATLAB 6.5, wurde von Herrn Dipl. Ing. Michael Müller am Funktionsbereich Audiologie des Universitätsklinikums Gießen und Marburg GmbH, Standort Gießen, entwickelt und erprobt. Mit diesem Programm ist es möglich, die gewünschten Meta-Steller, wie sie für eine Hörgerätefeinanpassung in Frage kommen könnten, zu implementieren und die Hörverluste der Probanden in den Gruppen nh50 und sh50 mit der Kompensationsstrategie LoudFit++ so auszugleichen, dass die Ergebnisse zu denen der Normalhörenden (Gruppe nh30) in Bezug gesetzt werden können.

Bei LoudFit++ handelt es sich um eine Strategie zur Anpassung von Hörgeräten, die in Zusammenarbeit der HörTech gGmbH Oldenburg und dem Funktionsbereich Audiologie des Universitätsklinikums Gießen und Marburg GmbH, Standort Gießen, entwickelt wurde. Hierbei wird dem Probanden nicht der absolute Wert des frequenzbezogenen Hörverlustes durch entsprechende Verstärkung angeboten, was wegen des Recruitments (Lautheitsausgleich) bei Innenohrschwerhörigen eine Überverstärkung darstellen würde, sondern es wird eine frequenz- und eingangspegelspezifische Verstärkung gewählt, die in erster Näherung eine Normalisierung des Lautheitsempfindens bewirkt. Des Weiteren enthält die LoudFit++-Strategie zusätzliche Korrekturen, welche Effekte zweiter und dritter Ordnung berücksichtigen.

Bei der Durchführung der Messung zur Optimierung der akustischen Darbietung („Hörgerätefeinanpassung“) durchlief der Proband, wie in Abbildung 4.8 gezeigt, interaktiv eine für den Probanden nicht sichtbare Matrix von Schalldarbietungen, wobei auf der Ordinate die Einstellungsstufen des betreffenden Meta-Stellers und auf der Abszisse die aufeinander folgenden Paarvergleiche („Trials“) aufgetragen waren. Die Grundeinstellung 1 stellte bei den nicht-normalhörenden Probanden jeweils die Hörverlustkompensation mittels LoudFit++ dar, bei den jungen Normalhörenden (Gruppe n30) eine lineare, nicht frequenzbewertete Darbietung mit angenehmer Lautstärke. Die Einstellungen 2 bis 7 verkörperten die abgestuften Einstellungen des jeweiligen Meta-Stellers, die im Weiteren detailliert beschrieben werden.

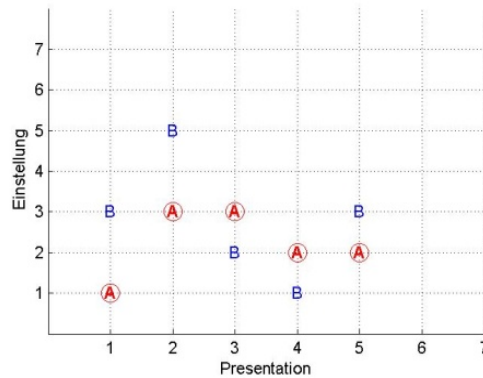


Abb. 4.8 Beispiel eines Messdurchlaufes für adaptive Schrittweite. In dieser Programmversion wird die Schrittweite nach dem ersten Richtungswechsel halbiert, um den Optimierungsprozess nach anfänglichen „Grobänderungen“ im Weiteren zu verfeinern.

Der Optimierungsprozess wurde vom Probanden auf der Grundlage eines einfachen Up-Down-Algorithmus, d. h. die Änderung der „Hörgeräteeinstellung“ ändert ihre Richtung sofort nach Änderung der Präferenzrichtung, interaktiv gesteuert, indem dem Probanden jeweils paarweise Schalldarbietungen A vs. B angeboten wurden, welche der Proband beliebig oft abhören und vergleichen konnte. Danach gab der Proband seine Präferenz auf dem Touchscreen ein und entsprechend dieser Präferenz präsentierte das Messprogramm den nächsten Paarvergleich. Die dieser Arbeit vorausgehenden Untersuchungen hatten gezeigt, dass man den Optimierungsprozess nach dem dritten Richtungswechsel abbrechen konnte, da danach keine wesentlichen Änderungen mehr eintreten, d. h. das Verfahren pendelt danach um den Punkt optimaler Einstellung. Dieses Verfahren entsprach also in etwa der Situation, dass der Proband Änderungen des Frequenzgangs mit einem einzigen „Stellknopf“ (Meta-Steller), über den die zahlreichen einzelnen Einstellparameter des Systems (Hörgerät) in komplexer Weise gekoppelt waren, durchlaufen und das Optimum aufsuchen konnte.

Im Rahmen der Messreihen wurde jedem Probanden unter Verwendung zweier verschiedener Steller, die später näher erläutert werden, ein instrumentales Musikstück sowie ein aufgezeichneter Dialog zweier Personen im Störschall, dem so genannten Gießener Dialog im Störschall, dargeboten.

Sowohl das Musikstück als auch der Gießener Dialog im Störschall deckten den für die Hörgeräteakustik relevanten Frequenzbereich ab. Bei der Darbietung des Musikstückes und des Gießener Dialogs im Störschall über ein Audiometriekopfhörerpaar konnte sich der Proband mittels des beschriebenen A/B-Optimierungsverfahrens (siehe unten) die subjektiv präferierte Darbietung (Frequenzgang) einstellen. Wie bereits angedeutet, war es Ziel des Verfahrens, dass sich der Proband seinen gewünschten Frequenzgang interaktiv so einstellen konnte, dass das dargebotene Musikstück sowie der Gießener Dialog im Störschall als angenehm empfunden wurden. Zum Schutze des Pro-

banden wurde die auf LoudFit++ aufsetzende, zusätzliche Anhebung (Verstärkung) in ausgewählten Frequenzbereichen auf maximal 21 dB begrenzt. Dies bedeutete, dass bei insgesamt sieben möglichen Einstellungen mit jedem additiven Schritt eine Verstärkung von 3,5 dB hinzukam.

Die Schrittweite, mit der ein Proband den Optimierungsprozess durchführte, konnte optional fest oder adaptiv gewählt werden. Beim adaptiven Vorgehen (siehe Abbildung 4.8) wurde dem Probanden zuerst die Einstellung 1 und zum Vergleich die Einstellung 3 angeboten, d. h. der erste Schritt war ein Doppelschritt zu sieben dB mit dem Ziel, dass der Proband möglichst schnell in die Nähe seiner gewünschten Einstellung gelangen sollte. Nach dem ersten Richtungswechsel wurde auch bei adaptiver Schrittweite mit Einzelschritten weitergemessen. Bei der festen Schrittweite wurde von Beginn an mit Einzelschritten zu je 3,5 dB vorgegangen.

Es wurde dem Probanden jeweils eine Einstellung A und eine Einstellung B zum Vergleich angeboten. Entschied sich der Proband, entgegen der zunehmenden Anhebung des Frequenzganges, für eine niedrigere Einstellung (z. B. für Einstellung 3 beim Vergleich von Einstellung 3 und Einstellung 5), bedeutete dies den ersten Richtungswechsel. Im anschließenden Durchlauf wurde dem Probanden nun die gewählte niedrigere Einstellung (z. B. Einstellung 3) mit der nächst niedrigeren Einstellung (z. B. Einstellung 2) dargeboten. Bevorzugte der Proband dann die nächst niedrigeren Einstellung (z. B. Einstellung 2), wurde ihm anschließend diese mit der folgenden niedrigeren Einstellung (z. B. Einstellung 1) angeboten. Präferierte der Proband nun die höhere Einstellung (z. B. Einstellung 2), bewirkte dies den zweiten Richtungswechsel. Im Weiteren wurde nun die gewählte Einstellung (z. B. Einstellung 2) mit der nächst höheren Einstellung (z. B. Einstellung 3) verglichen. Wählte der Proband wieder die niedrigere Einstellung (z. B. Einstellung 2), kam es zum dritten Richtungswechsel, der definitionsgemäß das Abbruchkriterium des Optimierungsprozesses darstellt. Das zur besseren Verständlichkeit in Klammern aufgeführte Beispiel bezieht sich auf das adaptive Prozedere. Das Vorgehen bei fester Schrittweite ist mit der Ausnahme, dass von Anfang an mit einfacher Schrittweite, d. h. mit einheitlichen Verstärkungsschritten von 3,5 dB, operiert wurde, identisch.

Eine Besonderheit ergab sich, wenn der Proband an den Randbereich des Einstellungsbereichs gelangte, da dort keine höheren bzw. niedrigeren Einstellungen möglich waren. Deshalb wurde bei Erreichen eines Randes ein Richtungswechsel vollzogen.

Das hier verwendete A/B-Optimierungsverfahren arbeitete mit einer graphischen Benutzeroberfläche (Graphic User Interface) auf dem berührungsempfindlichen Bildschirm. Wie in der Abbildung 4.9 zu sehen, konnte der Proband auf dem Touchmonitor zwischen den Einstellungen (Darbietungen) A und B auswählen. Hinter der Einstellung A und der Einstellung B verbargen sich die jeweils nächst höheren oder nächst niedrigeren Verstärkungsstufen. Zuerst hörte sich der Proband beide Einstellungen (beliebig oft) im Vergleich an, ehe er sich für seine Einstellungspräferenz entschied. Somit war es dem Probanden möglich, die subjektiv angenehmste Einstellung auszuwählen.

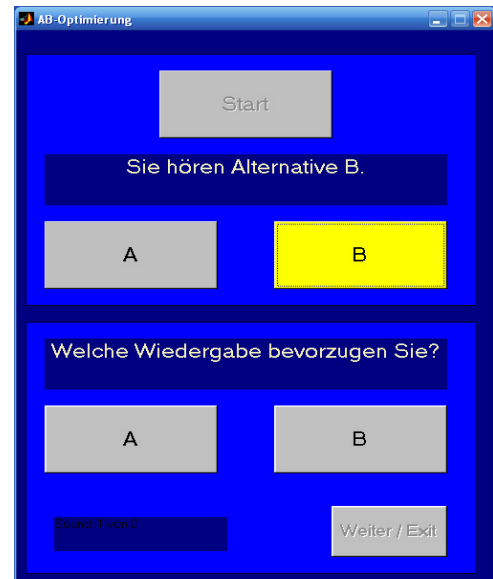


Abb. 4.9 Graphische Benutzeroberfläche für das A/B Optimierungsverfahren.

Für die vorliegende Untersuchung wurden zwei Meta-Steller, die gleichermaßen für normalhörende wie auch für schwerhörende Probanden genutzt werden konnten, definiert und ausgewählt. Typische Hörgeräte-Meta-Steller konnten in diesem Kontext keine Verwendung finden, da sie auf eine Kompensation eines Hörverlusts abzielen, in dieser Studie aber auch das Verhalten Normalhörender untersucht werden sollte, bei denen dies nicht angezeigt war. Deshalb wurde hier, wie bereits oben beschrieben, so vorgegangen, dass der Hörverlust der schwerhörenden Probanden mittels LoudFit++ ausgeglichen wurde und aufsetzend darauf allen Probanden ein Meta-Steller angeboten wurde, der lediglich die Funktion eines komplexen Klangreglers hatte.

Der erste Meta-Steller dieser Art, der hier zum Einsatz kam, war der so genannte 3 kHz-Steller, der eine selektive Anhebung bei drei kHz bewirkt. Erfahrungsgemäß hat eine solche Anhebung des Frequenzganges bei drei kHz, wie sie in der Abbildung 4.10 dargestellt ist, einen positiven Einfluss auf das Sprachverstehen im Störschall. Deshalb wurde dieser Meta-Steller als ein möglicher „Sprachverständlichkeitsoptimierer“ in diese Studie einbezogen. Die hier realisierte Form des Meta-Stellers sah mit wachsendem Eingangspegel eine zunehmend geringere drei kHz-Anhebung vor.

Der zweite Meta-Steller, welcher verwendet wurde, war ein so genannter „Lautheits-Steller“ (siehe Abbildung 4.11), der unter dem Aspekt der Klangoptimierung speziell für die Wahrnehmung von Musik konzipiert wurde. Dieser Steller sorgte für eine graduelle Anhebung der hohen sowie tiefen

Frequenzen bei gleichzeitiger Absenkung des Frequenzganges bei 1,5 kHz. Bei niedrigen und hohen Eingangspegeln ging die Wirkung dieses Meta-Stellers gegen Null.

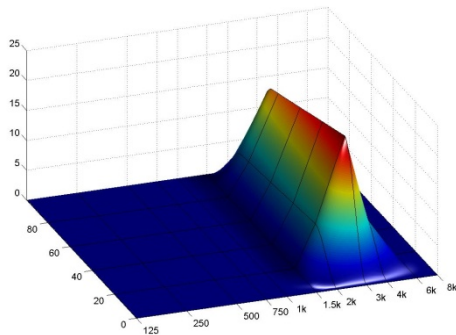


Abb. 4.10 Graphische Darstellung der Funktion eines „3 kHz-Stellers“ (Sprachverständlichkeitssteller)

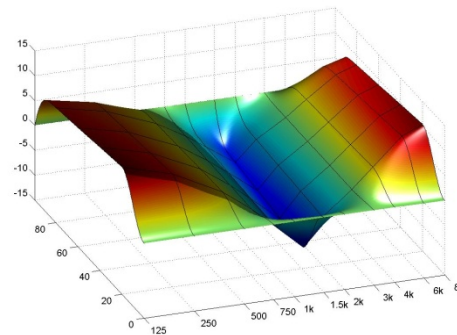


Abb. 4.11 Graphische Darstellung der Funktion eines „Lautheits-Stellers“ (guter Klang)

Da der Hörverlust in der nh50 Gruppe recht einheitlich war, konnte die Kompensation des Hörverlusts bei diesen Probanden mit einem uniformen Verstärkungsverhalten erfolgen, indem der Gruppenmittelwert dem LoudFit++-Verfahren zugrunde gelegt wurde. Wegen des heterogenen Hörverlustes der Probandengruppe sh50 musste in dieser Gruppe jeweils ein individuelles Verstärkungsverhalten programmiert werden, welches auf dem individuellen Lautheitsverhalten basierte. Zu diesem Zweck wurde bei diesen Probanden zusätzlich eine kategoriale Lautheitskalierung (siehe Kapitel 4.4) mithilfe der Oldenburger Messprogramme von HörTech gGmbH Oldenburg durchgeführt. Das Resultat dieser Skalierungen konnte von LoudFit++ direkt in den individuellen Verstärkungsbedarf umgesetzt werden.

### 4.3. Studienbeschreibung

Vor Beginn der eigentlichen Untersuchungsreihen, bezüglich der Meta-Steller, wurde von jedem Probanden ein Tonaudiogramm in Luftleitung angefertigt, um die Erfüllung der Einschlusskriterien zu gewährleisten. Anschließend erfolgte die Optimierung der Wiedergabe (Feinanpassung) mit beiden Meta-Stellern in der oben beschriebenen Weise, unter Verwendung des MATLAB-Scriptes, jeweils am Beispiel des standardisierten Musikstückes sowie des Gießener Dialogs im Störschall.

Für jeden der beiden Steller gab es je fünf verschiedene Untersuchungskonditionen zur Erfassung verschiedener Faktoren:

- Schrittweite fest/adaptiv: Es gab zwei Einstellungen zur Schrittweite. Zum einen eine feste Schrittweite, d.h. in einzelnen Schritten zu je 3,5 dB bei Startpunkt 1 beginnend und zum anderen eine adaptive Schrittweite, bei der zunächst bei Startpunkt 1 beginnend in Doppelschritten zu je 7 dB und nach dem ersten Richtungswechsel mit einzelnen Schritten vorgegangen wurde.
- Besetzung der Konditionen A und B randomisiert/nicht-randomisiert: In zwei weiteren Untersuchungsreihen wurden die beiden Steller mit fester sowie adaptiver Schrittweite bei randomisierter und nicht-randomisierter Belegung der Antwortalternativen A/B gemessen. In der randomisierten Version wurden die Einstellungen, die unter den Auswahlmöglichkeiten A/B beim Optimierungsverfahren hinterlegt waren, vom Computer verwürfelt, um wahrnehmungsbasierte Präferenzen gegenüber willkürlichen Entscheidungen (z.B. regelmäßig Antwortalternative A wählen) zu forcieren oder zumindest erkennbar zu machen
- Startpunkt am Rand (Einstellung 1)/Startpunkt in der Mitte des Stellerbereiches (Einstellung 4): Als fünfte Einstellung wurde bei beiden Stellern die Untersuchung mit fester Schrittweite bei Startpunkt 4, anstatt wie bei allen anderen Untersuchungen bei Startpunkt 1, begonnen, um eventuell auftretende Differenzen zwischen einem Beginn bei Startpunkt 1 und einem Beginn bei Startpunkt 4 aufzudecken.

<b>Testkonditionen</b>	3 kHz-Steller	Lautheits-Steller
Adaptive Schrittweite, nicht-randomisiert, Startpunkt „1“	✓	✓
Feste Schrittweite, nicht-randomisiert, Startpunkt „1“	✓	✓
Adaptive Schrittweite, randomisiert, Startpunkt „1“	✓	✓
Feste Schrittweite, randomisiert, Startpunkt „1“	✓	✓
Feste Schrittweite, randomisiert, Startpunkt „4“	✓	✓

Tab. 4.1 Liste der verwendeten Testkonditionen, die jeweils für Musik und den Gießener Dialog im Störschall für alle Probanden (n=24) untersucht wurden.

Zu Beginn der Untersuchungsreihe wurde der Proband eingehend instruiert und gebeten, mittels Touchmonitor mithilfe des A/B-Optimierungsverfahrens (siehe Abbildung 4.9), jeweils die bevorzugte Einstellung auszuwählen, ohne explizit ein Entscheidungskriterium, wie z.B. Optimierung des Sprachverstehens, der Klarheit oder der Klangqualität vorzugeben. Die Instruktion lautete etwa:

„Wählen Sie bitte, die für Sie beste Einstellung/Darbietung“. Jede der insgesamt zehn Testkonditionen (siehe Tabelle 4.1) wurde dreimal nacheinander wiederholt.

Wegen des Konzentrationsverlustes bei den Probanden, der erfahrungsgemäß nach ca. zwei Stunden auftritt, wurden mit dem Probanden zwei Untersuchungstermine vereinbart, in denen jeweils fünf Einstellungen getestet wurden. Die Abfolge der nacheinander dargebotenen Testkonditionen (siehe Tabelle 4.1) wurde randomisiert. Damit sollte ein methodischer Einfluss von Lerneffekten und insbesondere ein adaptionsgebundenes Minderinteresse, aufgrund des Konzentrationsverlustes und der daraus eventuell resultierenden falschen Untersuchungsergebnisse, ausgeschlossen werden.

Wie bereits zuvor dargelegt, wurde durch die Kompensation der Hörverluste, mittels adäquater Verstärkung, eine Vergleichbarkeit zwischen den Probandengruppen erzielt. Bei der Probandengruppe nh30 wurde wegen der minimalen Hörverluste auf eine Verstärkung verzichtet. Die Probandengruppe nh50 bekam eine kollektive Verstärkung analog zu einem Hörverlust von 31 dB bei 6 kHz und 35 dB bei 8 kHz im Tonschwellenaudiogramm. Diese wurde durch Auswertung der Audiogramme aller Teilnehmer der Probandengruppe nh50 vor Beginn der Untersuchungsreihen ermittelt. Wegen der zum Teil sehr differenzierten Hörverluste der Gruppe sh50 wurde mit jedem der Teilnehmer dieser Gruppe eine individuelle kategoriale Lautheitsskalierung (siehe Kapitel 4.4) durchgeführt. Aus den hierbei ermittelten Werten wurde die individuell benötigte frequenz- und eingangspegelbezogene Hörverstärkung berechnet, welche dann im Messprogramm berücksichtigt wurde.

Nach Beendigung der Untersuchung wurden die gemessenen Werte mit Hilfe des MATLAB-Scripts gespeichert und optional graphisch dargestellt (siehe Abbildung 4.12).

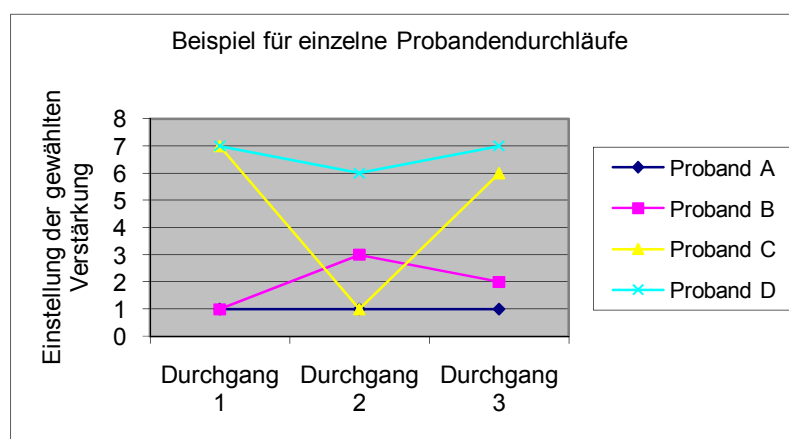


Abb. 4.12 Graphische Darstellung eines Durchlaufs bei einem Probanden mit seinen gewählten Einstellungen. Hier am Beispiel von vier verschiedenen Probanden illustriert.



#### **4.4. Methoden**

Insgesamt wurden in der vorliegenden Studie drei verschiedene Untersuchungsverfahren eingesetzt:

- (1) Tonschwellenaudiogramme in Luftleitung: zur Klassifizierung der Probanden
- (2) Kategoriale Lautheitsskalierung , nur bei der Probandengruppe nh50: zur individuellen Bestimmung des erforderlichen Verstärkungsverhaltens
- (3) A/B-Optimierung der Schalldarbietung unter Verwendung des beschriebenen MATLAB-Scripts: zur Untersuchung der Meta-Steller und deren Einflussfaktoren

(1) Das vor Beginn der eigentlichen Messreihe durchgeführte Tonaudiogramm in Luftleitung wurde mittels des Audiometers AT900 durchgeführt. Hierbei wurde dem Probanden über geschlossene Audiometriekopfhörer, jeweils getrennt für ein Ohr, ein Tonsignal in protrahierter Lautstärke dargeboten, bis der Proband angab das Tonsignal wahrzunehmen. Er wurde vor Beginn der Audiometrie aufgefordert, sobald er das Tonsignal höre, einen Bestätigungsknopf zu drücken, wodurch die Messung beendet und die entsprechende Frequenz, ab der das Tonsignal gehört wurde, gespeichert wurde. Dies wurde zweimalig für die Frequenzen 0,125 kHz, 0,5 kHz, 1 kHz, 2 kHz, 3 kHz, 4 kHz, 6 kHz und 8 kHz durchgeführt (Lehnhardt & Laszig, 2001; Böhme & Welzl-Müller, 2005; Mrowinski & Scholz, 2006).

(2) Zur Kompensation des Hörverlustes, und damit im Hinblick auf die Vergleichbarkeit der Messergebnisse, wurde die benötigte Verstärkung der Probandengruppe sh50 durch kategoriale Lautheitsskalierung bestimmt (Kollmeier, 1997). Hierbei wurde zuerst das Profil „Oldenburger Hörfeld, Kopfhörer, links/rechts“ ausgewählt. Die Bezeichnung Hörfeld impliziert in diesem Zusammenhang die Verwendung von schmalbandigen Signalen zur Bestimmung der frequenzspezifischen überschwelligen Lautheitsempfindung. Der Zusatz links/rechts bedeutet, dass das linke und das rechte Gehör separat über Kopfhörer getestet wurden. Anschließend wurden die Testfrequenzen festgelegt. Im Rahmen dieser Studie wurden die Frequenzen 0,5 kHz, 1,5 kHz, 3 kHz und 4 kHz verwendet, um die Verstärkung im hörgeräterelevanten Frequenzbereich bestimmen zu können. Im Anschluss wurde die Messung gestartet. Der Proband, der nun einen geschlossenen Audiometriekopfhörer trug, sollte auf einem Touchmonitor das ihm akustisch angebotene Signal, auf einer elfzeiligen Skala (siehe Abbildung 4.13) von „unhörbar“ bis „zu laut“, subjektiv bewerten.

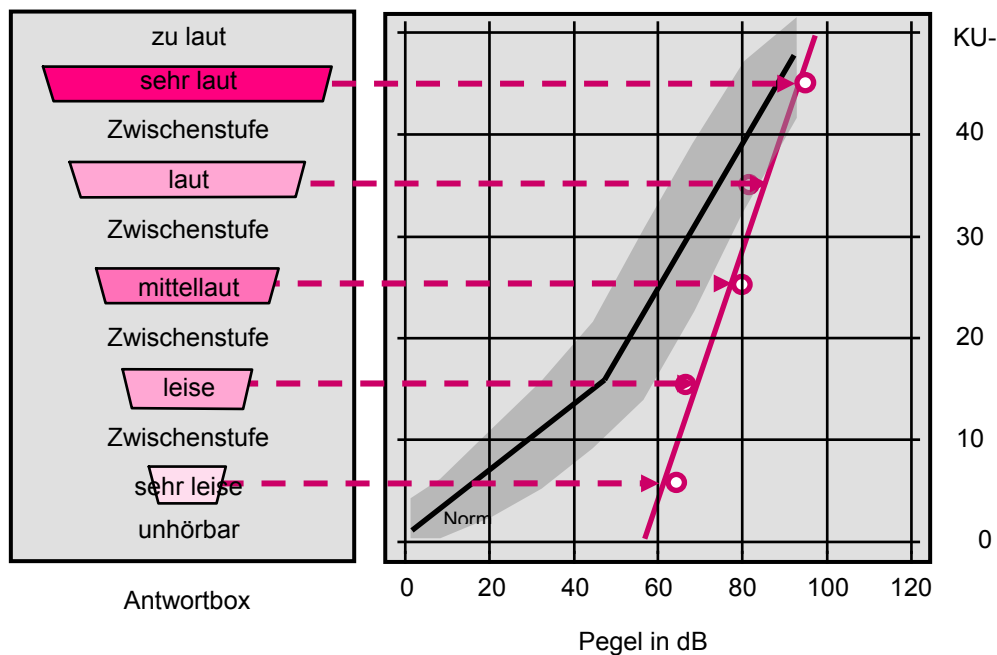


Abb. 4.13 Beispiel einer kategorialen Lautheitsskalierung. Links sind die Antwortmöglichkeiten für den Probanden und rechts eine beispielhafte Lautheitsfunktion (rot), in diesem Fall mit Recruitment, in Relation zum Normbereich (grau unterlegt) dargestellt (nach Kießling).

Aus den Probandenurteilen wurde für jede gemessene Frequenz eine Lautheitsfunktion, d. h. die Kategoriallautheit als Funktion des Darbietungspegels, berechnet. Die erhobenen Daten konnten nach Beendigung der Lautheitsskalierung in LoudFit++ eingelesen werden.

(3) Das eingangs erwähnte A/B-Optimierungsverfahren wurde bereits im Kapitel 4.2 besprochen.

#### 4.5. Numerische Auswertung

Die numerische Auswertung wurde mit dem Tabellenkalkulationsprogramm Excel (Microsoft) durchgeführt. Als Auswertungsparameter wurden die Spannweiten und die Standardabweichungen, jeweils über die drei Durchgänge (siehe Abbildung 2.12), als Maß der Reproduzierbarkeit/Streuung des Optimierungsprozesses sowie die absolute Häufigkeit der gewählten Einstellungen, über die drei Durchgänge, als Maß für die bevorzugte Einstellung berechnet. Hieraus wiederum wurden die Gruppenmittelwerte für die verschiedenen Testkonditionen, Meta-Steller und Teststimuli (Musik und Gießener Dialog im Störschall), ermittelt.

Auf der Grundlage früherer Untersuchungen der Gießener Arbeitsgruppe ist davon auszugehen, dass Mittelwerte der Spannweite von  $\leq 2$  eine gerade noch ausreichende Reproduzierbarkeit des Optimierungsprozesses anzeigen. Weiterführend ist jedoch für eine exaktere Betrachtung der Ergebnisse eine feinere Klassifizierung der Spannweitenmittelwerte notwendig. In diesem Sinne ist eine mittlere Spannweite von  $\leq 1$  als ein sehr gutes Maß an Reproduzierbarkeit anzusehen. Auf der

Grundlage dieser Überlegungen sind Spannweitenmittelwerte von 1,1 bis 1,5 ein guter sowie Spannweitenmittelwerte von 1,6 bis 2,0 ein ausreichender Grad an Genauigkeit beizumessen. Bei Mittelwerten der Spannweiten von  $> 2$  ist von einer unzureichenden Reproduzierbarkeit auszugehen. In diesem Kontext zeigen Mittelwerte der Standardabweichung von  $\leq 1$  gleichfalls eine akzeptable Reproduzierbarkeit des Optimierungsprozesses an. Mit Hilfe der Mittelwerte der Standardabweichungen kann somit nicht nur ein Maß an Reproduzierbarkeit, sondern gleichfalls das Auftreten innerer Inkonsistenzen, im Sinne großer Klassensprünge der individuellen Spannweiten (sog. Ausreißer) bei gegebener ausreichender Reproduzierbarkeit der Mittelwerte der Spannweiten, aufgezeigt werden.

Damit stehen die Größen Spannweite und Standardabweichung für die Güte des Verfahrens, während die absolute Häufigkeit der präferierten Einstellungen, im Hinblick auf die Feinanpassung, von audiologischem Interesse ist: „Wer bevorzugt welche Einstellung?“. Anhand einer eventuell auftretenden Häufung von Einstellungen können allgemeine Aussagen zum Präferenzverhalten einer Probandengruppe beurteilt werden.

Die graphischen Darstellungen der Ergebnisse wurden ebenfalls mit Microsoft Excel erstellt. Zur Auswertung der für die Dissertation relevanten Faktoren „Alter“, „Hörstörung“, „Schrittweite des Meta-Stellers“, „Belegung der Antwortalternativen A/B“, „Lage des Startpunktes“ und „Typ des Meta-Stellers“, wurden die Einstellungen der adaptiven versus festen Schrittweite, der randomisierten versus nicht-randomisierten Belegung der Antwortalternativen A und B und die Einstellung mit fester Schrittweite mit Beginn bei Startpunkt 1 gegenüber der Einstellung mit fester Schrittweite mit Beginn bei Startpunkt 4 für die jeweiligen Probandenkollektive berechnet und graphisch dargestellt.

## 5. Ergebnisse

Die Darstellung der Ergebnisse erfolgt gemäß dem in Kapitel 4 vorgestellten Untersuchungs- und Auswertungskonzept. Im Folgenden werden die untersuchten Einflussfaktoren separat, unter vergleichender Illustration des 3 kHz- und Lautheits-Stellers für Musik und den Gießener Dialog im Störschall, vorgestellt.

### 5.1. Faktor Alter

Der Einflussfaktor „Alter“ wurde an den Probandenkollektiven nh30 und nh50 mit den Einstellungsparametern: adaptive Schrittweite, nicht randomisierte Belegung der Antwortalternativen und Startpunkt bei 1, untersucht.

Unter der Verwendung des 3 kHz-Stellers zeigt sich für das Probandenkollektiv nh30 (siehe Abbildung 5.1), bei Mittelwerten der Spannweite von 1,8 für Musik eine ausreichende sowie bei 1,4 für den Gießener Dialog im Störschall, eine gute Reproduzierbarkeit. Bei der Gruppe nh50 ist, bei einem Spannweitenmittelwert von 0,8 für Musik und 3,3 für den Gießener Dialog im Störschall, nur für die Darbietung von Musik eine sehr gute Reproduzierbarkeit zu beobachten. Die Messungen auf der Grundlage des Lautheits-Stellers zeigen für das nh30-Kollektiv, mit Mittelwerten der Spannweite (siehe Abbildung 3.2) von 1,4 für Musik eine gute sowie mit 2 für den Gießener Dialog im Störschall, eine ausreichende Reproduzierbarkeit. Die Probandengruppe nh50 hingegen liefert, mit einem Mittelwert der Spannweite von 2,3 für Musik, nur einen unzureichenden Grad der Wiederholbarkeit, während die Messungen für den Gießener Dialog im Störschall, mit Spannweitenmittelwerten von 1,6, eine ausreichende Reproduzierbarkeit aufweisen. Die in den Abbildungen 5.3 und 5.4 illustrierten Mittelwerte der Standardabweichung für den 3 kHz- und den Lautheits-Steller lassen für beide Steller analoge Schlussfolgerungen zu den Ergebnissen der Mittelwerte der Spannweite zu.

Im Hinblick auf die präferierten Einstellungen beim 3 kHz-Steller (siehe Abbildung 5.5), weist das nh30-Kollektiv, sowohl für Musik als auch den Gießener Dialog im Störschall, einen deutlichen Trend zu geringen 3 kHz-Anhebungen auf. Die Probanden der nh50-Gruppe neigen bei Musik ebenfalls zu geringeren Anhebungen, jedoch liegen die gewählten Einstellungen beim Gießener Dialog im Störschall gleichmäßig verteilt an beiden Extrempolen des Einstellungsbereiches, sodass hieraus keine eindeutige Präferenz der gewählten Einstellungen abgeleitet werden kann. Die Darstellung der absoluten Häufigkeit, der gewählten Einstellungen für den Lautheits-Steller (siehe Ab-

bildung 5.6), illustriert für das nh30-Kollektiv eine Bevorzugung hoher Anhebungen für Musik sowie eine relativ homogene Verteilung der gewählten Einstellungen über den gesamten Einstellungsbereich für den Gießener Dialog im Störschall. Das Probandenkollektiv nh50 neigt, sowohl bei Musik wie auch dem Gießener Dialog im Störschall, zu geringeren spektralen Verformungen.

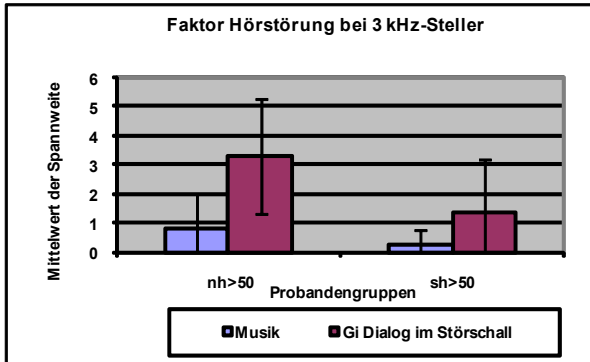


Abb. 5.1 Gemittelte Spannweite und deren Standardabweichung. Übrige Einstellungen: adaptive Schrittweite; nicht randomisiert; Startpunkt bei 1

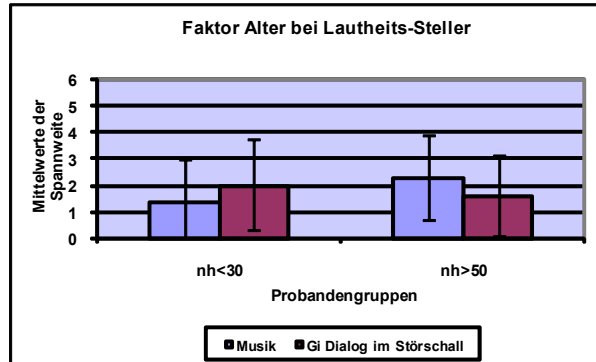


Abb. 5.2 Gemittelte Spannweite und deren Standardabweichung. Übrige Einstellungen: adaptive Schrittweite; nicht randomisiert; Startpunkt bei 1

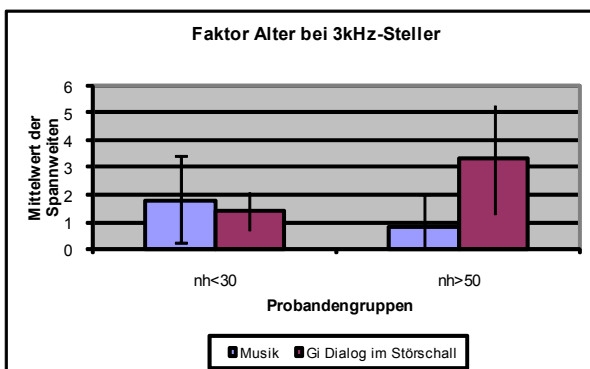


Abb. 5.3 Gemittelte Standardabweichung und deren Standardabweichung. Übrige Einstellungen: adaptive Schrittweite; nicht randomisiert; Startpunkt bei 1

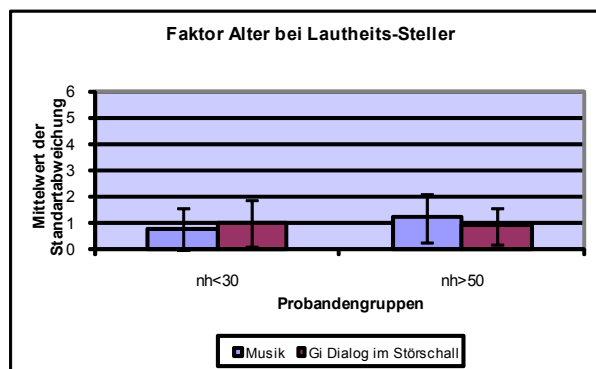


Abb. 5.4 Gemittelte Standardabweichung und deren Standardabweichung. Übrige Einstellungen: adaptive Schrittweite; nicht randomisiert; Startpunkt bei 1

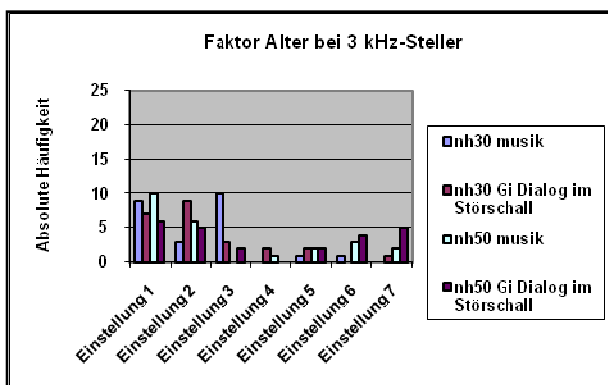


Abb. 5.5 Absolute Häufigkeit der Einstellungen. Übrige Einstellungen: adaptive Schrittweite; nicht randomisiert; Startpunkt bei 1

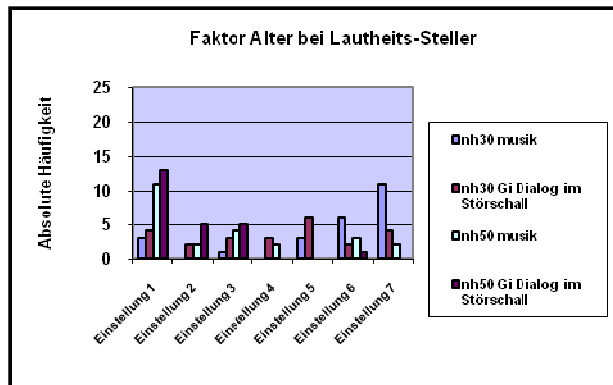


Abb. 5.6 Absolute Häufigkeit der Einstellungen. Übrige Einstellungen: adaptive Schrittweite; nicht randomisiert; Startpunkt bei 1

## 5.2. Faktor Hörstörung

Die Untersuchung zum Einflussfaktor „Hörstörung“ wurde an den Probandenkollektiven nh50 und sh50, mit den Einstellungsparametern: adaptive Schrittweite, nicht randomisierte Belegung der Antworttasten und Startpunkt bei 1, durchgeführt.

Im Rahmen der Untersuchung mittels des 3 kHz-Stellers (siehe Abbildung 5.7) sind für die beiden Kollektive niedrige Mittelwerte der Spannweite für Musik, mit 0,8 bei nh50 und mit 0,3 bei sh50, und somit eine sehr gute Reproduzierbarkeit zu beobachten. Für den Gießener Dialog im Störschall zeigt sich, bei einem Mittelwert der Spannweite von 1,4 für die sh50-Gruppe eine gute Wiederholbarkeit, während die nh50-Gruppe, mit einem Spannweitenmittelwert von 3,3 nur eine unzureichende Reproduzierbarkeit aufweist. Die Untersuchungen am Beispiel des Lautheits-Stellers (Abbildung 5.8) liefern für den Gießener Dialog im Störschall, bei Mittelwerten der Spannweite von 1,6 für das nh50-Kollektiv sowie 1,3 für die sh50-Gruppe, eine ausreichende bzw. gute Reproduzierbarkeit, während bei Musik, mit Mittelwerten der Spannweite für beide Kollektive von 2,3, nur eine unzureichende Reproduzierbarkeit gezeigt werden kann.

Entsprechend den Ergebnissen für die Spannweitenmittelwerte der beiden Steller gestalten sich die Ergebnisse der Mittelwerte der Standardabweichung (siehe Abbildungen 5.9 und 5.10), woraus sich analoge Schlussfolgerungen ableiten lassen.

Die Präferenzverteilung der gewählten Einstellungen für den 3 kHz-Steller (siehe Abbildung 5.11) zeigt für das sh50-Kollektiv, für Musik wie auch den Gießener Dialog im Störschall, eine Bevorzugung geringer Klangveränderungen. Die nh50-Gruppe präferiert gleichfalls für Musik wie auch den Gießener Dialog im Störschall eine geringe spektrale Verformung. Im Fall des Lautheits-Stellers zeigt die Verteilung der absoluten Häufigkeit der gewählten Einstellungen für das nh50 Kollektiv bei Musik und dem Gießener Dialog im Störschall eine Anhäufung der präferierten Einstellungen bei geringen Klangveränderungen. Die sh50-Gruppe hingegen weist bei Musik eine relativ homogene Verteilung der bevorzugten Einstellungen auf, während sich beim Gießener Dialog im Störschall eine Anhäufung bei Einstellung 1 und 6 aufzeigt, welche keine eindeutige Aussage über das gewünschte Einstellungsverhalten zulässt.

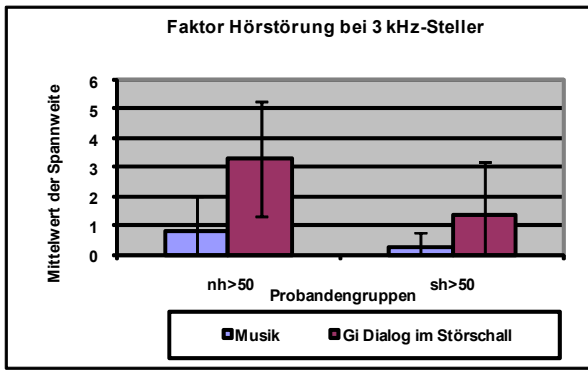


Abb. 5.7 Gemittelte Spannweite und deren Standardabweichung. Übrige Einstellungen: adaptive Schrittweite; nicht randomisiert; Startpunkt bei 1

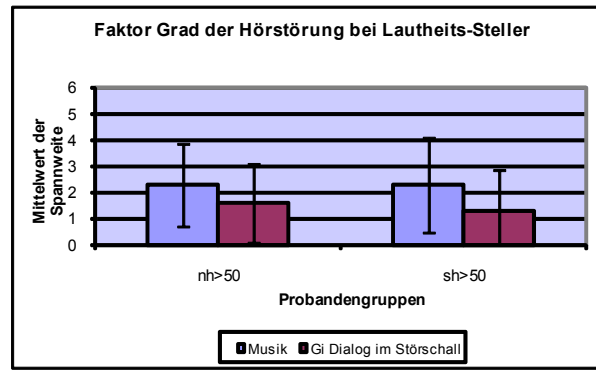


Abb. 5.8 Gemittelte Spannweite und deren Standardabweichung. Übrige Einstellungen: adaptive Schrittweite; nicht randomisiert; Startpunkt bei 1

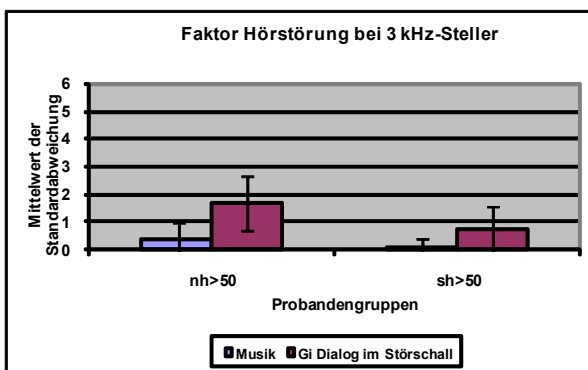


Abb. 5.9 Gemittelte Standardabweichung und deren Standardabweichung. Übrige Einstellungen: adaptive Schrittweite; nicht randomisiert; Startpunkt bei 1

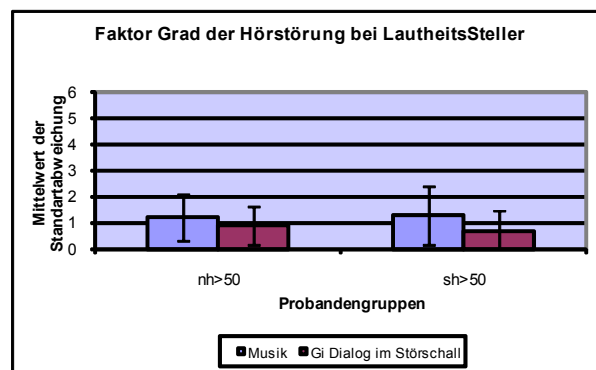


Abb. 5.10 Gemittelte Standardabweichung und deren Standardabweichung. Übrige Einstellungen: adaptive Schrittweite; nicht randomisiert; Startpunkt bei 1

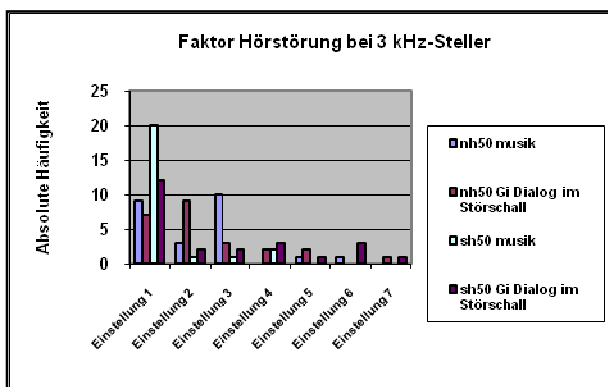


Abb. 5.11 Absolute Häufigkeit der Einstellungen. Übrige Einstellungen: adaptive Schrittweite; nicht randomisiert; Startpunkt bei 1

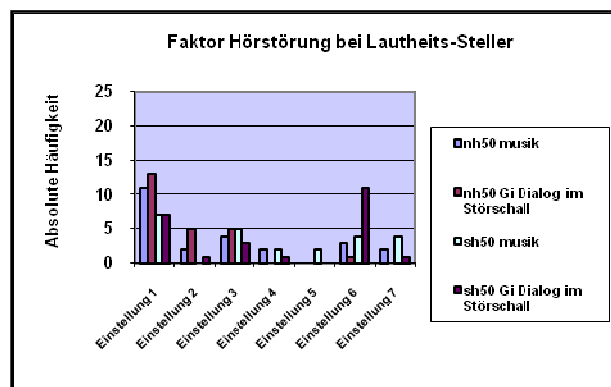


Abb. 5.12 Absolute Häufigkeit der Einstellungen. Übrige Einstellungen: adaptive Schrittweite; nicht randomisiert; Startpunkt bei 1

### 5.3. Faktor Schrittweite des Meta-Stellers

Die Messungen zur Untersuchung des Faktors „Schrittweite des Meta-Stellers“ wurden mit den Einstellungsparametern: nicht randomisierte Belegung der Antwortalternativen und Startpunkt

bei 1, für die Probandengruppen nh50 und sh50 durchgeführt. In der Betrachtung der Messergebnisse werden der 3 kHz- und der Lautheits-Steller separat besprochen, sodass zuerst (1) die Ergebnisse unter Verwendung des 3 kHz-Stellers, dann (2) die Ergebnisse auf der Basis des Lautheits-Stellers und (3) abschließend eine Gesamtbetrachtung der Ergebnisse abgehandelt wird.

(1) Für das Probandenkollektiv nh50 zeigen sich auf der Grundlage des 3 kHz-Stellers (siehe Abbildung 5.13) Spannweitenmittelwerte von 0,8 für Musik und 3,3 für den Gießener Dialog im Störschall bei adaptiver Schrittweite sowie 1,6 für Musik und 3 für den Gießener Dialog im Störschall bei fester Schrittweite. Hieraus lässt sich bei adaptiver Schrittweite eine gute sowie bei fester Schrittweite eine ausreichende Reproduzierbarkeit für Musik, jedoch nur eine unzureichende Wiederholbarkeit für den Gießener Dialog im Störschall sowohl bei adaptiver als auch fester Schrittweite, ableiten. Bei der Probandengruppe sh50 (siehe Abbildung 5.14) zeigen die Mittelwerte der Spannweiten von 0,3 für Musik eine sehr gute sowie von 1,4 für den Gießener Dialog im Störschall bei adaptiver Schrittweite eine gute Reproduzierbarkeit an, während bei fester Schrittweite mit Spannweitenmittelwerten von 1 für Musik und 2,5 für den Gießener Dialog im Störschall, nur für Musik eine sehr gute Wiederholbarkeit gegeben ist.

Das entsprechende Korrelat dieser Ergebnisse spiegelt sich auch in den Abbildungen 5.15 und 5.16 wieder, welche die Ergebnisse in Form der Mittelwerte der Standardabweichung darbieten.

Bei der Betrachtung der absoluten Häufigkeit der gewählten Einstellungen (siehe Abbildung 5.17), neigt die nh50-Gruppe sowohl bei adaptiver als auch fester Schrittweite eher zu niedrigen Anhebungen für Musik. Hingegen ist beim Gießener Dialog im Störschall für die adaptive Schrittweite eine relativ gleichmäßige Verteilung der präferierten Einstellungen mit einem Trend zu den beiden Endpolen der Skala und daraus folgend kein eindeutiges Präferenzverhalten erkennbar, während sich bei fester Schrittweite eher eine Verteilung mit einer Tendenz zu mittel- bis geringgradigeren Klangveränderungen feststellen lässt. Das in Abbildung 5.18 dargestellte sh50-Kollektiv bevorzugt bei Musik sowie beim Gießener Dialog im Störschall, sowohl für die adaptive als auch für die feste Schrittweite, geringe 3 kHz-Anhebungen. (2) Auf der Basis des Lautheits-Stellers ist für das Probandenkollektiv nh50 (siehe Abbildung 5.19) bei den Mittelwerten der Spannweite, von 2,3 für Musik und 1,6 für den Gießener Dialog im Störschall für adaptive Schrittweite sowie 2,4 für Musik und 1,9 für den Gießener Dialog im Störschall bei fester Schrittweite, eine ausreichende Reproduzierbarkeit für den Gießener Dialog im Störschall ersichtlich, während dies für Musik nicht in dem Maße gilt



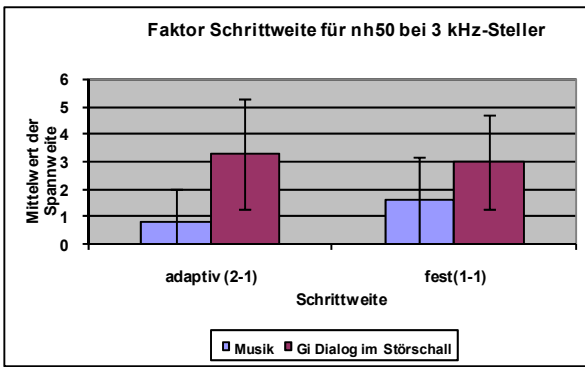


Abb. 5.13 Gemittelte Spannweite und deren Standardabweichung. Übrige Einstellungen: nicht randomisiert; Startpunkt bei 1; Probandengruppe nh50

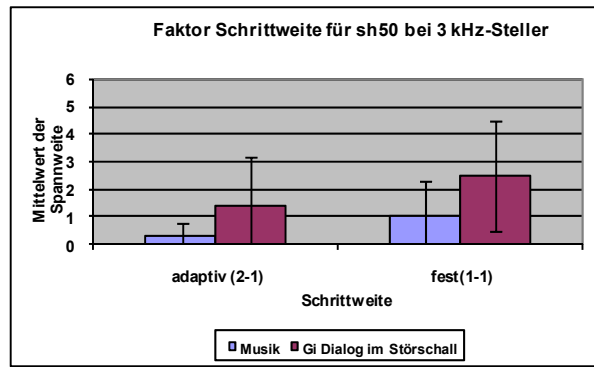


Abb. 5.14 Gemittelte Spannweite und deren Standardabweichung. Übrige Einstellungen: nicht randomisiert; Startpunkt bei 1; Probandengruppe sh50

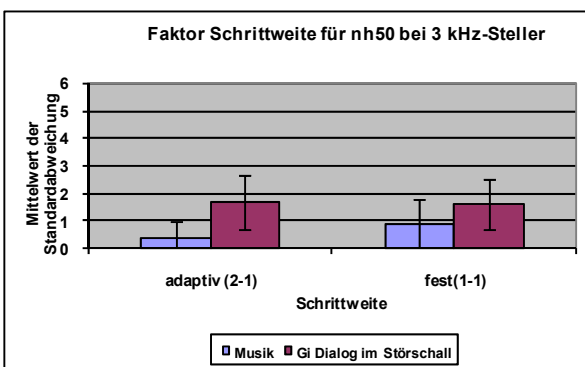


Abb. 5.15 Gemittelte Standardabweichung und deren Standardabweichung. Übrige Einstellungen: nicht randomisiert; Startpunkt bei 1; Probandengruppe nh 50

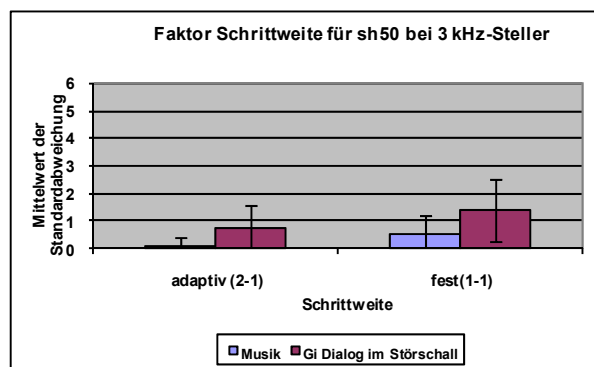


Abb. 5.16 Gemittelte Standardabweichung und deren Standardabweichung. Übrige Einstellungen: nicht randomisiert; Startpunkt bei 1; Probandengruppe sh50

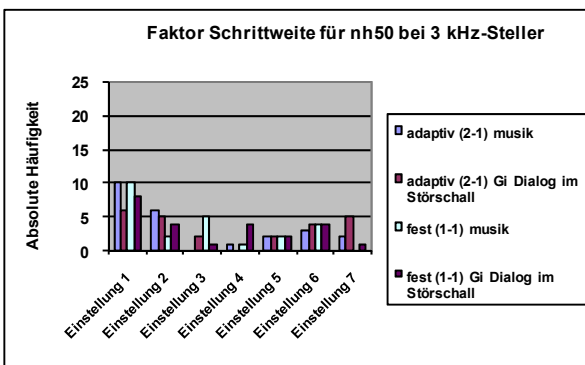


Abb. 5.17 Absolute Häufigkeit der Einstellungen. Übrige Einstellungen: nicht randomisiert; Startpunkt bei 1; Probandengruppe nh50

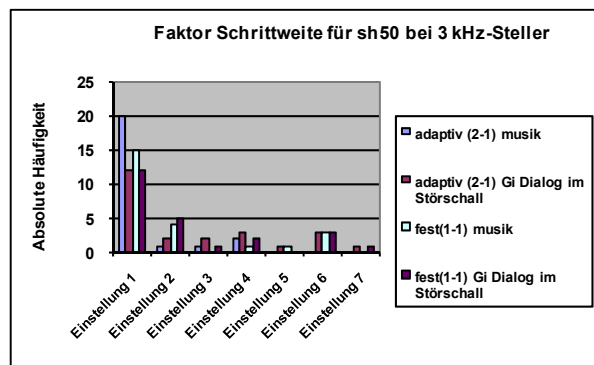


Abb. 5.18 Absolute Häufigkeit der Einstellungen. Übrige Einstellungen: nicht randomisiert; Startpunkt bei 1; Probandengruppe sh50

Bei der Betrachtung der Ergebnisse der sh50-Gruppe (siehe Abbildung 5.20), welche Spannweitenmittelwerte von 2,3 für Musik und 1,3 für den Gießener Dialog im Störschall bei adaptiver Schrittweite sowie bei fester Schrittweite Mittelwerte der Spannweite von 2,8 für Musik und 2,6 für

den Gießener Dialog im Störschall aufzeigen, ist lediglich für die Darbietung des Gießener Dialogs im Störschall bei adaptiver Schrittweite ein gutes Maß an Genauigkeit nachweisbar.

Aus den Darstellungen der Mittelwerte der Standardabweichungen (siehe Abbildungen 5.21 und 5.22) lassen sich gleichartige Schlüsse, zur Betrachtung der Spannweitenmittelwerte, ziehen.

Die Präferenzverteilung der gewählten Einstellungen lässt bei der nh50-Gruppe (siehe Abbildung 5.23) eine Tendenz zu geringen Klangveränderungen, sowohl für Musik als auch für den Gießener Dialog im Störschall bei adaptiver und fester Schrittweite, erkennen. Für die sh50-Gruppe hingegen kann bei adaptiver Schrittweite für Musik eine Anhäufung bei den Einstellungen 1, 3, 6 und 7 aufgezeigt werden, während sich beim Gießener Dialog im Störschall eine Anhäufung bei Einstellung 1 und 6 ergibt, woraus folgend keine bevorzugte Verstärkungseinstellung detektierbar ist. In Bezug auf die feste Schrittweite lässt sich für Musik eine Anhäufung bei Einstellung 1, 4 und 6 erkennen, während sich die Verteilung der Präferenzen beim Gießener Dialog im Störschall mehr an den beiden Extremen der Einstellungsskala anordnen, was gleichfalls keine hinreichend genaue Aussage über das Präferenzverhalten zulässt. (3) In der vergleichenden Betrachtung der beiden Steller sowie der beiden Probandenkollektive, auf der Grundlage der Spannweitenmittelwerte sowie der Mittelwerte der Standardabweichungen, ist auffällig, dass unter Verwendung des 3 kHz-Stellers sich eine sehr gute bis ausreichende Reproduzierbarkeit für Musik, bei beiden Probandenkollektiven, darstellt, während dies für den Gießener Dialog im Störschall, mit der Ausnahme der sh50-Gruppe bei adaptiver Schrittweite, nicht gezeigt werden kann. Dieser Trend stellt sich bei Verwendung des Lautheits-Stellers nahezu vollständig gegensätzlich dar. Hierbei kann für den Gießener Dialog im Störschall, mit der Ausnahme der sh50-Gruppe bei fester Schrittweite, ein guter bis ausreichender Grad an Wiederholbarkeit nachgewiesen werden, während für Musik in keiner der vier Testkonditionen ein hinreichendes Maß an Reproduzierbarkeit erzielt werden konnte.

Im Hinblick auf das Präferenzverhalten bei Musik lässt sich feststellen, dass bei beiden Stellern sowohl das nh50- als auch das sh50-Kollektiv eher zu geringen bis mittleren Klangveränderungen tendiert. Ein eindeutiges Verhalten, hinsichtlich des bevorzugten Verstärkungsgrades für den Gießener Dialog im Störschall, lässt sich nicht erkennen, da sich die Verteilung der Präferenzen der sh50-Gruppe, unter Verwendung des Lautheits-Stellers, sowie die Verteilung der gewählten Einstellungen der nh50-Gruppe, bei adaptiver Schrittweite im 3 kHz-Modus, im Bereich der beiden Endpole des Einstellungsbereiches bewegen, während sich für die übrigen Testkonditionen eine

Präferenz zu geringerer Anhebung für den Gießener Dialog im Störschall feststellen lässt.

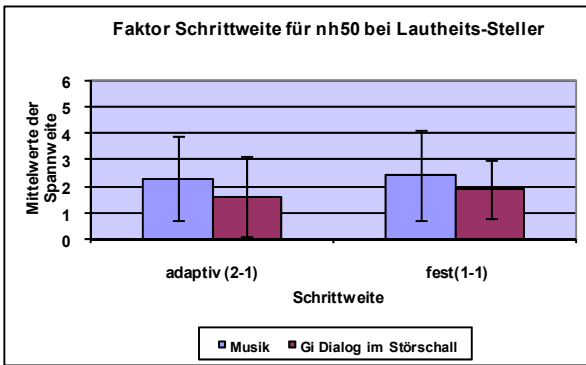


Abb. 5.19 Gemittelte Spannweite und deren Standardabweichung. Übrige Einstellungen: nicht randomisiert; Startpunkt bei 1; Probandengruppe nh50

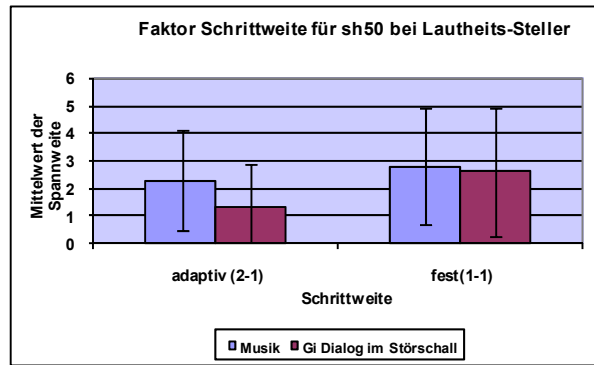


Abb. 5.20 Gemittelte Spannweite und deren Standardabweichung. Übrige Einstellungen: nicht randomisiert; Startpunkt bei 1; Probandengruppe sh50

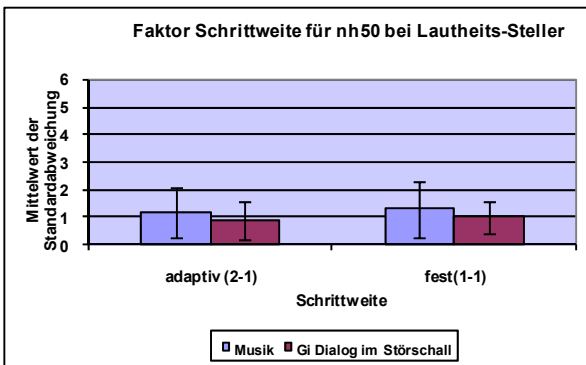


Abb. 5.21 Gemittelte Standardabweichung und deren Standardabweichung. Übrige Einstellungen: nicht randomisiert; Startpunkt bei 1; Probandengruppe nh50

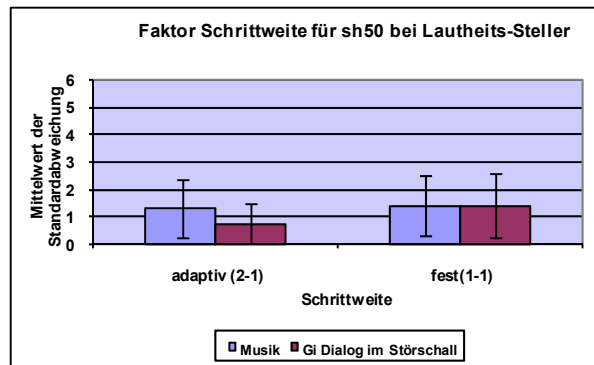


Abb. 5.22 Gemittelte Standardabweichung und deren Standardabweichung. Übrige Einstellungen: nicht randomisiert; Startpunkt bei 1; Probandengruppe sh50

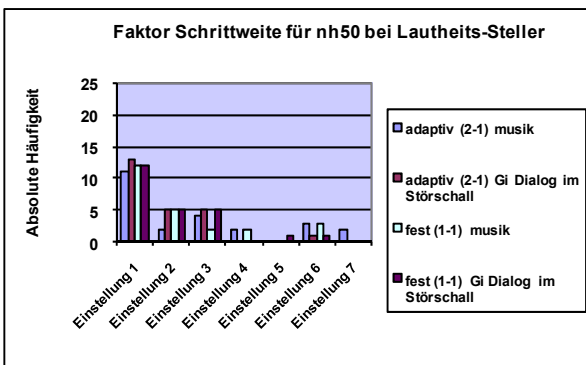


Abb. 5.23 Absolute Häufigkeit der Einstellungen. Übrige Einstellungen: nicht randomisiert; Startpunkt bei 1; Probandengruppe nh50

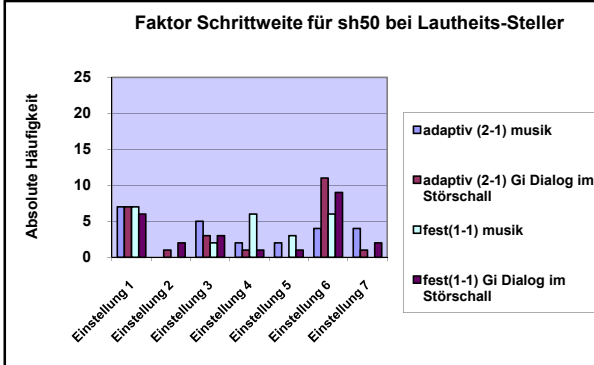


Abb. 5.24 Absolute Häufigkeit der Einstellungen. Übrige Einstellungen: nicht randomisiert; Startpunkt bei 1 ; Probandengruppe sh50

#### **5.4. Faktor Belegung der Antwortalternativen A/B**

Die Durchführung der Untersuchung zum Faktor „Belegung der Antwortalternativen A/B“ erfolgte mit den Einstellungsparameter: adaptive Schrittweite und Startpunkt bei 1. Der 3 kHz-Steller und der Lautheits-Steller werden bei der Betrachtung der Ergebnisse separat dargestellt, sodass zuerst (1) die Ergebnisse auf der Basis des 3 kHz-Stellers, dann (2) die Ergebnisse auf der Grundlage des Lautheits-Stellers und folgend (3) eine Gesamtübersicht der Ergebnisse dargelegt werden.

(1) Die in Abbildung 5.25 dargestellten Spannweitenmittelwerte der Probandengruppe nh50, von 0,8 für Musik und 3,3 für den Gießener Dialog im Störschall, bei nicht randomisierter Darbietung des Signals sowie den Spannweitenmittelwerten, von 2,5 für Musik und 3,9 für den Gießener Dialog im Störschall bei randomisierter Darbietung des Signals, lassen nur für die nicht randomisierte Darbietung von Musik eine sehr gute Reproduzierbarkeit erkennen. Die Mittelwerte der Spannweite der sh50-Gruppe (siehe Abbildung 5.26) zeichnen sich bei nicht-randomisierter Signaldarbietung, von 0,3 für Musik und 1,4 für den Gießener Dialog im Störschall, durch eine sehr gute bzw. gute Reproduzierbarkeit aus. Bei randomisierter Signaldarbietung zeigen die Mittelwerte der Spannweite, von 2 für Musik und 1,8 für den Gießener Dialog im Störschall, ein ausreichendes Maß an Genauigkeit auf.

Die in den Abbildungen 5.27 und 5.28 dargestellten Mittelwerte der Standardabweichung korrelieren gut mit den Spannweitenmittelwerten, wobei angemerkt werden muss, dass der Mittelwert der Standardabweichung bei der randomisierten Darbietung von Musik mit 1,1 das numerische Zielkriterium für die Mittelwerte der Standardabweichung von 1 minimal überschreitet. Dies findet jedoch wiederum sein Korrelat in einem Spannweitenmittelwert von 2, der das Zielkriterium für die Mittelwerte der Spannweite, von 2, noch gerade so erfüllt. Trotz des Überschreitens des Zielkriteriums für die Mittelwerte der Standardabweichung kann dieser Wert in Zusammenschau mit dem dazugehörigen Spannweitenmittelwert als Hinweis auf eine ausreichende Reproduzierbarkeit gewertet werden.

Hinsichtlich der in Abbildung 5.29 illustrierten absoluten Häufigkeit der gewählten Einstellungen, ist für die nh50-Gruppe eine Präferenz für mittlere bis geringe 3 kHz Anhebung für die nicht randomisierte Darbietung von Musik sowie des Gießener Dialogs im Störschall zu erkennen. Für die randomisierte Darbietung von Musik sowie des Gießener Dialogs im Störschall ist, aufgrund der Präferenzverteilung zu beiden Endpolen des Einstellungsbereiches, keine eindeutig bevorzugte Einstellung zu erfassen. Demgegenüber zeigt das Probandenkollektiv sh50 (siehe Abbildung 5.30),

sowohl für die nicht-randomisierte als auch für die randomisierte Darbietung von Musik und dem Gießener Dialog im Störschall, eine einheitliche Präferenz für geringe spektrale Verformungen.

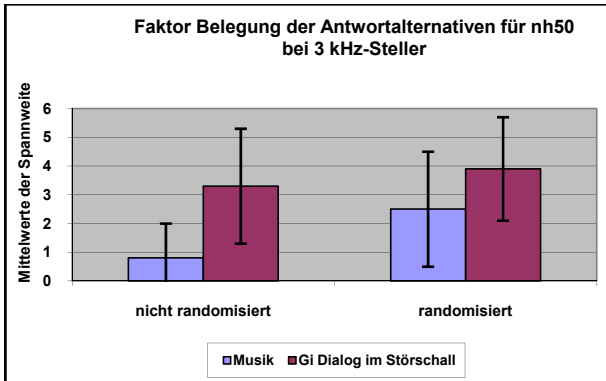


Abb. 5.25 Gemittelte Spannweite und deren Standardabweichung. Übrige Einstellungen: adaptive Schrittweite; Startpunkt bei 1; Probandengruppe nh50

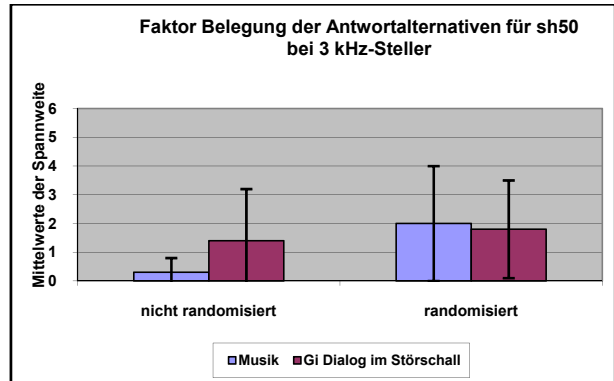


Abb. 5.26 Gemittelte Spannweite und deren Standardabweichung. Übrige Einstellungen: adaptive Schrittweite; Startpunkt bei 1; Probandengruppe sh50

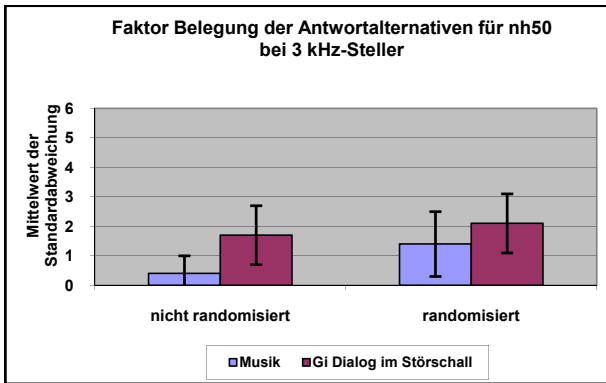


Abb. 5.27 Gemittelte Standardabweichung und deren Standardabweichung. Übrige Einstellungen: adaptive Schrittweite; Startpunkt bei 1; Probandengruppe nh50

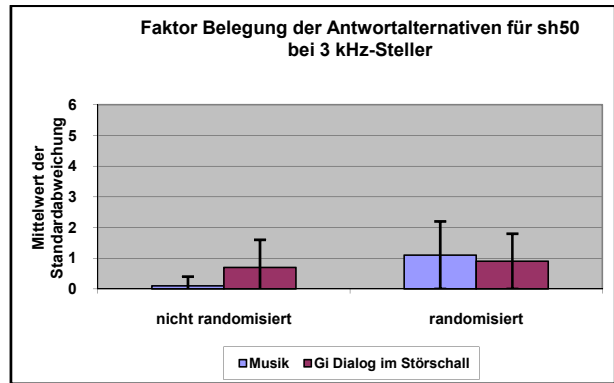


Abb. 5.28 Gemittelte Standardabweichung und deren Standardabweichung. Übrige Einstellungen: adaptive Schrittweite; Startpunkt bei 1; Probandengruppe sh50

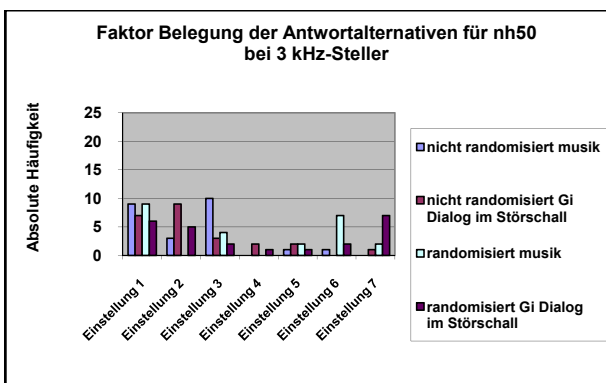


Abb. 5.29 Absolute Häufigkeit der Einstellungen. Übrige Einstellungen: adaptive Schrittweite; Startpunkt bei 1; Probandengruppe nh50

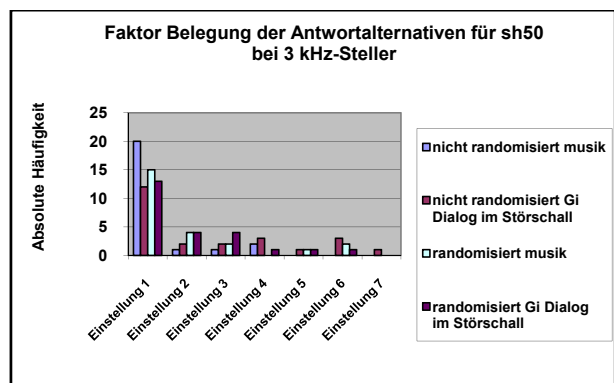


Abb. 5.30 Absolute Häufigkeit der Einstellungen. Übrige Einstellungen: adaptive Schrittweite; Startpunkt bei 1; Probandengruppe sh50

(2) Auf der Grundlage des Lautheit-Stellers zeigen sich für das Probandenkollektiv nh50 (siehe Abbildung 5.31) bei nicht randomisierter Signaldarbietung Spannweitenmittelwerte von 2,3 für Musik

und 1,6 für den Gießener Dialog im Störschall, während sich die Mittelwerte der Spannweite bei randomisierter Signaldarbietung mit 2,4 für Musik und 1,4 für den Gießener Dialog im Störschall darstellen. Hieraus wird für die nicht randomisierte Signaldarbietung des Gießener Dialogs im Störschall eine ausreichende Reproduzierbarkeit ersichtlich, während diese für die randomisierte Signaldarbietung des Gießener Dialogs im Störschall als gut anzusehen ist. Für Musik konnte in beiden Testkonditionen nur eine unzureichende Reproduzierbarkeit aufgezeigt werden. Die Ergebnisse der sh50-Gruppe (siehe Abbildung 5.32), mit Mittelwerten der Spannweite von 2,3 für Musik und 1,3 für den Gießener Dialog im Störschall bei nicht randomisierter Signaldarbietung sowie von 3,1 für Musik und 1,8 für den Gießener Dialog im Störschall bei randomisierter Signaldarbietung, zeigen ebenfalls einen guten bzw. ausreichenden Grad an Wiederholbarkeit für den Gießener Dialog im Störschall, bei unzureichender Genauigkeit für Musik, an.

Die in den Abbildungen 5.33 und 5.34 dargestellten Mittelwerte der Standardabweichung lassen eine analoge Schlussfolgerung, zu den Ergebnissen der Spannweitenmittelwerte, zu.

Bei der Betrachtung des Präferenzverhaltens hinsichtlich der gewählten Einstellungen zeigt die nh50-Gruppe (siehe Abbildung 5.35) bei nicht randomisierter Darbietung von Musik sowie des Gießener Dialogs im Störschall eine Tendenz zu geringen 3 kHz-Anhebungen. Bei randomisierter Darbietung von Musik zeigt sich eine Präferenzverteilung, mit einer Anhäufung der gewählten Einstellungen bei Einstellung 1, 3 und 7, woraus sich jedoch kein eindeutiger Trend ableiten lässt, während das Wahlverhalten beim Gießener Dialog im Störschall eher zu geringeren spektralen Verformungen tendiert. Für das sh50-Kollektiv (siehe Abbildung 5.36) ist bei nicht randomisierter Darbietung von Musik eine Präferenzverteilung zu Einstellung 1, 3 und 6 ersichtlich, was gleichfalls keine eindeutige Aussage über die bevorzugte Klangveränderung zulässt. Dies ist auch bzgl. der nicht randomisierten Darbietung des Gießener Dialogs im Störschall, dessen Einstellunganhäufungen bei Einstellung 1, 3 und 6 liegen, anzumerken. Ferner ist bei der Betrachtung der randomisierten Signaldarbietung von Musik sowie dem Gießener Dialog im Störschall, aufgrund der großen Spannbreite der präferierten Einstellungen mit Anhäufungen bei Einstellung 1, 3, 4, 5 und 6, gleichfalls kein eindeutiges Wahlverhalten zu detektieren.

(3) In der Gesamtübersicht der Ergebnisse zum Faktor „Belegung der Antwortalternativen“ ist, auf der Grundlage der Spannweitenmittelwerte sowie der Mittelwerte der Standardabweichung, im direkten Vergleich der beiden Steller sowie der beiden Probandenkollektive zu erkennen, dass der Gießener Dialog im Störschall im Mittel einen besseren Grad der Reproduzierbarkeit als Musik, liefert.

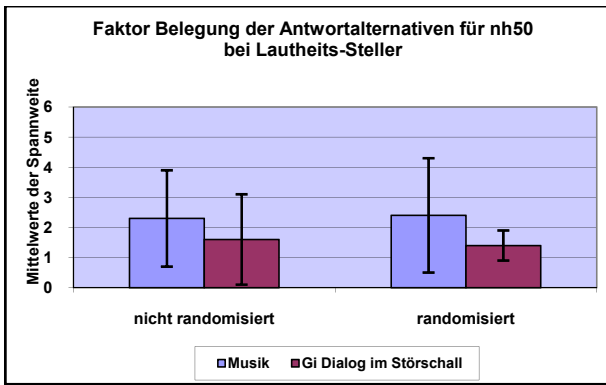


Abb. 5.31 Gemittelte Spannweite und deren Standardabweichung. Übrige Einstellungen: adaptive Schrittweite; Startpunkt bei 1; Probandengruppe nh50

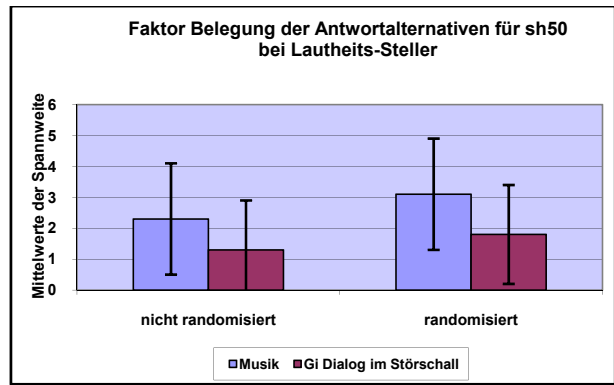


Abb. 5.32 Gemittelte Spannweite und deren Standardabweichung. Übrige Einstellungen: adaptive Schrittweite; Startpunkt bei 1; Probandengruppe sh50

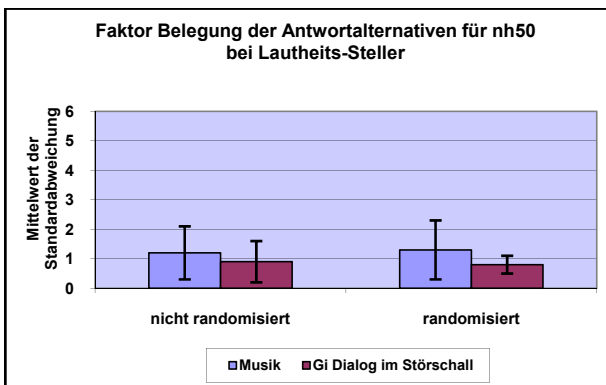


Abb. 5.33 Gemittelte Standardabweichung und deren Standardabweichung. Übrige Einstellungen: adaptive Schrittweite; Startpunkt bei 1; Probandengruppe nh50

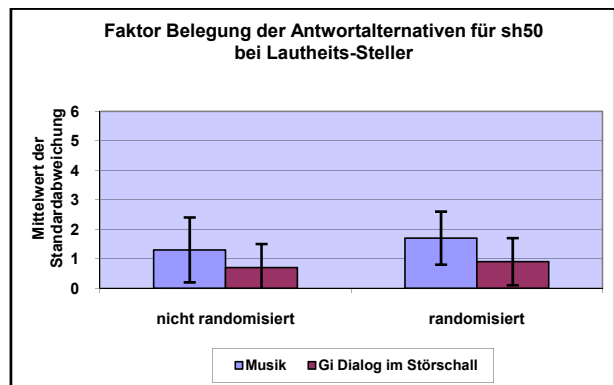


Abb. 5.34 Gemittelte Standardabweichung und deren Standardabweichung. Übrige Einstellungen: adaptive Schrittweite; Startpunkt bei 1; Probandengruppe sh50

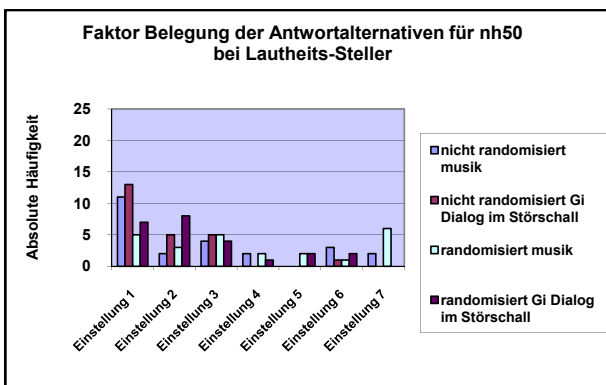


Abb. 5.35 Absolute Häufigkeit der Einstellungen. Übrige Einstellungen: adaptive Schrittweite; Startpunkt bei 1; Probandengruppe nh50

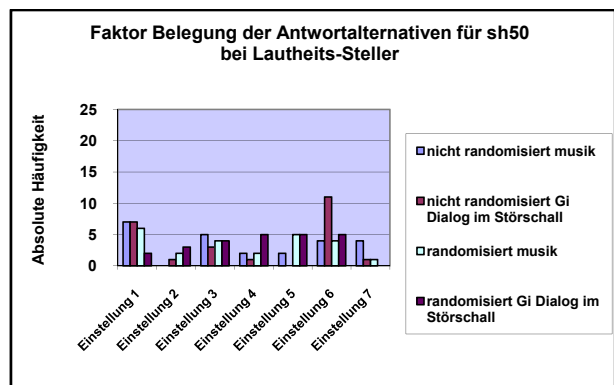


Abb. 5.36 Absolute Häufigkeit der Einstellungen. Übrige Einstellungen: adaptive Schrittweite; Startpunkt bei 1; Probandengruppe sh50

Die Messungen unter Verwendung des 3 kHz-Stellers zeigen für die nh50-Gruppe, mit der Ausnahme der nicht randomisierten Darbietung von Musik, eine durchgängig unzureichende Reproduzierbarkeit, während die sh50-Gruppe in allen vier Testkonditionen einen mindestens hin-

reichenden Grad der Wiederholbarkeit anzeigt. Für den Lautheits-Steller zeigt sich im Vergleich dazu, über beide Probandenkollektive, eine sehr gute bis gute Reproduzierbarkeit für den Gießener Dialog im Störschall, während für Musik in keiner der vier Testkonditionen ein ausreichendes Maß an Genauigkeit gezeigt werden kann.

Im Hinblick auf das Präferenzverhalten der gewählten Einstellungen lässt sich, im direkten Vergleich der beiden Steller sowie der beiden Probandenkollektive, kaum ein einheitlicher Trend bzgl. des Wahlverhaltens der Probanden treffen. Das sh50-Kollektiv zeigt unter Verwendung des 3 kHz-Stellers für die nicht randomisierte sowie randomisierte Darbietung von Musik und dem Gießener Dialog im Störschall einen deutlichen Trend zu geringeren Anhebungen, während sich bei der Verwendung des Lautheits-Stellers, aufgrund der relativ breitgefächerten Verteilung der gewählten Einstellungen über den gesamten Einstellungsbereich, kein bevorzugtes Wahlverhalten detektieren lässt. Die Probandengruppe nh50 hingegen zeigt für beide Steller im Fall der nicht randomisierten Darbietung von Musik und des Gießener Dialogs im Störschall eine Tendenz zu geringeren spektralen Verformungen. Für die randomisierte Signaldarbietung kann jedoch, mit der Ausnahme der Darbietung des Gießener Dialogs im Störschall auf der Basis des Lautheits-Stellers, aufgrund der Präferenzverteilung der gewählten Einstellungen über die gesamte Skalenbreite, keine einheitliche Aussage zum bevorzugten Wahlverhalten der Probanden getroffen werden.

### **5.5. Faktor Lage des Startpunktes des Meta-Stellers**

Die Untersuchung zum Faktor „Lage des Startpunktes des Meta-Stellers“ wurde mit den Einstellungsparametern: randomisierte Belegung der Antwortalternativen und feste Schrittweite durchgeführt. Im Rahmen der Betrachtung der Ergebnisse werden die beiden Steller einzeln abgehandelt, sodass zuerst (1) die Ergebnisse auf der Basis der 3 kHz-Stellers, dann (2) die Ergebnisse unter Verwendung des Lautheits-Stellers und daran anschließend (3) eine Gesamtübersicht der Ergebnisse dargestellt werden.

(1) Bei der Betrachtung der Mittelwerte der Spannweite der Gruppe nh50 (siehe Abbildung 5.37), von 2,8 für Musik und 2,9 für den Gießener Dialog im Störschall bei Lage des Startpunktes bei 1 sowie von 3 für Musik und 3,1 für den Gießener Dialog im Störschall bei Lage des Startpunktes bei 4, auf der Basis des 3 kHz-Stellers, kann nur eine unzureichende Reproduzierbarkeit der Einzelmessungen aufgezeigt werden. Hingegen liefert das sh50-Kollektiv (siehe Abbildung 5.38), mit Spannweitenmittelwerten von 1,6 für Musik und 1,9 für den Gießener Dialog im Störschall bei Lage des Startpunktes bei 1 sowie 1,9 für Musik und 2,3 für den Gießener Dialog im Störschall bei



Lage des Startpunktes bei 4, mit der Ausnahme des Gießener Dialogs im Störschall, bei Lage des Startpunktes bei 4, ein ausreichendes Maß an Reproduzierbarkeit.

Dieses Ergebnis spiegelt sich auch in den Mittelwerten der Standardabweichung, die in den Abbildungen 5.39 und 5.40 dargestellt sind, wieder.

In Bezug auf die absoluten Häufigkeiten der gewählten Einstellungen ist beim Probandenkollektiv nh50 (siehe Abbildung 5.41), bei Lage des Startpunktes bei 1 für Musik und den Gießener Dialog im Störschall, vor dem Hintergrund eines breitgefächerten Verteilungsspektrums der Präferenzen, ein Trend zu geringen 3 kHz Anhebungen feststellbar. Dieser Trend verschiebt sich, bei Lage des Startpunktes bei 4, für Musik mit Häufungen bei Einstellung 2, 3, 4 und 5 in Richtung mittlerer spektraler Verformungen, während sich für den Gießener Dialog im Störschall eine relativ homogene Verteilung, mit einer geringen Häufung der Präferenzen bei Einstellung 6, ergibt, woraus sich keine eindeutige Aussage bzgl. des bevorzugten Wahlverhaltens der Probanden ableiten lässt. Bei der Betrachtung der gewählten Einstellungen der Gruppe sh50 (siehe Abbildung 5.42) zeigt sich bei Lage des Startpunktes bei 1 für Musik sowie für den Gießener Dialog im Störschall eine Bevorzugung mittlerer bis geringer Klangveränderungen. Bei Lage des Startpunktes bei 4 weist die Präferenzverteilung für Musik ebenfalls auf eine Bevorzugung geringerer bis mittlerer spektraler Verformungen hin. Für den Gießener Dialog im Störschall wird dagegen eine Anhäufung der gewählten Einstellungen bei Einstellung 2 und 4 ersichtlich, woraus sich keine eindeutige Einstellungspräferenz ableiten lässt. (2) Die Ergebnisse, auf der Grundlage des Lautheits-Stellers, für das Probandenkollektiv nh50 (siehe Abbildung 5.43), zeichnen sich, mit Spannweitenmittelwerten von 2 für Musik und 1,4 für den Gießener Dialog im Störschall bei Lage des Startpunktes bei 1 sowie 1,6 für Musik und 2 für den Gießener Dialog im Störschall bei Lage des Startpunktes bei 4, durch eine gute Reproduzierbarkeit für den Gießener Dialog im Störschall bei Lage des Startpunktes bei 1 sowie eine ausreichende Wiederholbarkeit in den übrigen Testkonditionen aus. Dagegen zeigt die sh50-Gruppe (siehe Abbildung 5.44), mit Mittelwerten der Spannweite von 3,1 für Musik und 2,6 für den Gießener Dialog im Störschall bei Lage des Startpunktes bei 1 und bei 4, ein unzureichendes Maß an Reproduzierbarkeit auf.

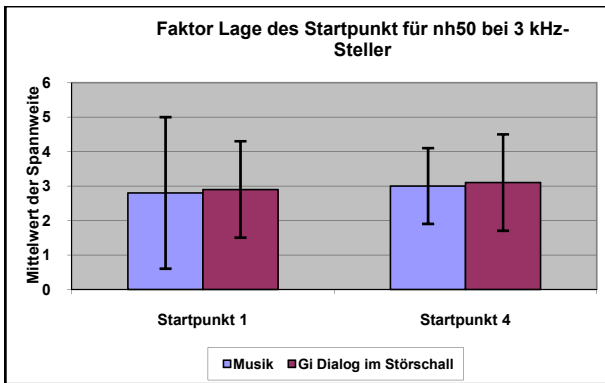


Abb. 5.37 Gemittelte Spannweite und deren Standardabweichung. Übrige Einstellungen: randomisiert; feste Schrittweite; Probandengruppe nh50

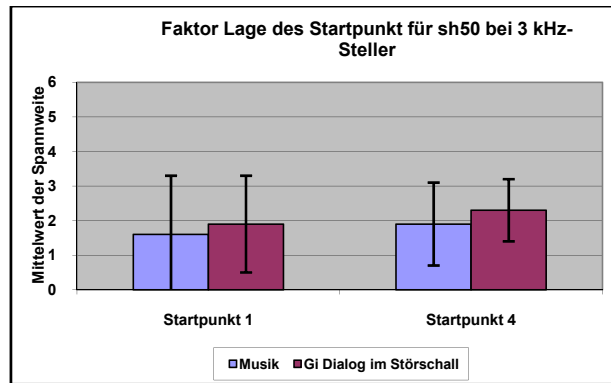


Abb. 5.38 Gemittelte Spannweite und deren Standardabweichung. Übrige Einstellungen: randomisiert; feste Schrittweite; Probandengruppe sh50

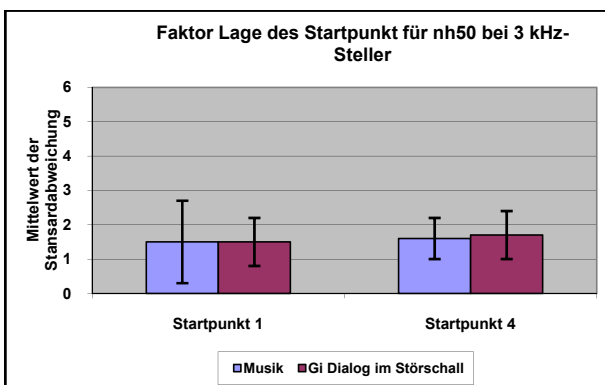


Abb. 5.39 Gemittelte Standardabweichung und deren Standardabweichung. Übrige Einstellungen: randomisiert; feste Schrittweite; Probandengruppe nh50

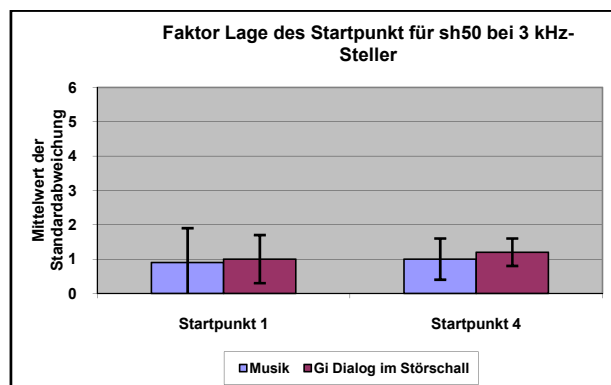


Abb. 5.40 Gemittelte Standardabweichung und deren Standardabweichung. Übrige Einstellungen: randomisiert; feste Schrittweite; Probandengruppe sh50

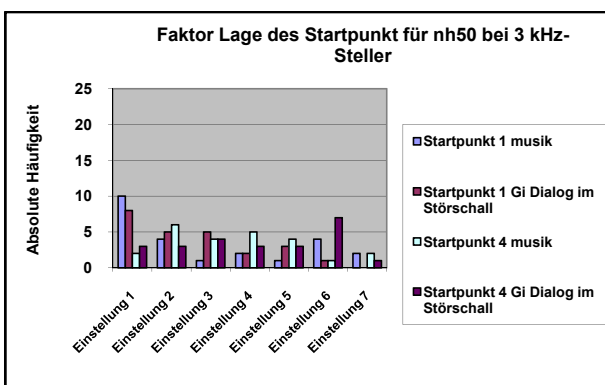


Abb. 5.41 Absolute Häufigkeit der Einstellungen. Übrige Einstellungen: randomisiert; feste Schrittweite; Probandengruppe nh50

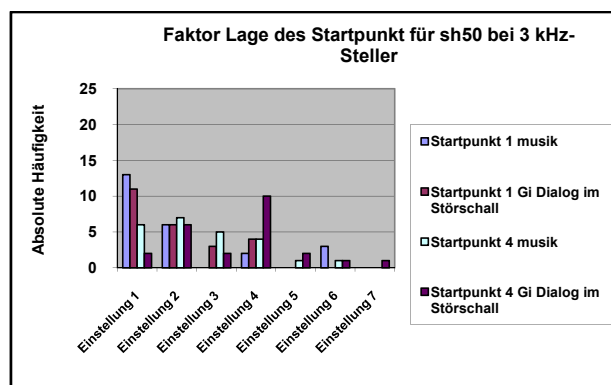


Abb. 5.42 Absolute Häufigkeit der Einstellungen. Übrige Einstellungen: randomisiert, feste Schrittweite; Probandengruppe sh50

Die Mittelwerte der Standardabweichung (siehe Abbildungen 5.45 und 5.46) illustrieren, mit der Ausnahme des Gießener Dialogs im Störschall bei Lage des Startpunktes bei 4 für das nh50-Kollektiv, ein nahezu konvergentes Ergebnis. Hierbei wird mit einem Mittelwert der Standardabweichung von 1,1 das Zielkriterium von 1 minimal überschritten, was jedoch sein Korrelat im

dazugehörigen Spannweitenmittelwert von 2 findet und somit als Grenzfall betrachtet werden muss. Trotz der geringfügigen Überschreitung des Zielkriteriums für die Mittelwerte der Standardabweichung kann dieser Wert, in Synopse mit dem Spannweitenmittelwert von 2, als ein hinreichendes Maß der Reproduzierbarkeit gewertet werden.

Die Verteilung der gewählten Präferenzen, hinsichtlich der bevorzugten Klangveränderungen, lässt für die nh50-Gruppe (siehe Abbildung 5.47), bei Lage des Startpunktes bei 1 für Musik, ein breites Verteilungsspektrum der präferierten Einstellungen, mit einem absoluten Maximum bei Einstellung 2, erkennen. Die Präferenzen bzgl. des Gießener Dialogs im Störschall sind hingegen relativ gleichmäßig in Richtung geringer spektraler Verformungen angeordnet. Bei Lage des Startpunktes bei 4 wird für Musik sowie den Gießener Dialog im Störschall, mit einer Anhäufung der gewählten Einstellungen bei Einstellung 2, 3, 4 und 5, eine Tendenz zu mittleren bis geringen spektralen Verformungen ersichtlich. In der Betrachtung der Präferenzverteilung des Probandenkollektives sh50 (siehe Abbildung 5.48) für Musik, bei Lage des Startpunktes bei 1, deutet sich, trotz eines relativ breiten Verteilungsspektrums der gewählten Einstellungen, ein Trend zu geringer Anhebung an, wenngleich dieser Trend für den Gießener Dialog im Störschall deutlicher ausgeprägt ist. Die Illustration der gewählten Einstellungen bei Lage des Startpunktes bei 4 weist für Musik Anhäufungen bei Einstellung 3, 4, 6 und 7 und somit auf eine Bevorzugung mittlerer bis höhergradiger Klangveränderungen hin. Das Verteilungsmuster für den Gießener Dialog im Störschall zeigt Anhäufungen der gewählten Einstellungen bei Einstellung 2, 4 und 6, sodass es sich schwierig gestaltet, trotz des absoluten Maximalwertes von 9 Probanden bei Einstellung 4, ein eindeutiges Präferenzverhalten anzugeben.

(3) In der Zusammenschau der Ergebnisse bzgl. beider Steller sowie beider Probandenkollektive, auf der Grundlage der Mittelwerte der Spannweite und der Mittelwerte der Standardabweichung, zeigt sich, dass unter Verwendung des 3 kHz-Stellers nur für das Kollektiv sh50, mit der Ausnahme des Gießener Dialogs im Störschall bei Lage des Startpunktes bei 4, ein ausreichendes Maß an Reproduzierbarkeit, sowohl für die Einstellung Lage des Startpunktes bei 1 als auch bei 4, gezeigt werden kann. Dieser Aspekt stellt sich bei den Ergebnissen auf der Basis des Lautheits-Stellers sowohl für die Lage des Startpunktes bei 1 als auch bei 4 genau spiegelbildlich dar, indem hier nur das nh50-Kollektiv gute bzw. ausreichende Wiederholbarkeit bietet.

Im Hinblick auf die gewählten Einstellungspräferenzen lässt sich, mit der Ausnahme der sh50-Gruppe für Musik und den Gießener Dialog im Störschall bei Lage des Startpunktes bei 4, eine Tendenz zu mittleren bis geringen Anhebungen für Musik und den Gießener Dialog im Störschall,

sowohl für die Lage des Startpunktes bei 1 als auch bei 4, über beide Probandenkollektive, erkennen.

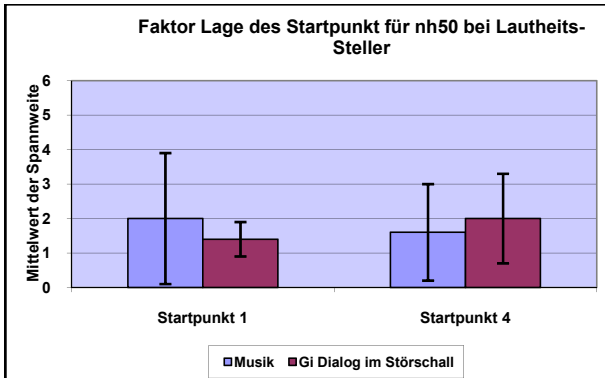


Abb. 5.43 Gemittelte Spannweite und deren Standardabweichung. Übrige Einstellungen: randomisiert; feste Schrittweite; Probandengruppe nh50

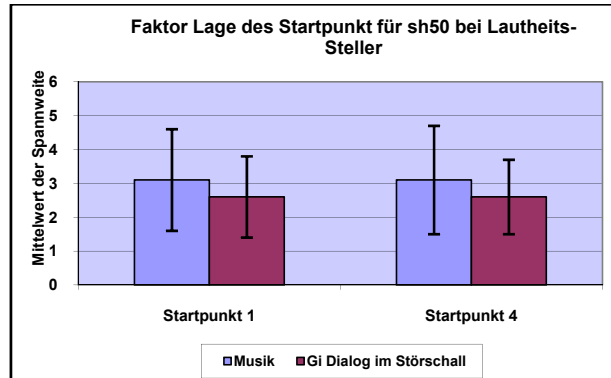


Abb. 5.44 Gemittelte Spannweite und deren Standardabweichung. Übrige Einstellungen: randomisiert; feste Schrittweite; Probandengruppe sh50

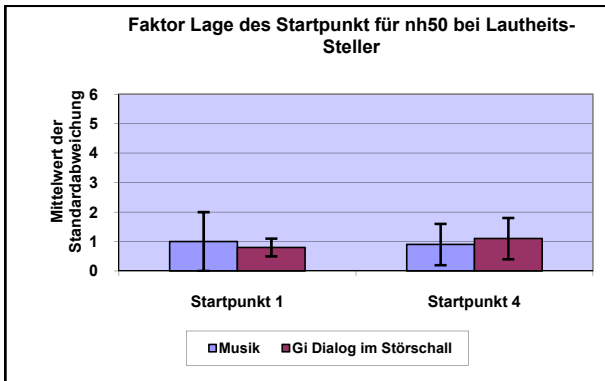


Abb. 5.45 Gemittelte Standardabweichung und deren Standardabweichung. Übrige Einstellungen: randomisiert; feste Schrittweite; Probandengruppe nh50

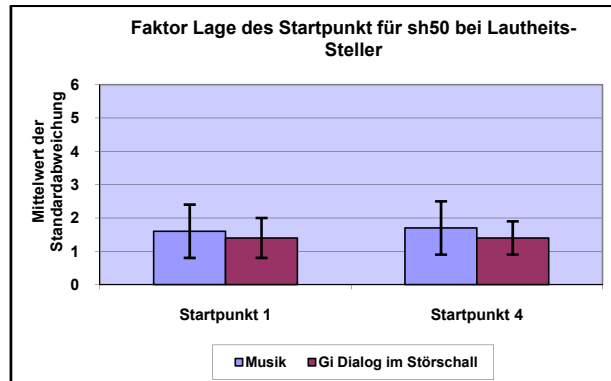


Abb. 5.46 Gemittelte Standardabweichung und deren Standardabweichung. Übrige Einstellungen: randomisiert; feste Schrittweite; Probandengruppe sh50

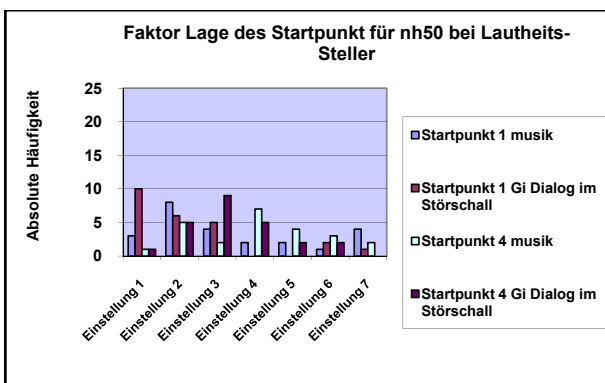


Abb. 5.47 Absolute Häufigkeit der Einstellungen. Übrige Einstellungen: randomisiert; feste Schrittweite; Probandengruppe nh50

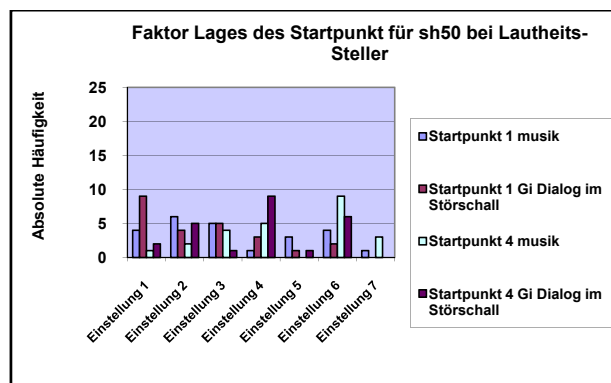


Abb. 5.48 Absolute Häufigkeit der Einstellungen. Übrige Einstellungen: randomisiert; feste Schrittweite; Probandengruppe sh50

## **5.6. Faktor Typ des Meta-Stellers**

Die Auswertung des Faktors „Typ des Meta-Stellers“ wurde auf der Basis zweier verschiedener Betrachtungsweisen durchgeführt. Die unter Abschnitt 5.6.1 dargestellte Betrachtung der Ergebnisse erfolgt gemäß dem in Kapitel 4 vorgestellten Auswertungskonzept. Ergänzend hierzu wurden die Spannweiten und Standardabweichungen aller Untersuchungsergebnisse dieser Studie paarweise zusammengefasst und gegenüber gestellt (3 kHz-Steller versus Lautheits-Steller), um den Einflussfaktor „Typ des Meta-Stellers“ und den eventuellen Einfluss der Art der Signaldarbietung in einem globalen Ansatz zu überprüfen (Kapitel 5.6.2).

### **5.6.1. Substudie zum Faktor Typ des Meta-Stellers**

Der Einflussfaktor „Typ des Meta-Stellers“ wurde mit den Einstellungsparametern: adaptive Schrittweite, nicht randomisierte Belegung der Antwortalternativen sowie Startpunkt bei 1, für die Probandenkollektive nh50 und sh50 untersucht.

Die Probandengruppe nh50 (siehe Abbildung 5.49) weist unter Verwendung des 3 kHz-Stellers, mit einem Spannweitenmittelwert von 0,8 für Musik und 3,3 für den Gießener Dialog im Störschall, zwar eine sehr gute Reproduzierbarkeit für Musik, jedoch nicht hinsichtlich des Gießener Dialogs im Störschall auf. Im Rahmen der Messungen mittels des Lautheits-Stellers, stellen die Ergebnisse, bei einem Mittelwert der Spannweite von 2,3 für Musik und 1,6 für den Gießener Dialog im Störschall, lediglich einen ausreichenden Grad der Wiederholbarkeit für den Gießener Dialog im Störschall dar. Das sh50-Kollektiv (siehe Abbildung 5.50) zeigt für den 3 kHz-Steller, mit Spannweitenmittelwerten von 0,3 für Musik und 1,4 für den Gießener Dialog im Störschall, eine sehr gute Reproduzierbarkeit für Musik sowie eine gute Wiederholbarkeit für den Gießener Dialog im Störschall auf. Auf der Basis des Lautheits-Stellers weisen die Ergebnisse, bei einem Mittelwert der Spannweite von 2,3 für Musik und 1,3 für den Gießener Dialog im Störschall, einen unzureichenden Grad der Wiederholbarkeit für Musik auf, wenngleich diese hinsichtlich des Gießener Dialogs im Störschall als gut anzusehen ist.

Aus der Betrachtung der, in den Abbildungen 5.51 und 5.52, dargestellten Mittelwerte der Standardabweichung, lassen sich identische Schlussfolgerungen bzgl. der Reproduzierbarkeit der Ergebnisse, wie auf der Grundlage der Spannweitenmittelwerte, ableiten.

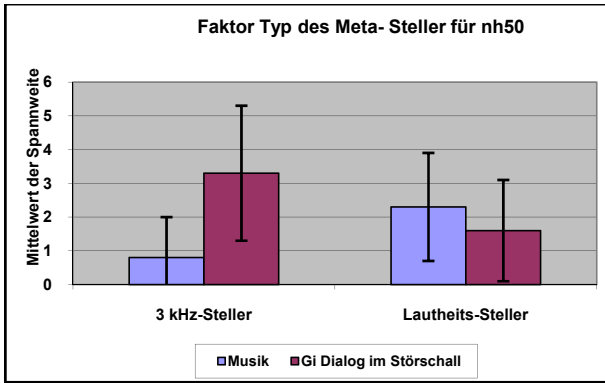


Abb. 5.49 Gemittelte Spannweite und deren Standardabweichung. Übrige Einstellungen: adaptive Schrittweite; nicht randomisiert; Startpunkt bei 1; Probandengruppe nh50

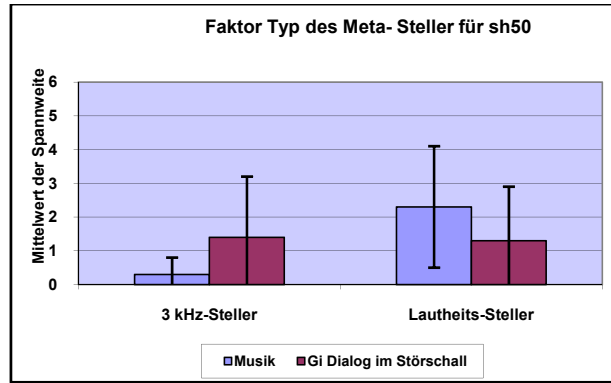


Abb. 5.50 Gemittelte Spannweite und deren Standardabweichung. Übrige Einstellungen: adaptive Schrittweite; nicht randomisiert; Startpunkt bei 1; Probandengruppe sh50

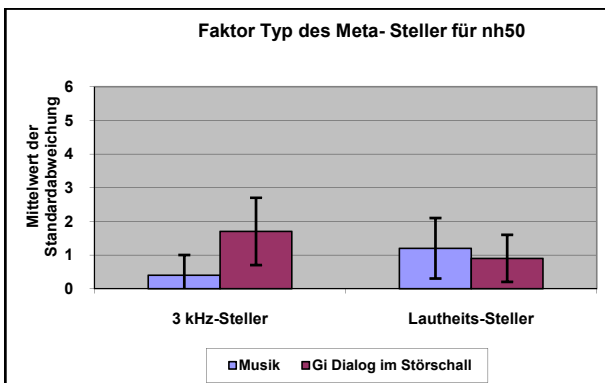


Abb. 5.51 Gemittelte Standardabweichung und deren Standardabweichung. Übrige Einstellungen: adaptive Schrittweite; nicht randomisiert; Startpunkt bei 1; Probandengruppe nh50

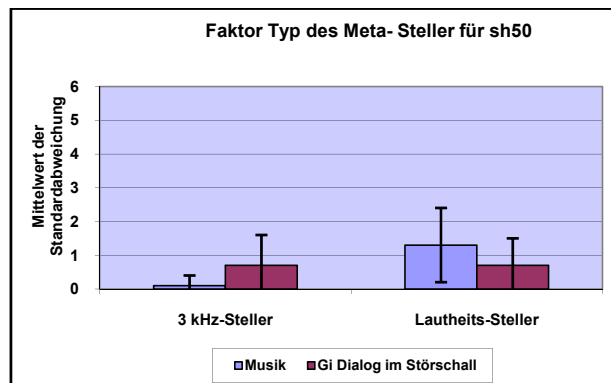


Abb. 5.52 Gemittelte Standardabweichung und deren Standardabweichung. Übrige Einstellungen: adaptive Schrittweite; nicht randomisiert; Startpunkt bei 1; Probandengruppe sh50

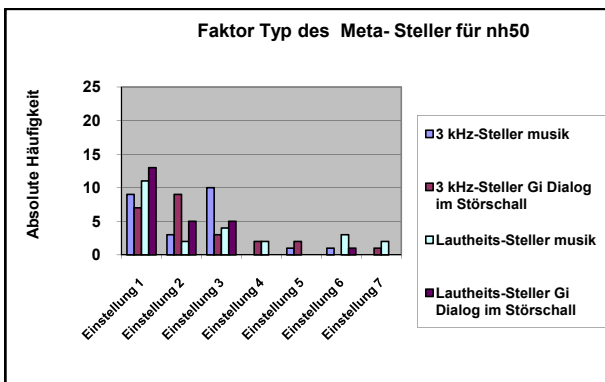


Abb. 5.53 Absolute Häufigkeit der Einstellungen. Übrige Einstellungen: adaptive Schrittweite; nicht randomisiert; Startpunkt bei 1; Probandengruppe nh50

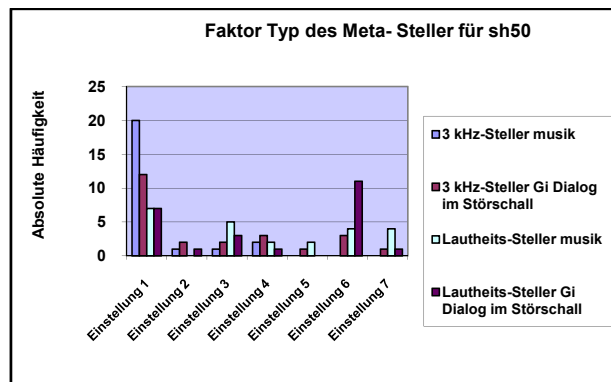


Abb. 5.54 Absolute Häufigkeit der Einstellungen. Übrige Einstellungen: adaptive Schrittweite; nicht randomisiert; Startpunkt bei 1; Probandengruppe sh50

Im Präferenzverhalten der gewählten Einstellungen neigt die nh50-Gruppe, sowohl bei Musik als auch beim Gießener Dialog im Störschall, zu geringen Klangveränderungen, was sich unter Ver-

wendung des Lautheits-Stellers minimal deutlicher darstellt. Die sh50-Gruppe präferiert, auf der Basis des 3 kHz-Stellers, für Musik und den Gießener Dialog im Störschall geringe spektrale Verformungen. Unter Verwendung des Lautheit-Stellers zeigt sich für Musik eine Anhäufung der gewählten Einstellungen bei Einstellung 1, 3, 6 und 7, während sich diese beim Gießener Dialog im Störschall bei den Einstellungen 1 und 6 aufzeigen, sodass sich hieraus kein eindeutiges Präferenzverhalten ableiten lässt.

### 5.6.2. Globale Datenauswertung zum Faktor Typ des Meta-Stellers

Eine Globalbetrachtung des Faktors „Typ des Meta-Stellers“ erfolgt, indem die Datensätze aller Substudien dieser Arbeit bezüglich Spannweite und Standardabweichung bei der Adjustierung der beiden Steller paarweise zusammengefasst und gegenüber gestellt werden. Für die Auswertung und die graphische Darstellung der Ergebnisse wird für diese Betrachtung der Median sowie das obere und untere Quartil der Mittelwerte der Spannweiten bzw. Standardabweichungen heran gezogen, da die Datensätze nicht normal verteilt sind.

Bei der Betrachtung der Mediane und Quartile der Mittelwerte der Spannweiten (siehe Abbildung 5.55), zeigt sich für die Darbietung von Musik in Verbindung mit dem 3 kHz-Steller, mit einem Median von 1,9, sowie für die Darbietung des Gießener Dialogs im Störschall in Verbindung mit dem Lautheits-Steller, mit einem Median von 2, ein ausreichender Grad der Reproduzierbarkeit, während dies für die übrigen Einstellungen nicht gezeigt werden konnte. Bei Betrachtung der Mediane und Quartile der Mittelwerte der Standardabweichungen ergeben sich vergleichbare Ergebnisse, sodass an dieser Stelle auf eine graphische Darstellung verzichtet wurde. Die Daten zeigen keine Überlegenheit für einen der Meta-Steller hinsichtlich der Reproduzierbarkeit bei wiederholter Adjustierung eines Stellers.

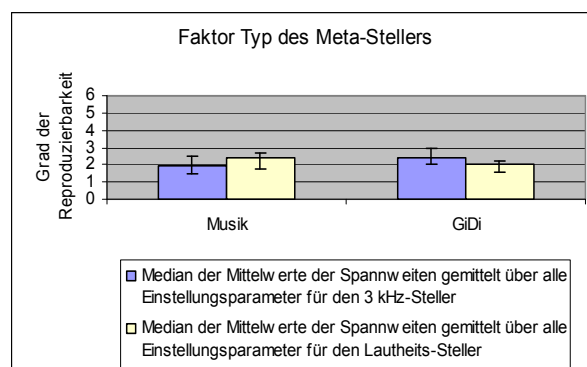


Abb. 5.55 Median und Quartile der Mittelwerte der Spannweite, gemittelt über alle Probandenkollektive sowie allen Einstellungsparametern.

Das gilt auch in der Zusammenschau der Ergebnisse aus Abschnitt 5.6.1 und 5.6.2, welche keine Überlegenheit eines Meta-Steller nahelegt, da die Test-Retest-Reproduzierbarkeit ist für beide Steller ähnlich ist. Bei der Betrachtung der Ergebnisse bezüglich des dargebotenen Signals lässt sich für Musik eine tendenzielle Überlegenheit in Verbindung mit dem 3 kHz-Steller sowie eine Überlegenheit des Gießener Dialogs im Störschall, bei Nutzung des Lautheits-Stellers, erkennen.



## **6. Diskussion**

Im Rahmen der dynamischen Weiterentwicklung der Hörgerätetechnologie, insbesondere durch die Markteinführung von digitalen Hörgeräten, wurden immer komplexere und diffizilere Hörgeräteanpassungen möglich, sodass die Vorstellung nahe liegt, durch Entwicklung von Meta- Steller, die immer komplexer werdende Feinanpassung von Hörgeräten zu simplifizieren (siehe Kapitel 2.10). Das Ziel dieser Studie ist es, Einflussfaktoren der Hörgerätefeinanpassung mittels Meta-Steller zu detektieren und somit die Weiterentwicklung von Meta-Stellern voranzutreiben. In der einschlägigen internationalen Literatur sind zu diesem Zeitpunkt, mit der Ausnahme der Arbeit von Kießling, Müller und Latzel (2006), die den Grundgedanken der Anwendung von Meta-Stellern vorstellen, zu diesem Thema bisher keine Untersuchungen veröffentlicht worden, sodass eine vergleichende Betrachtungsweise der vorliegenden Ergebnisse mit anderen Studien noch nicht möglich ist.

Im Folgenden werden die einzelnen Faktoren, entsprechend der Reihenfolge in Kapitel 5, dargestellt und diskutiert. Im Anschluss daran wird die in dieser Studie verwendete Methodik erörtert sowie ein Ausblick auf die Zukunft von Hörgerätefeinanpassungen mittels Meta-Stellern gegeben.

### **6.1. Diskussion der Ergebnisse**

Im Hinblick auf die Weiterentwicklung der Hörgerätefeinanpassung mittels Meta-Stellern ist es von grundlegender Bedeutung, die verschiedenen Einflussfaktoren und somit auch die eventuell auftretenden Störgrößen zu kennen, um fehlerhafte oder gar kontraproduktive Hörgeräteanpassungen gezielt vermeiden zu können. Auf der Grundlage dieser Überlegungen stellen die altersphysiologischen Abbauvorgänge des menschlichen Hörsystems und die daraus resultierenden unterschiedlichen Empfindlichkeiten des Gehörs gegenüber den vielfältigen Signalen des täglichen Lebens einen wichtigen Einflussfaktor der Hörgerätefeinanpassung dar. Des Weiteren scheinen „Altersfaktoren“, wie z. B. die Motorik, die kognitive Belastbarkeit, die auditorische Verarbeitungskapazität („Flaschenhals-Problematik“) sowie die psychische Verarbeitung, relevante Einflussfaktoren darzustellen, weshalb der Faktor „Alter“ in dieser Studie als Einflussfaktor untersucht wurde.

Für die Betrachtung dieses Faktors wurden die Probandenkollektive nh30 und nh50 ausgewählt, auf deren Basis sich die altersspezifischen Einflüsse studieren lassen. Die Ergebnisse der Mittelwerte der Spannweiten sowie der Standardabweichungen zeigen sowohl für verschiedene Stimuli, näm-

lich für Musik als auch für den Gießener Dialog im Störschall, bei beiden Stellern (3 kHz- und Lautheits-Steller) eine bessere Reproduzierbarkeit für das nh30-Kollektiv. Hingegen unterschreitet die nh50-Gruppe lediglich für Musik, unter Verwendung des 3 kHz-Stellers, sowie für den Gießener Dialog im Störschall, bei Nutzung des Lautheits-Stellers, die Grenzkriterien für eine gute Reproduzierbarkeit. Bei der Betrachtung der präferierten Einstellungen zeigte sich für beide Probandenkollektive, bei der Signaldarbietung mittels des 3 kHz-Stellers, ein Trend zu geringen spektralen Veränderungen, d. h. eine 3 kHz-Anhebung wird häufig nicht gewünscht.

Bei Verwendung des Lautheits-Stellers ergab sich hingegen beim nh30-Kollektiv für Musik die Tendenz zu stärkeren klanglichen Veränderungen und keine Präferenz für spektrale Verformungen beim Gießener Dialog im Störschall, während die nh50-Gruppe bei beiden Signalformen eine geringe klangliche Veränderung bevorzugte. Die Ergebnisse dieser Substudie lassen sich eventuell mit dem pathophysiologischen Mechanismus der altersabhängigen Degeneration des menschlichen Hörsystems erklären. Sowohl die für die Luftleitung relevante Schallleitungskette (Malleus, Incus und Stapes) als auch insbesondere das Corti-Organ selbst unterliegen altersabhängigen Degenerationsprozessen, in deren Folge auch bei altersentsprechender Normalhörigkeit das Diskriminationsvermögen gegenüber dargebotenen Signalen abnimmt (Boenninghaus & Lennarz, 2005). Hierauf begründet ist wahrscheinlich die stabilere Reproduzierbarkeit des nh30-Kollektives zu verstehen. Jedoch sollten an dieser Stelle gleichfalls die bereits erwähnten „Altersfaktoren“ mit berücksichtigt werden. Die im Laufe des Lebens gesammelten „Höreindrücke“ sowie deren psychische Verarbeitung könnten bei der Beurteilung der dargebotenen Signale ebenfalls eine relevante Einflussgröße darstellen. Ferner sind die eventuell aufgetretenen, jedoch nicht geäußerten, Probleme bei der Bedienung des Touch-Monitors mit in die Bewertung der Ergebnisse einzubeziehen.

Die Verteilung der präferierten Einstellungen bei Verwendung des 3 kHz-Stellers kann dahingehend gedeutet werden, dass beide Kollektive eine klangliche Veränderung im 3 kHz-Bereich als unangenehm oder sogar unnatürlich empfinden und diese deshalb ablehnen.

Die Ergebnisse für den Lautheits-Steller lassen für das nh50-Kollektiv eine ähnliche Schlussfolgerung zu, während die Präferenz der nh30-Gruppe für spektrale Veränderungen bei der Darbietung von Musik damit zu begründen sein mag, dass besonders bei jüngeren Menschen das präferierte Klangempfinden von Musik in Richtung hoher klanglicher Verformungen verschoben ist. Die Verwendung von komprimierter Musikwiedergabe bei Pop-Sendern mag zu dieser Präferenz beitragen. Die breitgestreute Verteilung der bevorzugten Einstellungen in Hinblick auf den Gießener Dialog im Störschall lassen eine individuelle Präferenzverteilung der gewünschten

spektralen Verformung erkennen. Die Gesamtbetrachtung der Ergebnisse dieser Substudie lassen sich dahingehend interpretieren, dass jüngere normalhörende Probanden gegenüber älteren normalhörenden Probanden stabilere Einstellerggebnisse aufweisen und somit der Faktor „Alter“ eine relevante Einflussgröße im Hinblick auf die Hörgerätefeinanpassung mittels Meta-Stellern zu sein scheint.

Auf dem Einflussfaktor „Alter“ aufbauend, stellt sich weiterführend die Frage, in welchem Maße der Faktor „Hörstörung“ eine Einflussgröße für die Hörgerätefeinanpassung darstellt. Neben den bereits erläuterten altersentsprechenden Degenerationen des auditorischen Systems, die zumeist keiner Versorgung mit Hörgeräten bedürfen, sind insbesondere Patienten mit persistierenden pathologischen Hörstörungen auf eine adäquate Hörgeräteversorgung angewiesen. In diesem Zusammenhang ist das Recruitment-Phänomen (Lautheitsausgleich) von großer Bedeutung. Durch traumatische oder degenerative Zerstörungen der äußeren Haarzellen im Innenohr verliert das Gehör die Fähigkeit leise Eingangssignale zu verstärken sowie laute Eingangssignale zu dämpfen. Somit bewirkt diese Schädigung einerseits eine Absenkung der Hörschwelle, in Folge dessen leise Eingangssignale nicht mehr gehört werden. Zudem wird die Hördynamik durch den Ausfall äußerer Haarzellen eingeengt, d. h. das Lautheitsempfinden steigt mit wachsenden Pegeln schneller an als beim Normalhörenden und so werden lautere Eingangspegel häufig als „zu laut“ empfunden (Smeds et al., 2006). Der hierbei auftretende schnellere Lautheitsanstieg, der durch die Verschiebung der Hörschwelle in Richtung Unbehaglichkeitsschwelle bedingt ist, wird als Recruitment-Phänomen bezeichnet (Lehnhardt & Laszig, 2001). Somit kann das Recruitment-Phänomen, welches auch die Wahrnehmung kleiner Pegelunterschiede zur Folge hat, gleichfalls als differentialdiagnostisches Unterscheidungsmerkmal zwischen Schädigungen der äußeren und inneren Haarzellen bzw. neutraler Hörstörungen herangezogen werden. Auf der Basis dieser Überlegungen wurde im Rahmen der Substudie „Faktor Hörstörung“ das nh50-Kollektiv gegen das sh50-Kollektiv ausgewertet. Hierbei zeigte sich bei den Mittelwerten der Spannweiten sowie den Standardabweichungen eine konstantere Einstellung, also eine bessere Reproduzierbarkeit des sh50-Kollektives gegenüber dem nh50-Kollektiv. Mit der Ausnahme der Musikdarbietung, unter Nutzung des Lautheits-Stellers, zeigte die sh50-Gruppe eine gute bis sehr gute Reproduzierbarkeit, während das nh50-Kollektiv lediglich für die Musikdarbietung, unter Verwendung des 3 kHz-Stellers sowie für den Gießener Dialog im Störschall mittels Lautheits-Steller, eine sehr gute bzw. gute Reproduzierbarkeit erzielen konnte.

Die Verteilung der bevorzugten Einstellungen zeigte beim 3 kHz-Steller für beide Probandenkollektive, sowohl für Musik als auch den Gießener Dialog im Störschall, eine Präferenz für geringe

spektrale Verformungen. Unter Verwendung des Lautheits-Stellers zeichnet sich für die nh50-Gruppe gleichfalls ein Trend zu geringen klanglichen Veränderungen ab, während das sh50-Kollektiv bei Musik eine eher homogene Verteilung aufzeigte. Hinsichtlich des Gießener Dialogs im Störschall sind Präferenzanhäufungen bei den Einstellungen 1 und 6 zu beobachten, sodass im Hinblick auf die Präferenzverteilung der sh50-Gruppe unter Verwendung des Lautheits-Stellers kein eindeutiger Trend zu detektieren ist.

Die in der Zusammenschau aller Ergebnisse stabileren Reproduzierbarkeiten des sh50-Kollektives sind wahrscheinlich durch das Recruitment-Phänomen zu erklären. Aufgrund des steileren Lautheitsanstieges bei Probanden mit Störungen im Bereich der äußeren Haarzellen sind diese Patienten wesentlich empfindlicher gegenüber kleineren Lautheitsunterschieden als die Probanden mit altersentsprechender Normalhörigkeit. Somit scheint es nachvollziehbar, dass diese Probanden, aufgrund ihrer gesteigerten Empfindlichkeit gegenüber Lautheitsunterschieden, stabilere Test-Retest-Ergebnisse erzielen.

An dieser Stelle ist jedoch auf die heterogene Zusammensetzung bezüglich der Art der Hörstörungen des sh50-Kollektives hinzuweisen. Die Auswahlkriterien für dieses Kollektiv bezogen sich lediglich auf das Ausmaß des bestehenden Hörverlustes in dB und nicht auf das Vorliegen eines positiven Recruitment-Phänomens (siehe Kapitel 4.1). Somit können und dürfen die konstanteren Testergebnisse nicht allein durch das Recruitment-Phänomen begründet werden, sondern sollten gleichfalls Faktoren, wie die im Laufe des Lebens gesammelte „Hörerfahrung“ und die cerebrale Verarbeitung des ankommenden Signals, mit berücksichtigt werden.

Hinsichtlich der präferierten Einstellungen ist, mit Ausnahme der sh50-Gruppe unter Verwendung des Lautheits-Stellers, bei beiden Stellern und Kollektiven für Musik sowie für den Gießener Dialog im Störschall der Trend zu geringen spektralen Verformungen zu erkennen, welche scheinbar weniger durch das Recruitment-Phänomen, als vielmehr durch eine individuelle, konservative Klangpräferenz, zu begründen sind. Diese Interpretation lässt sich durch vergleichende Betrachtung der Präferenzverteilung aller drei Probandenkollektive, in deren Zusammenschau unter Vernachlässigung oben bereits erläuteter Aspekte, grundsätzlich ein grober Trend in Richtung geringer spektraler Verformung zu erkennen ist, untermauern.

In Synopse der Ergebnisse der Substudie „Faktor Hörstörung“ zeigt sich, dass Probanden mit vorliegender Hörstörung unter Verwendung beider Meta-Steller stabilere Reproduzierbarkeiten erzielen und somit der Faktor „Hörstörung“ ein Einflussfaktor für die Hörgerätefein Anpassung mittels Meta-Stellern zu sein scheint.

Im Hinblick auf die Entwicklung eines Programms zur Feinanpassung von Hörgeräten mittels Meta-Stellern, stellt sich die Frage, wie „groß“ die Parameterschrittweite gewählt, und ob die Schrittweite im Verlauf des Optimierungsprozesses adaptiv verkleinert werden sollte, um das Einstellungsoptimum besser zu approximieren. In dieser Studie wurden anhand des nh50- sowie sh50-Kollektives zwei Varianten, feste vs. adaptive Schrittweite, gegeneinander verglichen. Bei dem Verfahren mit fester Schrittweite wurde bei „Einstellung 1“ beginnend durchgängig mit 3,5 dB-Schritten vorgegangen, während das Konzept der adaptiven Schrittweite zuerst Doppelschritte von 7 dB und nach dem ersten Richtungswechsel eine Schrittweite von 3,5 dB vorsah (siehe Kapitel 4.3). Die Auswertung der Ergebnisse erfolgte separat für beide Meta-Steller. Die Untersuchung des Faktors „Schrittweite des Meta-Stellers“ zeigte unter Verwendung des 3 kHz-Stellers für die Darbietung von Musik, sowohl für feste als auch für adaptive Schrittweite, ein hohes Maß an Reproduzierbarkeit, wobei die sehr gute Reproduzierbarkeit bei adaptiver Schrittweite mit Spannweitenmittelwerten von 0,8 für die nh50-Gruppe und 0,3 für die sh50-Gruppe hervorzuheben ist. Hinsichtlich des Gießener Dialogs im Störschall konnte nur für das sh50-Kollektiv bei adaptiver Schrittweite eine gute Wiederholbarkeit der Einstellerggebnisse aufgezeigt werden. Die Betrachtung der Häufigkeitsverteilung der gewählten Einstellungen lässt für beide Schrittweiten den Trend zu geringen spektralen Verformungen erkennen. Aus diesen Ergebnissen lässt sich unabhängig von der gewählten Schrittweite für beide Probandenkollektive eine stabilere Test-Retest-Reproduzierbarkeit für Musik gegenüber dem Gießener Dialog im Störschall ersehen. Bei genauer Betrachtung werden, mit Ausnahme der nh50-Gruppe beim Gießener Dialog im Störschall, niedrigere Absolutwerte der Mittelwerte der Spannweiten sowie Standardabweichungen und somit eine stabilere Reproduzierbarkeit der adaptiven gegenüber der festen Schrittweite deutlich, sodass hieraus eine tendenzielle Überlegenheit des Verfahrens mit adaptiver Schrittweite unter Verwendung des 3 kHz-Stellers abgeleitet werden kann.

Die Untersuchung auf der Basis des Lautheits-Stellers ergab unabhängig von der gewählten Schrittweite für beide Probandenkollektive eine unzureichende Reproduzierbarkeit für Musik, wohingegen mit Ausnahme der sh50-Gruppe bei fester Schrittweite, ein guter bis ausreichender Grad an Wiederholbarkeit für die Darbietung des Gießener Dialogs im Störschall ersichtlich wurde. Die Auswertung der absoluten Häufigkeiten der präferierten Einstellungen ergab für die nh50-Gruppe bei beiden Schrittweiten die Tendenz zu geringen spektralen Verformungen, während sich für die sh50-Gruppe zwei schwach ausgeprägte Präferenzmaxima bei Einstellung 1 und Einstellung 6 detektieren lassen.

Auf dieser Grundlage sind eine stabilere Reproduzierbarkeit sowie eine gewisse Überlegenheit der adaptiven Schrittweite für die Darbietung des Gießener Dialogs im Störschall gegenüber Musik zu erkennen. Hinsichtlich der Darbietung von Musik ist, auch wenn die Reproduzierbarkeit gering ist, aufgrund niedrigerer absoluter Mittelwerte der Spannweiten sowie Standardabweichungen bei adaptiver gegenüber fester Schrittweite gleichfalls auf eine relative Überlegenheit der adaptiven Schrittweite zu schließen.

Die Auswertung der Substudie „Faktor Schrittweite des Meta-Stellers“ zeigte unter Berücksichtigung der obigen Ausführungen eine tendenzielle Überlegenheit der adaptiven Schrittweite, woraus folgend die gewählte Schrittweite einen relevanten Einflussfaktor für die Hörgerätefein Anpassung mittels Meta-Stellern darzustellen scheint. Ein möglicher Grund hierfür könnte darin begründet liegen, dass die Probanden mit der adaptiven Schrittweite schneller, d. h. durch selteneres nachregeln bzw. geringere Anzahl von A/B- Vergleichen, in den Bereich subjektiv angenehmen Hörens gelangen, wobei sie zu Beginn der Prozedur durch die Verwendung gut wahrnehmbarer Klangunterschiede rasch Sicherheit in der Bewertung finden. Bei fester Schrittweite muss dagegen eine größere Anzahl von A/B- Vergleichen durchlaufen werden, um zum gleichen Ergebnis zu kommen. Der hierbei eventuell auftretende Konzentrationsverlust, möglicherweise auch verursacht durch kaum hörbare Unterschiede, könnte die geringere Reproduzierbarkeit bei fester Schrittweite erklären. Somit stellt der Faktor „Schrittweite des Meta-Stellers“ nicht nur eine Einflussgröße, sondern zugleich eine Option zur Vermeidung von konzentrationsabhängigen Fehlanpassungen dar. Des Weiteren lässt sich in der Gesamtbetrachtung der absoluten Häufigkeiten der gewählten Einstellungen beider Meta-Steller, mit Ausnahme der sh50-Gruppe unter Verwendung des Lautheits-Stellers, eine Tendenz zu geringeren klanglichen Veränderungen erkennen, welche, in Synopse mit der Häufigkeitsverteilung der Substudie „Faktor Alter“, die Präferenz der Probandenkollektive nh50 und sh50 für geringere spektrale Verformungen unterstreicht.

Ein weiterer Aspekt zur Optimierung eines interaktiven Fein Anpassungsprogramms für Hörgeräte auf der Basis von Meta-Stellern stellt die Belegung der Antwortalternativen A/B dar. Hierzu wurden in der Substudie „Faktor Belegung der Antwortalternativen A/B“ die Einstellungsparameter beider Steller für das nh50- und das sh50-Kollektiv zuerst durch randomisierte und nachfolgend durch nicht-randomisierte Belegung der Antwortalternativen dargeboten und untersucht. Für die randomisierte Version wurden die Einstellungen, die unter den Auswahlmöglichkeiten A und B hinterlegt waren, vom Computer verwürfelt, um systematische Fehler durch unreflektiertes wiederholtes Anwählen ein und derselben Antwortalternative (A oder B) zu verhindern oder zumindest zu detektieren (siehe Kapitel 4.3). Die Untersuchung unter Verwendung des 3 kHz-Stellers zeigte für

den Gießener Dialog im Störschall und insbesondere für die Darbietung von Musik, mit Spannweitenmittelwerten der nh50-Gruppe von 0,8 sowie von 0,3 für die sh50-Gruppe, stabilere Ergebnisse für die nicht-randomisierte Signaldarbietung. Des Weiteren ist bei der nicht-randomisierten Signaldarbietung bei beiden Testsignalen eine bessere Reproduzierbarkeit des sh50-gegenüber dem nh50-Kollektives zu erkennen, welches auf eine Abhängigkeit der Testergebnisse vom Grad der Hörstörung hindeutet. Hieraus folgend scheint der Faktor „Belegung der Antwortalternativen A/B“ bei vorliegender Hörstörung einen relevanteren Einflussfaktor als bei altersentsprechender Normalhörigkeit darzustellen. Die Häufigkeitsverteilung der gewählten Einstellungen zeigt für beide Kollektive, sowohl für Musik als auch den Gießener Dialog im Störschall, bei randomisierter und nicht-randomisierter Signaldarbietung den Trend zu mittelgradigen (sh50-Gruppe) bis leichtgradigen (nh50-Gruppe) spektralen Verformungen, unabhängig davon ob die Antwortalternativen fest oder randomisiert belegt wurden.

Die Betrachtung der Ergebnisse auf der Grundlage des Lautheits-Stellers zeigt sich eine gute bis ausreichende Reproduzierbarkeit für den Gießener Dialog im Störschall über beide Kollektive bei randomisierter und nicht-randomisierter Signaldarbietung, während dies für Musik in keiner der gewählten Testkonditionen gezeigt werden konnte. Hieraus folgend sind zwar grundlegend stabilere Test-Retest-Ergebnisse für den Gießener Dialog im Störschall als für Musik abzuleiten, welches jedoch sowohl für die randomisierte als auch für die nicht-randomisierte Belegung gilt. Auf der Grundlage dieser Ergebnisse scheint die Belegung der Antwortalternativen A/B keinen relevanten Einflussfaktor auf die Hörgerätefein Anpassung bei Nutzung des Lautheits-Stellers darzustellen.

In der Verteilung der präferierten Einstellungen zeigt das nh50-Kollektiv bei nicht-randomisierter Signaldarbietung einen Trend zu geringen klanglichen Veränderungen, während die Häufigkeitsverteilungen der übrigen Testkonditionen kein Maximum im Sinne einer Präferenzhäufung zeigen. Somit gestaltet sich die Interpretation dieser Ergebnisse als diffizil, augenscheinlich hat die „Belegung der Antwortalternativen A/B“ jedoch keinen Einfluss auf die Häufigkeitsverteilung der präferierten Einstellungen.

Zusammenfassend scheint die Belegung der Antwortalternativen A/B auf der Basis des 3 kHz-Stellers einen relevanten Einflussfaktor für die Hörgerätefein Anpassung darzustellen, während dies bei Verwendung des Lautheits-Stellers als nicht gegeben scheint. Die dargestellte Überlegenheit der nicht-randomisierten Signaldarbietung sollte jedoch vor dem Hintergrund gesehen werden, dass durch konstantes Betätigen einer Antwortalternative, d.h. immer Antworttaste A oder immer Antworttaste B, das Messprogramm bei jedem der drei Durchläufe am selben Endpunkt landet und

somit geringere Mittelwerte der Spannweiten und Standardabweichungen erzielt worden wären. Daraus folgend könnte eine zu gute Reproduzierbarkeit für die nicht-randomisierte Signaldarbietung ermittelt worden sein. Ein Hinweis auf das Vorliegen eines solchen Effekts könnte aus den inkonstanteren Ergebnissen der randomisierten gegenüber der nicht-randomisierten Signaldarbietung gezogen werden. Jedoch sollten die konstanteren Reproduzierbarkeiten, der nicht-randomisierten Signaldarbietung, nicht ausschließlich auf falsch positive Ergebnisse zurückgeführt werden, sondern gleichfalls in das obrige Erklärungsmodell mit einbezogen werden. Eine mögliche Ursache für das durchgängige Betätigen einer Antworttaste könnte darin begründet liegen, dass der Proband, wenn er keinen Unterschied zwischen den beiden dargebotenen Signalen hört, aus Gründen der Einfachheit immer ein und dieselbe Antwortalternative wählt. Ferner sollte ein adaptionsgebundenes Desinteresse in die Überlegungen mit einbezogen werden.

Des Weiteren wurde der Frage nachgegangen, ob die Lage des Startpunktes zu Beginn der Hörgerätefeinanpassung eine zu beachtende Einflussgröße darstellt. Aus dieser Fragestellung heraus wurde die Substudie „Faktor Lage des Startpunktes“ in vergleichender Betrachtung der Probandenkollektiven nh50 und sh50 durchgeführt. Zur Untersuchung dieses Faktors wurde bei beiden Stellern die Untersuchung mit fester Schrittweite bei Startpunkt 4 begonnen, um eventuell auftretende Differenzen zwischen einem Beginn bei Startpunkt 1 und einem Beginn bei Startpunkt 4 zu detektieren (siehe Kapitel 4.3). Die Ergebnisse auf der Basis des 3 kHz-Stellers zeigten für das sh50-Kollektiv, mit Ausnahme des Gießener Dialogs im Störschall bei Startpunkt 4, einen ausreichenden Grad der Reproduzierbarkeit sowohl bei Startpunkt 1 als auch bei Startpunkt 4, während die nh50-Gruppe bei keiner der beiden Einstellungsparametern die Grenzkriterien für eine ausreichende Reproduzierbarkeit erreichen konnte. Im direkten Vergleich der Parameter „Startpunkt 1“ und „Startpunkt 4“, zeigten sich über beide Probandenkollektive geringfügig niedrigere Mittelwerte der Spannweiten sowie Standardabweichungen für die Einstellung „Startpunkt 1“. Hieraus folgend wäre formal gesehen eine Überlegenheit des „Startpunktes 1“ abzuleiten, welche jedoch bei genauerer Betrachtung der Ergebnisse zu relativieren ist. Aufgrund der mangelnden Reproduzierbarkeit des nh50-Kollektives und den nur sehr geringfügigen Unterschieden der Mittelwerte der Spannweiten sowie Standardabweichungen des sh50-Kollektives scheint eine Überlegenheit des „Startpunktes 1“ höchstens auf das sh50-Kollektiv zuzutreffen. In der Gesamtbetrachtung dieser Aspekte scheint der Faktor „Startpunkt des Meta-Stellers“ keinen maßgeblichen Einfluss auf die Genauigkeit der Hörgerätefeinanpassung mittels Meta-Stellern zu haben.

Die Betrachtung der Häufigkeiten der gewählten Einstellungen zeigt bei beiden Probandenkollektiven, bei Beginn am Startpunkt 1, den Trend zu geringen spektralen Verformungen, während



beide Kollektive, bei Beginn bei Startpunkt 4, eher zu mittelgradigen klanglichen Veränderungen tendieren. Hieraus lässt sich eine Abhängigkeit der präferierten spektralen Verformungen vom Startpunkt des Meta-Stellers vermuten. Dies könnte auch dahingehend interpretiert werden, dass die Probanden häufig die, ihnen zu Beginn des Optimierungsprozesses vorgegebene, klangliche Veränderung beibehalten. Dies würde wiederum bedeuten, dass die subjektiv präferierten spektralen Verformungen primär von der Starteinstellung abhängig sind und somit nur im eingeschränkten Maß den tatsächlichen Präferenzen entsprechen.

Die Ergebnisse der Mittelwerte der Spannweiten sowie Standardabweichungen auf Grundlage des Lautheits-Stellers zeigen unabhängig von der Lage des Startpunktes eine ausreichende bis gute Reproduzierbarkeit für das nh50-Kollektiv, während das sh50-Kollektiv in keiner der Testkonditionen eine ausreichende Reproduzierbarkeit erzielen konnte. Im direkten Vergleich der Ergebnisse über beide Probandenkollektive zeigte sich keine Überlegenheit der Lage des Startpunktes bei 1 gegenüber der Lage des Startpunktes bei 4, also etwa in der Mitte des Einstellbereichs.

Die Verteilung der gewählten Einstellungen zeigt für beide Probandenkollektive bei Beginn bei „Einstellung 1“ für beide Darbietungssignale den Trend zu geringeren spektralen Verformungen, während bei beiden Probandenkollektiven mit Start des Verfahrens bei „Einstellung 4“ eine Tendenz zur Präferenz von mittelgradigen klanglichen Verformung zu beobachten ist. Aufgrund dieser, wenn auch schwachen, Präferenzhäufungen, lässt sich die obige These der Abhängigkeit der Häufigkeitsverteilung von der Lage des Startpunktes unterstreichen. In der Gesamtbetrachtung der Ergebnisse dieser Substudie zeigte sich eine Abhängigkeit der subjektiv präferierten spektralen Verformungen von der Lage des Startpunktes, wenngleich die Lage des Startpunktes kein relevanter Einflussfaktor auf die Hörgerätefeinanpassung mittels Meta-Stellern zu sein scheint.

Last but not least stellt sich die Frage, in welchem Ausmaß der Typ des verwendeten Meta-Stellers die Ergebnisse dieser Studie beeinflusst. Im Rahmen dieser Überlegungen wurden die Ergebnisse des nh50- sowie des sh50-Kollektives unter Verwendung des 3 kHz- und des Lautheits-Stellers gegeneinander ausgewertet. Hierbei zeigte sich bei der Betrachtung der Mittelwerte der Spannweiten sowie der Standardabweichungen unter Verwendung des 3 kHz-Stellers eine sehr gute Reproduzierbarkeit, sowohl des nh50- als auch des sh50-Kollektives, für die Darbietung von Musik. Hinsichtlich des Gießener Dialogs im Störschall war eine gute Reproduzierbarkeit für das sh50-Kollektiv zu beobachten, während die nh50-Gruppe die Kriterien der Reproduzierbarkeit nicht erreichen konnte.

Die Ergebnisse auf der Grundlage des Lautheits-Stellers erbrachten eine ausreichende bis gute Reproduzierbarkeit über beide Probandengruppen für den Gießener Dialog im Störschall, was bei der Darbietung von Musik weder für das nh50- noch für das sh50-Kollektiv gezeigt werden konnte. Ferner sind bei weiterer Betrachtung dieser Substudie stabilere Test-Retest-Ergebnisse für das sh50-Kollektiv im Vergleich zur nh50-Gruppe erkennbar. Die Verteilung der gewählten Einstellungen zeigt für beide Meta-Steller sowie beide Probandengruppen, mit Ausnahme der sh50-Gruppe unter Verwendung des Lautheits-Stellers, eine Bevorzugung geringer spektraler Verformungen. Die Ergebnisse der Untersuchungen zum Faktor „Typ des Meta-Stellers“ lassen eine Überlegenheit des 3 kHz-Stellers für die Darbietung von Musik sowie eine Überlegenheit des Lautheits-Stellers bei der Darbietung des Gießener Dialogs im Störschall erkennen. Hieraus folgend scheint der Faktor „Typ des Meta-Stellers“ in Abhängigkeit des dargebotenen Signals einen relevanten Einflussfaktor zur Hörgerätefeinanpassung mittels Meta-Steller darzustellen. Diese Ergebnisse waren jedoch unter der primären Vorstellung, dass der 3 kHz-Steller als „Sprachverständlichkeitsoptimierer“ und der Lautheits-Steller als „Klangoptimierer“ speziell für die Wahrnehmung von Musik konzipiert worden waren, in dieser Konstellation nicht zu erwarten (siehe Kapitel 4.2). Unter Einbeziehung des Aspektes der stabileren Ergebnisse des sh50-Kollektives, die zugleich den Faktor „Grad der Hörstörung“ als Einflussfaktor bestätigen, könnten die Erkenntnisse dieser Substudie dahingehend interpretiert werden, dass die selektive 3 kHz-Anhebung positivere Effekte auf das subjektive Klangempfinden als auf das Sprachverstehen im Störschall hat. Des Weiteren scheint das Sprachverstehen im Störschall durch den Lautheits-Steller, also die graduelle Anhebung der hohen sowie tiefen Frequenzen bei gleichzeitiger Absenkung des Frequenzgangs bei 1,5 kHz, positiver als durch eine selektive 3 kHz-Anhebung beeinflussbar zu sein.

Die Beurteilung der Häufigkeitsverteilungen der gewählten Einstellungen zeigt, mit Ausnahme der sh50-Gruppe unter Verwendung des Lautheits-Stellers, über beide Probandenkollektive keine entscheidenden Unterschiede zwischen den beiden Meta-Stellern, sodass hieraus keine systematischen Einflüsse, der in dieser Studie verwendeten, Meta-Steller abgeleitet werden können.

Im Anschluss an die Einzelbetrachtung der verschiedenen Einflussfaktoren wurde eine Globalbetrachtung des Faktors „Typ des Meta-Stellers“ durchgeführt, indem die Datensätze aller Substudien dieser Arbeit, bezüglich Spannweite und Standardabweichung bei der Adjustierung der beiden Steller, paarweise zusammengefasst und für die beiden hier verwendeten Steller gegenüber gestellt wurden (siehe Kapitel 5.6.2). Zur Auswertung der Globalbetrachtung wurde, im Gegensatz zu den Substudien, nicht die Mittelwerte der Spannweiten und Standardabweichungen, sondern die Mediane und die oberen sowie unteren Quartile der Spannweiten bzw. Standardabweichungen

herangezogen. Dies wurde nötig, da die Daten nicht normalverteilt waren. Die Intention zur abschließenden Globalbetrachtung ergab sich aus der Überlegung heraus, auf der Basis eines größeren Datensatzes eventuell vorhandene, Unterschiede zwischen den Meta-Stellern eher aufzeigen zu können. Die Auswertung der Mediane und Quartile der Mittelwerte der Spannweiten zeigte bei Verwendung des 3 kHz-Stellers einen Median von 1,9 für Musik sowie auf der Grundlage des Lautheits-Stellers einen Median von 2 für den Gießener Dialog im Störschall, welcher einen ausreichenden Grad der Reproduzierbarkeit anzeigt. Dies konnte hingegen für die übrigen Testkonditionen, deren Mediane oberhalb von zwei Einstellschritten lagen, nicht gezeigt werden. Die Betrachtung der Mediane und der Quartile der Mittelwerte der Standardabweichungen zeigten ähnliche Reproduzierbarkeiten wie die Betrachtung der Spannweiten. Aus den Ergebnissen der Test-Retest-Reproduzierbarkeiten der Globalbetrachtung lässt sich grundlegend kein Unterschied zwischen den beiden hier verwendeten Meta-Stellern ableiten, wenngleich im Hinblick auf das dargebotene Signal sich eine tendenzielle Überlegenheit für Musik, in Verbindung mit dem 3 kHz-Steller, sowie eine Überlegenheit des Gießener Dialogs im Störschall, auf der Grundlage des Lautheits-Stellers, andeutet. Dieser signalabhängige Effekt war bereits in den einzelnen Substudien zu erkennen, sodass dieses Ergebnis in der vorliegenden Form zu erwarten war.

Ferner ist hinsichtlich der vergleichenden Untersuchung zum Einfluss des Meta-Stellertyps anzumerken, dass sich in den einzelnen Substudien minimale Unterschiede bzgl. des verwendeten Stellers zeigten, wenngleich diese zu gering und zu inkonsistent waren, um bei der Zusammenfassung aller erhobenen Daten als Trend in Erscheinung zu treten.

## **6.2. Diskussion des Studiendesigns**

Die retrospektive Betrachtung der angewandten Untersuchungsmethode dieser Studie liefert zwar erste richtungsweisende Hinweise auf die verschiedenartigen Einflüsse, die bei einer Hörgerätefein Anpassung auf der Basis von Meta-Stellern zu beachten sind, jedoch zeigte sich insbesondere bei der Auswertung der Messergebnisse, dass diese Studie nur ein erster Beitrag hinsichtlich der Entwicklung einer Fein Anpassung von Hörgeräten mittels Meta-Stellern sein kann. Da die Nutzung von computergestützter Anpassungssoftware in der Hörgeräteanpassungspraxis und -forschung sowie der Einsatz von Touchmonitoren zur Interaktion mit den Probanden, im Bereich der Forschung, bereits heute als Standard gilt, kann auf eine Diskussion der technischen Ausstattung und Untersuchungsdurchführung verzichtet werden.

Durch die Aufteilung des Probandenkollektives, nach dem Alter sowie dem Vorliegen einer Hörstörung, konnten die Einflüsse der physiologischen altersabhängigen Degeneration und des pathologisch veränderten Gehörs wie auch andere Alterungseinflüsse, hinsichtlich der Hörgerätefein Anpassung, aufgezeigt werden, wenngleich insbesondere bzgl. des Faktors „Grad der Hörstörung“ eine Differenzierung des sh50-Kollektives nach der pathomorphologischen Art der Hörstörung wünschenswert gewesen wäre. Mithilfe dieser hätte der Einfluss des Recruitment-Phänomens und somit einer hörstörungsabhängigen Fein Anpassung noch tiefgreifender verifiziert werden können. Das Ziel der Substudie „Faktor Schrittweite des Meta-Stellers“, ausgehend von der gewählten Schrittweite zu Beginn der Messungen, Rückschlüsse auf die Stabilität der Test-Retest-Ergebnisse zu erlangen, hätte noch durch eine Zeitmessung von Messbeginn bis zum Erlangen der subjektiv bevorzugten Einstellung ergänzt werden können. Hieraus folgend hätten nicht nur Aussagen zur Stabilität sondern gleichfalls zum Faktor „Zeit“ getroffen werden können. Insbesondere im Hinblick auf eine Markteinführung von Hörgerätefein Anpassungsprogrammen auf der Basis von Meta-Stellern stellt der Faktor „Zeit“ eine entscheidende Erfolgskomponente dar, sodass in weiteren Studien zu diesem Thema der Faktor „Zeit“ mit berücksichtigt werden sollte. Die in dieser Studie verwendete Methode zur Untersuchung der Substudie „Faktor Belegung der Antwortalternativen A/B“ hinsichtlich stabilerer Reproduzierbarkeiten bei randomisierter bzw. nicht-randomisierter Signaldarbietung stellte sich als relativ insuffizient heraus. Der Grundgedanke, durch zwei verschiedene Darbietungsarten wahrnehmungsbasierte Präferenzen gegenüber willkürlichen Entscheidungen zu forcieren oder zumindest erkennbar zu machen, hätte noch durch eine dritte Darbietungsart, in der randomisierte und nicht-randomisierte Signaldarbietungen untereinander verwürfelt werden, ergänzt werden können, um diesen Effekt eventuell besser zu detektieren.

Ein weiterführender Gedanke dieses Problem zu lösen, liegt in einer Änderung des Versuchsaufbaus, indem zu den beiden Antwortmöglichkeiten A und B noch eine Antwortmöglichkeit C, die keinem subjektiv hörbaren Unterschied der beiden dargebotenen Signalen entspricht, hinzugefügt werden würde. Hierzu müsste gleichfalls ein neues Untersuchungsprogramm erstellt werden, das bei Anwahl der Antwortmöglichkeit C sofort die beiden nächst höheren Verstärkungsstufen miteinander vergleicht. Auf diese Weise könnten zumindest Probanden, die aufgrund ihres eingeschränkten Diskriminationsvermögens immer die gleiche Antwortmöglichkeit anwählen, ausgeschlossen werden, wenngleich dies nicht für ein eventuell auftretendes adaptionsgebundenes Desinteresse zutrifft. Ableitend aus dieser Diskussion wird die Problematik deutlich, diese Störgröße auf ein Minimum zu reduzieren. Hinsichtlich der Substudie zum Startpunktes des Meta-Stellers wäre eine Untersuchung des 3 kHz- und des Lautheits-Stellers nicht nur mit randomisierter,

sondern auch mit nicht-randomisierter Signaldarbietung bei Beginn am Startpunkt 4 denkbar gewesen, um daraus folgend eine globalere Aussage zur Einflussgröße des Faktors „Startpunkt des Meta-Stellers“ treffen zu können. Gleichfalls könnte auch eine Untersuchung mit Startpunkt der Kondition am anderen Ende der Skala (Einstellung 7) weiterführende Ergebnisse liefern.

Die abschließende Substudie zum Faktor „Typ des Meta-Stellers“ sowie die Globalbetrachtung des Faktors „Typ des Meta-Stellers“ sollte eine vergleichende Betrachtung der beiden verwendeten Meta-Steller ermöglichen. Die Datensätze dieser Substudien wurden aus den Messergebnissen der übrigen Substudien erhoben, sodass die bereits oben erläuterten Aspekte, hinsichtlich der verwendeten Methode, gleichfalls auf diese Sub- bzw. Globalstudie übertragbar sind. Die in dieser Studie verwendete Methode zur Untersuchung der Einflussfaktoren zur Feinanpassung von Hörgeräten mittels Meta-Stellern sollte in einer abschließenden Gesamtbetrachtung als geeignete Methode bezeichnet werden, wenngleich die oben ausgeführten Anmerkungen Anlass zu weiteren Forschungen auf diesem Gebiet geben sollten.

### **6.3. Ausblick**

Aufbauend auf dem Grundgedanken der Entwicklung von Meta-Stellern, durch die Steuerung weniger übergeordneter Steller möglichst viele Basisparameter anzupassen, stellt die Spezifikation von Meta-Stellern, welche gezielt auf typische anpassrelevante Faktoren, wie z.B. Sprachverständlichkeit in Ruhe und im Störschall oder der Klang der eigenen Stimme wirken, ein noch ungelöstes Problem dar. Die Erkenntnisse dieser Studie lassen erste Rückschlüsse auf mögliche Einflussfaktoren und somit auch Störgrößen hinsichtlich einer Hörgeräteanpassung auf der Basis von Meta-Stellern erkennen. Aufgrund der bisher mangelnden Studienlage zu diesem Thema gestaltet sich die Einordnung der Ergebnisse dieser Studie jedoch relativ schwierig. Hinsichtlich einer abschließenden Aussage, ob dieses Verfahren zu einer effektiveren und letztendlich schnelleren Optimierung der Hörgerätefeinanpassung führen kann, müssen weitere Studien zu diesem Themenkomplex, unter Berücksichtigung der eingangs angemerktten Aspekte zur Optimierung der verwendeten Methode, durchgeführt werden. Dessen ungeachtet können die, in dieser Studie durchgeführten, Untersuchungen zu möglichen Einflussfaktoren als ein erster Schritt für die Entwicklung von effizienten Meta-Stellern angesehen werden, auf deren Grundlage eine effektivere und letztendlich schnellere Optimierung der Hörgerätefeinanpassung möglich sein könnte.

## 7. Zusammenfassung

Unter dem Begriff Meta-Steller versteht man in der Hörgeräteakustik eine übergeordnete Einstellmöglichkeit zur Anpassung von Hörgeräten, welche die Aktionen mehrerer Einstellparameter in audiologisch sinnvoller Weise koppelt. Für die vorliegende Arbeit wurden zwei Meta-Steller exemplarisch realisiert und untersucht:

1. ein 3 kHz-Steller, der eine selektive Anhebung der Wiedergabe bei 3 kHz bewirkt und als „Sprachverständlichkeitsoptimierer“ gedacht ist, und
2. ein sogenannter „Lautheits-Steller“, der bei 750 Hz eine Absenkung erzeugt sowie die Höhen und Tiefen in gleichem Umfang simultan anhebt und unter dem Aspekt der Klangoptimierung konzipiert wurde.

In einer Serie von factorspezifischen Teilstudien wurden verschiedene Einflussfaktoren untersucht, wie „Alter“, „Hörstörung“, „Schrittweite des Meta-Stellers“, „Belegung der Antwortalternativen A/B“, „Lage des Startpunktes“ und „Typ des Meta-Stellers“, die für die Hörgerätefein Anpassung mittels Meta-Stellern a priori relevant zu sein schien. Zum Einfluss des Faktors „Typ des Meta-Stellers“ wurde eine globale Datenauswertung über alle Substudien durchgeführt.

Die Untersuchungen wurden computergesteuert mit einem eigens entwickelten MATLAB-Programm durchgeführt, wobei die Schalldarbietung über Kopfhörer und die Interaktion mit dem Probanden mittels eines berührungsempfindlichen Bildschirms (Touch-Monitor) erfolgte. Mit dieser Untersuchungseinheit wurden den Probanden Schallbeispiele („Gießener Dialog im Störschall“ und eine Musikpassage) dargeboten und die Testpersonen haben den Wiedergabefrequenzgang mithilfe der Meta-Steller auf der Basis von systematischen Paarvergleichen (Simplex-Verfahren) entsprechend ihrer persönlichen Präferenz interaktiv optimiert. Der Optimierungsprozess wurde für beide Meta-Steller und für beide Schallbeispiele jeweils dreimal durchgeführt, sodass die Streuung der Ergebnisse ausgewertet und Häufungen von Präferenzen erkannt werden konnten. Das Probandenkollektiv umfasste drei Teilgruppen: Acht Normalhörende jünger als 30 Jahre (nh30), Acht altersentsprechend Normalhörende älter als 50 Jahre (nh50) und Acht Probanden mit Schallempfindungsstörungen älter als 50 Jahre (sh50), sodass die Faktoren „Alter“ und „Hörstörung“ separat studiert werden konnten.

Die Ergebnisse der Substudie zum Faktor „Alter“ zeigen, dass die jüngeren normalhörenden Probanden (nh30) für beide Steller eine stabilere Reproduzierbarkeit im Vergleich zur Probanden-

gruppe mit altersphysiologischer Normalhörigkeit (nh50) liefern und somit der Faktor „Alter“ als Einflussgröße zu berücksichtigen zu sein scheint. Auch der Faktor „Hörstörung“ scheint aufgrund stabilerer Reproduzierbarkeiten der Probandengruppe mit Hörverlust (sh50) gegenüber der altersäquivalenten Probandengruppe mit altersphysiologischer Normalhörigkeit (nh50) über beide Steller eine Einflussgröße darzustellen. Die Substudie zum Faktor „Schrittweite“ (adaptiv vs. fest) des Meta-Stellers zeigt für beide Meta-Steller eine geringe Varianz der Ergebnisse bei Wahl einer adaptiven Schrittweite. Hinsichtlich der Belegung der Antwortalternativen A/B (randomisiert vs. Nicht-randomisiert) zeigen die Ergebnisse für die nicht-randomisierte Darbietungsform eine höhere Reproduzierbarkeit für den 3 kHz-Steller, während dies für den Lautheits-Steller nicht der Fall ist. Die Untersuchungen zum Faktor „Lage des Startpunktes des Meta-Stellers“ (Start am Rand oder in der Mitte des Einstellbereichs) ergeben für beide Meta-Steller keine Überlegenheit bezüglich der Einstellreproduzierbarkeit. Die eingestellte präferierte Wiedergabe ist dagegen durchaus vom Startpunkt des Optimierungsprozesses abhängig. Die Auswertung der Substudie zum Faktor „Typ des Meta-Stellers“ ergibt eine größere Stabilität der Einstellergebnisse beim 3 kHz-Steller für Musik sowie beim Lautheits-Steller für den Gießener Dialogs im Störschall. Auch die Globalbetrachtung des Faktors „Typ des Meta-Stellers“ liefert keine universelle Überlegenheit eines der Meta-Steller, wengleich auch hier die bereits erwähnte signalabhängige Überlegenheit der verwendeten Meta-Steller deutlich wird.

In welchem Umfang die Hörgerätefein Anpassung mittels Meta-Stellern, die aufgrund der technischen Weiterentwicklung immer komplexer werdende Fein Anpassung von Hörgeräten zu simplifizieren vermag, bleibt abzuwarten. Dies wird in erster Linie davon abhängen, ob es gelingt, Meta-Steller zu entwickeln, die gezielt auf typische anpassrelevante Dimensionen (Sprachverstehen, Klangqualität, Natürlichkeit der eigenen Stimme etc.) wirken. Abschließend ist festzustellen, dass diese Studie einige relevante Einflussfaktoren für die Hörgerätefein Anpassung mittels Meta-Stellern detektieren konnte, wengleich auf diesem Gebiet noch weitere Studien nötig sind, um die Entwicklung von Meta-Stellern voran zu bringen.

## **7.1. Summary**

In hearing aid acoustics the term “meta-controller” is defined as a complex adjustment tool that combines the action of a couple of fitting parameters in an audiological meaningful way. For this study two different meta-controllers have been exemplarily implemented and investigated:

1. a so called 3-kHz controller acting as a selective enhancement at 3 kHz and supposed to be a speech recognition optimizer and
2. a so called “loudness-controller” that creates a dip at 750 Hz and at the same time an enhancement in the low and high frequencies. This controller was originally designed as a sound optimizer particularly for music.

By means of a series of factor-specific sub-studies factors, e.g. “age”, “hearing loss”, “step size of meta controllers”, “contents of the response alternatives A/B”, “position of the starting point” and “type of meta-controller”, which may be a priori relevant for the hearing aid fine-tuning process by means of meta controllers were investigated. A global data analysis has been run across all sub-studies to check on the factor "type of meta-controller".

Computer-aided measurements were carried out by using a MATLAB script developed particularly for this purpose. The sound samples were presented via headphones and the interaction with the test subjects was achieved by a touch screen which was connected to a computer. By means of this test set-up sound samples (the so called “Giessen Dialogue in noise” and a piece of music) were presented to the subjects which had the possibility to optimize the frequency response with the meta-controllers using systematic pair comparisons (Simplex procedure) according to their personal listening preferences. The optimizing process has been run through for both sound samples and both meta-controllers three times each so that the test-retest variance could be calculated and sound preferences could be detected. Three sub-groups of test subjects served for this study: 8 normal hearing listeners younger than 30 years of age (nh30), 8 age-related normal hearing subjects older than 50 years (nh50) and 8 subjects with sensor neural hearing loss older than 50 years (sh50). So the factors “age” and “hearing loss” could be studied separately.

The results of the sub-study aiming on the factor “age“ shown for young normal hearing listeners (nh30) compared to older subjects with age-related hearing (nh50) for both meta-controllers a better test-retest reliability, i.e. the factor “age” appears to play a role for the optimization process. A comparison of the outcomes of the nh50- and the sh50-group shows that also the factor “hearing loss” seems to be relevant for the test-retest stability. The sub-study on the factor “step size” (adaptive versus fixed) of the meta-controller reveals for both meta-controllers a smaller variance of the optimal settings for the procedure with adaptive step-size. In terms of “contents of the response alternatives A/B” (randomized versus non-randomized) the results for the non-randomized presentation of the response alternative show a higher reproducibility for the 3 kHz-controller. However,



this is not the case for the loudness controller. The investigation on the factor “position of the starting point” (start at the edge or in the middle of the range of settings) reveals no difference between both meta-controllers in terms of reproducibility. The preferred frequency response however is affected by the starting point chosen for the optimization process. The results of the sub-study on the factor “type of meta-controller” show a better test-retest reliability for the 3 kHz-controller with music and for the loudness controller using the Giessen Dialogue in a noisy environment. Also the global analysis across all sub-studies does not show a universal advantage of one of the meta-controllers in terms of test-retest reliability. However, to global data analysis on the influence of the factor “type of meta-controller” confirms the superiority of the meta-controllers for a special sound sample as mentioned above.

After this study it is still open to what extent the hearing aid fine-tuning process that will be more and more complex due to the technical development, can be simplified and accelerated by the use of meta-controllers. This extent will be affected primarily by whether or not it will be possible to develop meta-controllers acting specifically on typical fitting relevant dimensions, such as speech intelligibility, sound quality, naturalness of own voice etc. Finally, it can be stated that this study has identified some relevant factors of influence for the fine-tuning process of hearing aids by means of meta-controllers. Nevertheless, further studies are needed to achieve progress in the development of meta-controllers.

## 8. Literaturverzeichnis

### 8.1. Normen und Richtlinien

**DIN EN 60118-2:** Hörgeräte. Hörgeräte mit automatischer Verstärkungsregelung, 1985

**DIN ISO 8253-3:** Audiometrische Prüfverfahren. Sprachaudiometrie, 1990

**Hilfsmittelrichtlinien des Bundesausschusses der Ärzte und Krankenkassen:** Indikationskriterien zur kassenärztlichen Hörgeräteversorgung, Bundesanzeiger Nr. 2, 2005

### 8.2. Originalliteratur

**Böhme, G, Welzl-Müller, K., 2005, *Audiometrie - Hörprüfungen im Erwachsenen- und Kindesalter*, Huber Verlag, Bern, S. 21-117.**

**Boeninnghaus, H. G., Lennarz, T., 2005 (12. Auflage), *Hals- Nasen-Ohren Heilkunde*, Springer Verlag, Berlin, Heidelberg, New York.**

**Boeninnghaus, H. G., Lennarz, T., 2007 (13. Auflage), *Hals- Nasen-Ohren Heilkunde*, Springer Verlag, Berlin, Heidelberg, New York.**

**Bosman, A. J., Snik, A. F., Mylanus, E. A. & Cremers, C. W. 2006, *Fitting range of the BAHA*, Cordelle, Int J Audiol, 45 (8), 429-37.**

**Bosman, A. J., Snik, A. F., van der Pouw, C. T., Mylanus, E. A., Cremers, C. W., 2001, *Audiometric evaluation of bilaterally fitted bone-anchored hearing aids*, Audiology, 40 (3), 158-67.**

**Burkhard, M. D., Sachs, R.M, 1975, *Anthropometric manikin for acoustic research*, J Acoust Soc .Am, 58 (1), 214-22.**

**Byrne, D., Dillon, H., Tran, K., Arlinger, S., Wilbraham, K., Cox, R., 1994, *An international comparison of long-term average speech spectra*, J.Acoust.Am.96: pp. 2108-2120.**

**Byrne, D., Dillon, H., Ching, T., Katsch, R., Keidser, G., 2001, *NAL-NII procedure for fitting non-linear hearing aids: characteristics and comparisons with other procedures*, J Am Acad Audiol, 12(1): pp. 37-51.**

- Cornelisse**, L. E., Seewald, R. C., Jamieson, D. G., 1995, *The input/output formula: a theoretical approach to the fitting of personal amplification devices*, J Acoust Soc Am, 97(3): pp. 1854-1864.
- de Boer**, B., 1984, *Übertragungseigenschaften von Hörhilfen aus der vorelektronischen Zeit*, Audiol Akust, 23, 34-55.
- Del Dot**, J., Hickson, L. M., O'Connell, B., 1992, *Speech perception in noise with BICROS hearing aids*, Scand Audiol, 21 (4), 261-4.
- Dillon**, H., Murray, N., 1987, *Accuracy of twelve methods for estimating the real ear gain of hearing aids*, Ear Hear, 8 (1), 2-11.
- Elberling**, C., 1999, *Loudness scaling revisited*, J Am Acad Audiol, 10 (5), 248-60.
- Elberling**, C., Naylor, G. 1996, *Evaluation of non-linear signal-processing hearing aids using speech and noise signals*, in Issues in Advanced Hearing Aid Research Conference, Lake Arrowhead, CA, USA.
- Federspil**, P. A., Plinkert, P. K., 2002, *Knochenverankerte Hörgeräte immer beidseitig!*, HNO, 50 (5), 405-409.
- Franck**, B. A., Boymans, M., Dreschler, W. A., 2007, *Interactive fitting of multiple algorithms implemented in the same digital hearing aid*, Int J Audiol, 46 (7), 388-97.
- Franck**, B. A., Dreschler, W. A., Lyzenga, J., 2004, *Methodological aspects of an adaptive multi-directional pattern search to optimize speech perception using three hearing-aid algorithms*, J Acoust Soc Am, 116 (6), 3620-8.
- Hakansson**, B., Tjellstrom, A., Rosenhall, U. & Carlsson, P., 1985, *The bone-anchored hearing aid*, Principal design and a psychoacoustical evaluation, Acta Otolaryngol, 100 (3-4), 229-39.
- Holube**, I., Fredelake, S., Bitzer, J., Vlaming, M., 2006, Abstract: *Erstellung eines Testsignals mit Sprachcharakteristik*.
- Holube**, I., Hansen, M., Schultz-Amling, R., Fredelake, S., 2005. *The use of the modulation transfer function to describe the performance of hearing aids*, in 21st Danavox Symposium, eds. A. Rasmussen, T. Poulsen, T. Andersen, J. B. Simonsen, C. B. Larsen, Kolding, Denmark.

- Holube, I., Kollmeier, B., 1994, *Modifikation eines Fragebogens zur Erfassung des subjektiven Hörvermögens und dessen Beziehung zur Sprachverständlichkeit in Ruhe und unter Störgeräuschen*. Audiol Akust 33, Heft 4: pp. 22-35.**
- Hüls, R., 1999, *Die Geschichte der Hörakustik*, Median, Heidelberg.**
- Humes, L. E., Hipskind, N. M., Block, M. G., 1988, *Insertion gain measured with three probe tube systems*, Ear Hear. 9: pp. 108-112.**
- Jespersen, C. T., Groth, J., Kießling, J., Brenner, B., Jensen, O. D, 2006, *The occlusion effect in unilateral versus bilateral hearing aids*, J Am Acad Audiol, 17 (10), 763-73.**
- Keller, F., 1980, *Hörgeräteanpassung*. in V. Geers, F. Keller, A. Löwe, P. Plath (eds.), *Technische Hilfe bei der Rehabilitation Hörgeschädigter*, Springer, Berlin Heidelberg New York, pp. 97-156.**
- Keller, F. 1988, *Der Löwensprung bei der Hörgeräteanpassung*. Hörakustik, Heft 11: 4-11, Heft 12: 28-33.**
- Kießling, J., 1987, *In situ-kontrollierte MCL-Bestimmung zur frequenzselektiven Verstärkungsanpassung von Hörgeräten*, Audiol Akust 26: pp. 104-113.**
- Kießling, J., 1995, *Zum überschwelligem Lautheitsanstieg bei Schallempfindungsschwerhörigen-Konsequenzen für die Hörgeräte-Entwicklung und –Anpassung*, Audiol Akust 34: pp.82-89.**
- Kießling, J., Kollmeier, B., Diller, G., 1997 (1. Auflage), *Versorgung und Rehabilitation mit Hörgeräten*, Thieme Verlag, Stuttgart New York.**
- Kießling, J., Kollmeier, B., Diller, G., 2008 (2. Auflage), *Versorgung und Rehabilitation mit Hörgeräten*, Thieme Verlag, Stuttgart New York.**
- Kießling, J., Kollmeier, B., Schubert, M., Archut-Hartmann, A., 1997, *Hörflächenskalierung und Hörgeräte*. in Kollmeier, B.(Hrsg.), *Hörflächenskalierung- Grundlagen und Anwendung der kategorialen Lautheitsskalierung für Hördiagnostik und Hörgeräteversorgung*, Median Verlag, Heidelberg, S.199-248.**
- Kießling, J. Müller, M., Latzel, M., 2006, *Fitting strategies and candidature criteria for unilateral and bilateral hearing aid fittings*, Int J Audiol, 45 Suppl 1: pp.53-62.**

- Kießling**, J., Pastoors, A.D., 1999, *Hearing aid fitting in non-linear hearing instruments with and without loudness scaling*, in 18th Danavox Symposium, eds. A.N. Rasmussen, P.A. Osterhammel, T. Andersen & T. Poulsen, Kolding, pp. 235-250.
- Kießling**, J., Schubert, M., Archut, A., 1996, *Adaptive fitting of hearing instruments by category loudness scaling (ScalAdapt)*, Scand Audiol 25: pp. 153-160.
- Kinkel**, M., 2001, Hörgeräte. In: Lehnhardt, E., Laszig, R.(Hrsg.), *Praxis der Audiometrie*. Thieme Verlag, Stuttgart, S. 1-17 , S. 197-227.
- Lehnhardt**, E., Laszig, R., 2001, *Praxis der Audiometrie*, Thieme Verlag, Stuttgart, New York.
- Leitner**, H., 1978, *Konzept eines Meßplatzes für die Anpassaudiometrie*, Vortrag auf dem 23. Hörgeräte-Akustiker-Kongreß, Travemünde.
- Lauridsen**, O., Günthersen, C, 1981, *New probe microphone for investigating the acoustics of the ear*, Journal of the Acoustical Society of America(69), 1496 - 1498.
- Libby**, E. R., 1986, *The 1/3-2/3 insertion gain hearing aid selection guide*, Hearing Instruments, 37 (3), 27-28.
- Mason**, D., Popelka, G. R., 1986, *Comparison of hearing-aid gain using functional, coupler, and probe-tube measurements*, J Speech Hear Res, 29 (2), 218-26.
- McCabe**, B. F., 2004, *Beethoven's deafness 1958*, Ann Otol Rhinol Laryngol, 113 (7), 511-25.
- Moore**, B. C. J., Marriage, J., Alcantara, J., Glasberg, B. R., 2005, *Comparison of two adaptive procedures for fitting a multi-channel compression hearing aid*, Int J Audiol, 44: pp. 345-357.
- Moser**, L. M., 1998, *Untersuchungen über den Zusammenhang zwischen der Reinton-Hörschwelle und der mit Hilfe der kategorialen Lautheitsskalierung ermittelten Hörschwelle*, Z Audiol, 37(2):pp. 56-64.
- Mueller**, H. G., Hawkins, D. B., Northern, J. L., 1992, *Probe Microphone Measurements - Hearing Aid Selection and Assessment*, Singular, San Diego.
- Mrowinski**, D., Scholz, G., 2006, *Audiometrie- Eine Anleitung für die praktische Hörprüfung*, Thieme Verlag, Stuttgart, S. 21-27.

- Pascoe**, D. P., 1988, *Clinical measurements of the auditory dynamic range and their relation to formulae for hearing aid gain*, in Hearing Aid Fitting, Theoretical and Practical Views. 13th Danavox Symposium, ed. J.H. Jensen, Danavox, Copenhagen, pp. 129 - 151.
- Pastoors**, A. D., Gebhart, T. M., Kießling, J., 2001, *A fitting strategy for digital hearing aids based on loudness and sound quality*, Scand Audiol Suppl 52: pp. 60-64.
- Pastoors**, A. D., Kießling, J., Gebhart, T. M., 2003, *Adaptive-interaktive Verfahren zur Anpassung und Feinanpassung von Hörgeräten*, Z Audiol, 42 (2): pp. 63-68.
- Pavlovic**, C. V., 1989, *Speech spectrum considerations and speech intelligibility predictions in hearing aid evaluations*, J. Speech Hear. Disord. 54: 3-8.
- Pavlovic**, C. V., 1991, *Speech recognition and five articulation indexes*, Hear. Instr. 42 ,Heft 9: 20-23.
- Pedersen**, B., Lauridsen, O, Birk Nielsen, H., 1982, *Clinical measurement of hearing aid insertion gain*, Scand Audiol, 11 (3), 181-6.
- Ringdahl**, A., Eriksson-Mangold, M., Karlson, K., 1993, *Gothenburg Profile: Self-report inventory for measuring experienced hearing disability and handicap*, International Collegium of Rehabilitative Audiology Newsletter, Nr. 6: pp. 31-33.
- Sarli**, C. C., Uchanski, R. M., Heidbreder, A., Readmond, K., Spehar, B., 2003. *19th-century camouflaged mechanical hearing devices*, Otol Neurotol, 24 (4), 691-8.
- Schaub**, A., 2005, *Digitale Hörgeräte - Was steckt dahinter?*, Median-Verlag, Heidelberg.
- Smeds**, K., Keidser, G., Zakis, J., Dillon, H., Leijon, A., Grant, F., Convery, E., Brew, C., 2006, *Preferred overall loudness. II: Listening through hearing aids in field and laboratory tests*, Int J Audiol, 45 (1), 12-25.
- Snik**, A. F., Bosman, A. J., Mylanus, E. A., Cremers, C.W., 2004, *Candidacy for the bone-anchored hearing aid*. Audiol Neurotol, 9 (4), 190-6.
- Snik**, A. F., Mylanus, E. A., Proops, D. W., Wolfaardt, J. F., Hodgetts, W. E., Somers, T., Niparko, J. K., Wazen, J. J., Sterkers, O., Cremers, C. W., Tjellstrom, A., 2005, *Consensus statements on the BAHA system: where do we stand at present?*, Ann Otol Rhinol Laryngol Suppl, 195, 2-12.

- Stenfelt, S.**, 2005, *Bilateral fitting of BAHAs and BAHA fitted in unilateral deaf persons: acoustical aspects*, Int J Audiol, 44 (3), 178-89.
- Stone, M. D., Moore, B. C., Alcantara, J. I., Glasberg, B. R.**, 1999, *Comparison of different forms of compression using wearable digital hearing aids*, J Acoust Soc Am 106: pp. 3603-3619
- Tecca, J. E.**, 1994, *Use of real-ear measurements to verify hearing aid fittings*, in M. Valente (ed.), *Strategies for Selecting and Verifying Hearing Aid Fittings*, Thieme, New York, pp. 88 - 107.
- Tjellstrom, A., Hakansson, B., Granstrom, G.**, 2001, *Bone-anchored hearing aids: current status in adults and children*, Otolaryngol Clin North Am, 34 (2), 337-64.
- Tyrell, M. E.**, 2006, *Klinische Studie über die Akzeptanz des Phonak-Hörgerätes „Supero 412“*, Dissertation an der Ludwig-Maximilians-Universität München, Fachbereich Hals-Nasen-Ohren Heilkunde.
- von Wedel, H.**, 1985a., *Reichen die heute verfügbaren sprachaudiometrischen Verfahren zur Hörgeräte-Anpassung? Teil 1*, Z Audiol, 24, 66-77.
- von Wedel, H.**, 1985b, *Reichen die heute verfügbaren sprachaudiometrischen Verfahren zur Hörgeräte-Anpassung? Teil 2*, Z Audiol, 24, 102-120.
- Vonlanthen, A.**, 1995, *Handbuch der Hörgerätetechnik*, Selbstverlag, Zürich.
- Voogdt, U.**, 2005, *Otoplastik. Die individuelle Otoplastik zur Hörgeräte-Versorgung und als persönlicher Gehörschutz im Lärm*, 3. Auflage edn, Median-Verlag, Heidelberg.
- Wagener, K., Brand, T., Kollmeier, B.**, 1999a, *Entwicklung und Evaluation eines Satztests für die deutsche Sprache. Teil II: Optimierung des Oldenburger Satztests*, Z Audiol, 38 (2), 44-56.
- Wagener, K., Brand, T., Kollmeier, B.**, 1999b, *Entwicklung und Evaluation eines Satztests für die deutsche Sprache. Teil III: Evaluation des Oldenburger Satztests*, Z Audiol, 38 (3), 86 - 95.
- Wagener, K., Kühnel, V., Kollmeier, B.**, 1999c, *Entwicklung und Evaluation eines Satztests für die deutsche Sprache. Teil I: Design des Oldenburger Satztests*, Z Audiol, 38 (1), 4 - 15.

## 9. Abbildungsverzeichnis

- | Nr. | Bezeichnung  |
|-----|--|
| 2.1 | Aufgabenstellung eines Hörgerätes in Darstellung des Tonaudiogramms: Verstärkung des mittleren Langzeit-Sprachspektrums (grau unterlegt) in den individuellen Restdynamikbereich, sodass das verstärkte Spektrum (rot unterlegt) zwischen Hörschwelle (HS) und Unbehaglichkeitsschwelle (US) zu liegen kommt (nach Kießling).  |
| 2.2 | Hauptkomponenten eines Hörgerätes mit analoger Signalverarbeitung bestehend aus Schallempfänger (grau), Verstärker und Schallsender (rot) nach Kießling.   |
| 2.3 | Beispiel für die Bestimmung des Zielfrequenzganges mittels Isophonendifferenzmaß. Zunächst wird der Pegel angenehmen Hörens (MCL, most comfortable level) durch 2:1-Division des mit Sinustönen bestimmten Restdynamikbereichs geschätzt. Der frequenzabhängige Verstärkungsbedarf bestimmt sich aus dem Abstand der MCL-Kontur zur 75-phon-Kurve (grau) unter Zuhilfenahme zusätzlicher Annahmen („erweitertes Isophonendifferenzmaß“) nach Kießling. |
| 2.4 | Pegel-Lautheits-Funktion eines unversorgten Gehörs. Die Lautheitsfunktion, deren deutliche Steigungen im Hochtonbereich ein ausgeprägtes Rekrutment andeuten, werden durch Kategoriallautheitsskalierung von Schmalband-Rauschbursts der Mittenfrequenzen 0,25, 0,5, 1, 2, 4 und 8 kHz bestimmt. Die Pfeile (rot) zeigen den frequenz- und eingangspegelabhängigen Verstärkungsbedarf an (nach Kießling).  |
| 4.1 | Tonaudiometrische Grenzkriterien für den Ausschluss aus den Probandengruppen nh30 bzw. nh50. Diese Kriterien waren auf beiden Ohren einzuhalten  |
| 4.2 | Hörschwellenmittelwerte und Standardabweichungen der Probandengruppe nh30 für das rechte Ohr   |
| 4.3 | Hörschwellenmittelwerte und Standardabweichungen der Probandengruppe nh30 für das linke Ohr  |
| 4.4 | Hörschwellenmittelwerte und Standardabweichungen der Probandengruppe nh50 für das rechte Ohr   |
| 4.5 | Hörschwellenmittelwerte und Standardabweichungen der Probandengruppe nh50 für das linke Ohr  |
| 4.6 | Hörschwellenmittelwerte und Standardabweichungen der Probandengruppe sh50  |



für das rechte Ohr

- 4.7 Hörschwellenmittelwerte und Standardabweichungen der Probandengruppe sh50 für das linke Ohr
- 4.8 Beispiel eines Messdurchlaufs für adaptive Schrittweite. In dieser Programmversion wird die Schrittweite nach dem ersten Richtungswechsel halbiert, um den Optimierungsprozess nach anfänglichen „Grobänderungen“ im Weiteren zu verfeinern.
- 4.9 Graphische Benutzeroberfläche für das A/ B Optimierungsverfahren.
- 4.10 Graphische Darstellung der Funktion eines „ 3 kHz-Stellers“ (Sprachverständlichkeitssteller)
- 4.11 Graphische Darstellung der Funktion eines „Lautheitsstellers“ (guter Klang)
- 4.12 Graphische Darstellung eines Durchlaufs bei einem Probanden mit seinen gewählten Einstellungen. Am Beispiel von vier verschiedenen Probanden illustriert.
- 4.13 Beispiel einer kategorialen Lautheitsskalierung. Links sind die Antwortmöglichkeiten für den Probanden und rechts eine beispielhafte Lautheitsfunktion (rot), in diesem Fall mit Recruitment, in Relation zum Normbereich (grau unterlegt) dargestellt (nach Kießling).
- 5.1 Gemittelte Spannweite und deren Standardabweichung. Übrige Einstellungen: adaptive Schrittweite; nicht randomisiert; Startpunkt bei 1
- 5.2 Gemittelte Spannweite und deren Standardabweichung. Übrige Einstellungen: adaptive Schrittweite; nicht randomisiert; Startpunkt bei 1
- 5.3 Gemittelte Standardabweichung und deren Standardabweichung. Übrige Einstellungen: adaptive Schrittweite; nicht randomisiert; Startpunkt bei 1
- 5.4 Gemittelte Standardabweichung und deren Standardabweichung. Übrige Einstellungen: adaptive Schrittweite; nicht randomisiert; Startpunkt bei 1
- 5.5 Absolute Häufigkeit der Einstellungen. Übrige Einstellungen: adaptive Schrittweite; nicht randomisiert; Startpunkt bei 1
- 5.6 Absolute Häufigkeit der Einstellungen. Übrige Einstellungen: adaptive Schrittweite; nicht randomisiert; Startpunkt bei 1
- 5.7 Gemittelte Spannweite und deren Standardabweichung. Übrige Einstellungen: adaptive Schrittweite; nicht randomisiert; Startpunkt bei 1
- 5.8 Gemittelte Spannweite und deren Standardabweichung. Übrige Einstellungen: adaptive Schrittweite; nicht randomisiert; Startpunkt bei 1

- 5.9        Gemittelte Standardabweichung und deren Standardabweichung. Übrige Einstellungen: adaptive Schrittweite; nicht randomisiert; Startpunkt bei 1
- 5.10       Gemittelte Standardabweichung und deren Standardabweichung. Übrige Einstellungen: adaptive Schrittweite; nicht randomisiert; Startpunkt bei 1
- 5.11       Absolute Häufigkeit der Einstellungen. Übrige Einstellungen: adaptive Schrittweite; nicht randomisiert; Startpunkt bei 1
- 5.12       Absolute Häufigkeit der Einstellungen. Übrige Einstellungen: adaptive Schrittweite; nicht randomisiert; Startpunkt bei 1
- 5.13       Gemittelte Spannweite und deren Standardabweichung. Übrige Einstellungen: nicht randomisiert; Startpunkt bei 1; Probandengruppe nh50
- 5.14       Gemittelte Spannweite und deren Standardabweichung. Übrige Einstellungen: nicht randomisiert; Startpunkt bei 1; Probandengruppe sh50
- 5.15       Gemittelte Standardabweichung und deren Standardabweichung. Übrige Einstellungen: nicht randomisiert; Startpunkt bei 1; Probandengruppe nh 50
- 5.16       Gemittelte Standardabweichung und deren Standardabweichung. Übrige Einstellungen: nicht randomisiert; Startpunkt bei 1; Probandengruppe sh50
- 5.17       Absolute Häufigkeit der Einstellungen. Übrige Einstellungen: nicht randomisiert; Startpunkt bei 1; Probandengruppe nh50
- 5.18       Absolute Häufigkeit der Einstellungen. Übrige Einstellungen: nicht randomisiert; Startpunkt bei 1; Probandengruppe sh50
- 5.19       Gemittelte Spannweite und deren Standardabweichung. Übrige Einstellungen: nicht randomisiert; Startpunkt bei 1; Probandengruppe nh50
- 5.20       Gemittelte Spannweite und deren Standardabweichung. Übrige Einstellungen: nicht randomisiert; Startpunkt bei 1; Probandengruppe sh50
- 5.21       Gemittelte Standardabweichung und deren Standardabweichung. Übrige Einstellungen: nicht randomisiert; Startpunkt bei 1; Probandengruppe nh50
- 5.22       Gemittelte Standardabweichung und deren Standardabweichung. Übrige Einstellungen: nicht randomisiert; Startpunkt bei 1; Probandengruppe sh50
- 5.23       Absolute Häufigkeit der Einstellungen. Übrige Einstellungen: nicht randomisiert; Startpunkt bei 1; Probandengruppe nh50
- 5.24       Absolute Häufigkeit der Einstellungen. Übrige Einstellungen: nicht randomisiert; Startpunkt bei 1 ; Probandengruppe sh50
- 5.25       Gemittelte Spannweite und deren Standardabweichung. Übrige Einstellungen:

- adaptive Schrittweite; Startpunkt bei 1; Probandengruppe nh50
- 5.26 Gemittelte Spannweite und deren Standardabweichung. Übrige Einstellungen: adaptive Schrittweite; Startpunkt bei 1; Probandengruppe sh50
- 5.27 Gemittelte Standardabweichung und deren Standardabweichung. Übrige Einstellungen: adaptive Schrittweite; Startpunkt bei 1; Probandengruppe nh50
- 5.28 Gemittelte Standardabweichung und deren Standardabweichung. Übrige Einstellungen: adaptive Schrittweite; Startpunkt bei 1; Probandengruppe sh50
- 5.29 Absolute Häufigkeit der Einstellungen. Übrige Einstellungen: adaptive Schrittweite; Startpunkt bei 1; Probandengruppe nh50
- 5.30 Absolute Häufigkeit der Einstellungen. Übrige Einstellungen: adaptive Schrittweite; Startpunkt bei 1; Probandengruppe sh50
- 5.31 Gemittelte Spannweite und deren Standardabweichung. Übrige Einstellungen: adaptive Schrittweite; Startpunkt bei 1; Probandengruppe nh50
- 5.32 Gemittelte Spannweite und deren Standardabweichung. Übrige Einstellungen: adaptive Schrittweite; Startpunkt bei 1; Probandengruppe sh50
- 5.33 Gemittelte Standardabweichung und deren Standardabweichung. Übrige Einstellungen: adaptive Schrittweite; Startpunkt bei 1; Probandengruppe nh50
- 5.34 Gemittelte Standardabweichung und deren Standardabweichung. Übrige Einstellungen: adaptive Schrittweite; Startpunkt bei 1; Probandengruppe sh50
- 5.35 Absolute Häufigkeit der Einstellungen. Übrige Einstellungen: adaptive Schrittweite; Startpunkt bei 1; Probandengruppe nh50
- 5.36 Absolute Häufigkeit der Einstellungen. Übrige Einstellungen: adaptive Schrittweite; Startpunkt bei 1; Probandengruppe sh50
- 5.37 Gemittelte Spannweite und deren Standardabweichung. Übrige Einstellungen: randomisiert; feste Schrittweite; Probandengruppe nh50
- 5.38 Gemittelte Spannweite und deren Standardabweichung. Übrige Einstellungen: randomisiert; feste Schrittweite; Probandengruppe sh50
- 5.39 Gemittelte Standardabweichung und deren Standardabweichung. Übrige Einstellungen: randomisiert; feste Schrittweite; Probandengruppe nh50
- 5.40 Gemittelte Standardabweichung und deren Standardabweichung. Übrige Einstellungen: randomisiert; feste Schrittweite; Probandengruppe sh50
- 5.41 Absolute Häufigkeit der Einstellungen. Übrige Einstellungen: randomisiert; feste Schrittweite; Probandengruppe nh50

- 5.42 Absolute Häufigkeit der Einstellungen. Übrige Einstellungen: randomisiert, feste Schrittweite; Probandengruppe sh50
- 5.43 Gemittelte Spannweite und deren Standardabweichung. Übrige Einstellungen: randomisiert; feste Schrittweite; Probandengruppe nh50
- 5.44 Gemittelte Spannweite und deren Standardabweichung. Übrige Einstellungen: randomisiert; feste Schrittweite; Probandengruppe sh50
- 5.45 Gemittelte Standardabweichung und deren Standardabweichung. Übrige Einstellungen: randomisiert; feste Schrittweite; Probandengruppe nh50
- 5.46 Gemittelte Standardabweichung und deren Standardabweichung. Übrige Einstellungen: randomisiert; feste Schrittweite; Probandengruppe sh50
- 5.47 Absolute Häufigkeit der Einstellungen. Übrige Einstellungen: randomisiert; feste Schrittweite; Probandengruppe nh50
- 5.48 Absolute Häufigkeit der Einstellungen. Übrige Einstellungen: randomisiert; feste Schrittweite; Probandengruppe sh50
- 5.49 Gemittelte Spannweite und deren Standardabweichung. Übrige Einstellungen: adaptive Schrittweite; nicht randomisiert; Startpunkt bei 1; Probandengruppe nh50
- 5.50 Gemittelte Spannweite und deren Standardabweichung. Übrige Einstellungen: adaptive Schrittweite; nicht randomisiert; Startpunkt bei 1; Probandengruppe sh50
- 5.51 Gemittelte Standardabweichung und deren Standardabweichung. Übrige Einstellungen: adaptive Schrittweite; nicht randomisiert; Startpunkt bei 1; Probandengruppe nh50
- 5.52 Gemittelte Standardabweichung und deren Standardabweichung. Übrige Einstellungen: adaptive Schrittweite; nicht randomisiert; Startpunkt bei 1; Probandengruppe sh50
- 5.53 Absolute Häufigkeit der Einstellungen. Übrige Einstellungen: adaptive Schrittweite; nicht randomisiert; Startpunkt bei 1; Probandengruppe nh50
- 5.54 Absolute Häufigkeit der Einstellungen. Übrige Einstellungen: adaptive Schrittweite; nicht randomisiert; Startpunkt bei 1; Probandengruppe sh50
- 5.55 Median und Quartile der Mittelwerte der Spannweite, gemittelt über alle Probandenkollektive sowie allen Einstellungsparametern.

## **10.Tabellenverzeichnis**

<b>Nr.</b>	<b>Bezeichnung</b>
1.1	Kombination der wichtigsten AGC-Schaltungen und deren Hauptfunktionen.
4.1	Liste der verwendeten Testkonditionen, die jeweils für Musik und den Gießender Dialog im Störschall für alle Probanden (n=24) untersucht wurden.

## 11. Anhang

### 11.1. Glossar

<b>Abb.</b>	Abbildung
<b>AGC</b>	automatic gain control, bezeichnet eine automatische Verstärkungsregelung
<b>AI</b>	Artikulationsindex
<b>AVC</b>	automatic volume control, bezeichnet eine Form der AGC- Schaltung mit deren Hilfe das häufige nachregeln am Potentiometer minimiert werden kann
<b>BAHA</b>	bone anchored hearing aid, bezeichnet eine im Mastoid verankerte Schraube an welche ein Hörgerät angekoppelt werden kann
<b>BICROS</b>	binaural contralateral routing of signals, bezeichnet eine Hörgeräteversorgung, welche angewendet wird, wenn auf einem Ohr eine Taubheit und auf dem besser hörenden Ohr eine versorgungsbedürftige Hörminderung vorliegt. Hierbei wird zusätzlich zur CROS- Versorgung das besser hörende Ohr mit einem Mikrophon unterstützt
<b>CIC- Geräte</b>	completely in the canal, bezeichnet Hörgeräte die vollständig im Gehörgang liegen
<b>CROS</b>	contralateral routing of signals, bezeichnet eine Hörgeräteversorgung für einseitige Taubheit , welche mittels Mikrophon den Schall auf der ertaubten Seite aufnimmt und dem anderen, normalhörenden Ohr zuleitet.
<b>dB</b>	Dezibel
<b>DSL {i/o}</b>	desired sensation level, bezeichnet eine Anpassformel für Hörgeräte
<b>HdO- Geräte</b>	Hörgeräte die hinter dem Ohr getragen werden
<b>Hz</b>	Hertz
<b>IO- Geräte</b>	Hörgeräte die im Ohr, also im Gehörgang und teilweise in der Ohrmuschel, getragen werden
<b>LoudFit++</b>	Strategie zur Anpassung von Hörgeräten, die in Zusammenarbeit der HörTech GmbH Oldenburg und dem Funktionsbereich Audiologie des Universitätsklinikums Gießen und Marburg GmbH, Standort Gießen, entwickelt wurde
<b>MATLAB 6.5</b>	Programmiersprache, z.B. zur Entwicklung von Testprozeduren
<b>MCL</b>	most comfortable level, beschreibt den Pegelbereich angenehmsten Hörens
<b>NAL- NL1</b>	National Acoustics Laboratories (Sitz in Sydney, Australien), bezeichnet eine Anpassformel für nicht-lineare Hörgeräte

- nh30**                    Probandenkollektiv der Normalhörenden unter 30 Jahren  
**nh50**                    Probandenkollektiv der Normalhörenden über 50 Jahren  
**sh50**                    Probandenkollektiv der Schwerhörigen über 50 Jahren

### 11.2. Audiogrammdaten der Probandengruppen

Audiogrammdaten der Probandengruppe normalhörender unter 30 Jahren								
Rechtes Ohr								
Frequenzen	Proband 1	Proband 2	Proband 3	Proband 4	Proband 5	Proband 6	Proband 7	Proband 8
0,125 kHz	5	10	10	5	10	10	0	5
0,25 kHz	5	10	10	5	10	5	0	5
0,5 kHz	5	10	10	5	10	10	0	5
1 kHz	10	5	10	0	10	10	0	5
2 kHz	5	5	10	0	10	10	5	5
3 kHz	0	5	10	0	10	5	5	5
4 kHz	5	5	10	5	10	10	5	5
6 kHz	10	5	10	0	10	10	5	5
8 kHz	5	5	10	5	10	10	0	5
Linkes Ohr								
Frequenzen	Proband 1	Proband 2	Proband 3	Proband 4	Proband 5	Proband 6	Proband 7	Proband 8
0,125 kHz	5	10	10	0	10	10	0	5
0,25 kHz	5	10	10	0	10	10	0	5
0,5 kHz	0	10	10	0	10	10	0	5
1 kHz	0	5	10	0	10	5	0	5
2 kHz	5	5	10	5	10	5	0	5
3 kHz	0	5	10	0	10	5	5	5
4 kHz	0	5	10	5	10	5	5	5
6 kHz	5	10	10	0	15	10	5	5
8 kHz	0	10	10	0	15	5	0	5

Audiogramdaten der Probandengruppe altersentsprechender normalhörender über 50 Jahren

Rechtes Ohr

Frequenzen	Proband 1	Proband 2	Proband 3	Proband 4	Proband 5	Proband 6	Proband 7	Proband 8
0,125 kHz	15	10	10	10	5	10	10	15
0,25 kHz	10	10	10	10	5	10	10	15
0,5 kHz	10	10	10	5	5	10	10	10
1 kHz	5	10	10	10	5	10	10	10
2 kHz	10	10	10	20	10	10	10	20
3 kHz	15	15	10	10	15	20	15	25
4 kHz	20	20	20	30	25	25	10	30
6 kHz	25	30	20	35	30	30	25	35
8 kHz	30	35	25	40	35	40	40	45

Linkes Ohr

Frequenzen	Proband 1	Proband 2	Proband 3	Proband 4	Proband 5	Proband 6	Proband 7	Proband 8
0,125 kHz	10	10	5	10	10	10	10	15
0,25 kHz	10	10	5	10	10	10	10	10
0,5 kHz	10	10	5	10	10	10	10	10
1 kHz	10	10	5	10	10	10	10	15
2 kHz	15	10	5	15	20	15	10	15
3 kHz	15	20	10	10	20	20	10	25
4 kHz	20	25	25	10	25	30	10	30
6 kHz	30	25	25	20	30	40	30	30
8 kHz	30	30	25	30	40	45	30	35



Audiogramdaten der Probandengruppe schwerhöriger über 50 Jahren								
Rechtes Ohr								
Frequenzen	Proband 1	Proband 2	Proband 3	Proband 4	Proband 5	Proband 6	Proband 7	Proband 8
0,125 kHz	20	25	20	30	55	45	20	30
0,25 kHz	20	30	20	30	60	50	20	30
0,5 kHz	20	40	20	30	65	55	25	30
1 kHz	25	50	20	30	75	55	25	45
2 kHz	50	60	45	30	75	60	40	60
3 kHz	60	60	50	35	80	60	50	75
4 kHz	60	60	55	40	80	65	55	85
6 kHz	70	70	70	70	85	70	70	95
8 kHz	85	75	70	95	90	80	80	100
Linkes Ohr								
Frequenzen	Proband 1	Proband 2	Proband 3	Proband 4	Proband 5	Proband 6	Proband 7	Proband 8
0,125 kHz	25	35	20	50	50	40	25	40
0,25 kHz	30	35	20	55	50	40	25	40
0,5 kHz	30	40	20	60	60	45	25	45
1 kHz	40	50	25	80	75	50	35	65
2 kHz	60	55	45	80	85	60	50	80
3 kHz	75	55	50	85	85	75	50	90
4 kHz	90	55	60	90	85	75	55	100
6 kHz	95	60	60	95	95	75	75	100
8 kHz	100	65	65	100	100	75	95	100

### 11.3. Daten zur Zusammenstellung der einzelnen Probandengruppen

#### Probandengruppe der Normalhörenden unter 30 Jahren

Probanden	Proband 1	Proband 2	Proband 3	Proband 4	Proband 5	Proband 6	Proband 7	Proband 8
Alter *	25	28	28	23	25	24	25	22
Geschlecht	w	m	w	w	m	m	m	m
Altersdurchschnitt *	25		Männliche Probanden		2			
Spannweite des Alters *	6		Weibliche Probanden		6			
Maximales Alter *	28							
Minimales Alters *	22							

\* Altersangaben in Jahren

#### Probandengruppe der Normalhörenden über 50 Jahren

Probanden	Proband 1	Proband 2	Proband 3	Proband 4	Proband 5	Proband 6	Proband 7	Proband 8
Alter *	67	65	52	64	62	56	65	63
Geschlecht	M	w	w	m	w	w	m	m
Altersdurchschnitt *	61,8		Männliche Probanden		3			
Spannweite des Alters *	15		Weibliche Probanden		5			
Maximales Alter *	67							
Minimales Alters *	52							

\* Altersangaben in Jahren

**Probandengruppe der Schwerhöreren über 50 Jahren**

Probanden	Proband 1	Proband 2	Proband 3	Proband 4	Proband 5	Proband 6	Proband 7	Proband 8
Alter *	66	66	53	64	62	55	65	65
Geschlecht	M	w	w	m	w	w	w	m
Altersdurchschnitt *	62		Männliche Probanden		3			
Spannweite des Alters *	13		Weibliche Probanden		5			
Maximales Alter *	66							
Minimales Alters *	53							

\* Altersangaben in Jahren

#### **11.4. Danksagung**

Mein ganz besonderer Dank, für die Überlassung des Themas meiner Dissertation sowie der stetigen Hilfsbereitschaft und Unterstützung bei der Durchführung sowie Auswertung meiner Dissertation, gilt Herrn Prof. Dr. rer. nat. Jürgen Kießling.

Des Weiteren möchte ich Herrn Dipl. Ing. Michael Müller, meinem wissenschaftlichen Betreuer, für seine tatkräftige Unterstützung, hinsichtlich der technischen Umsetzung meines Versuchsaufbaues, danken.

Ferner gilt mein Dank den weiteren Mitarbeitern, Frau Brenner, Frau Magolf-Hackl, Herr Schubert sowie Herrn Denkert, der Abteilung Audiologie Gießen, welche mir immer mit Rat und Tat zur Seite standen.

Ich möchte mich bei allen Probanden für die Teilnahme an meiner Studie recht herzlich bedanken.

Ein ganz besonderer Dank gilt auch meiner Freundin, Chantal Mrusek, für die Durchsicht meiner Dissertation.

Abschließend möchte ich meinen Eltern danken, welche mir das Studium der Humanmedizin ermöglicht sowie mich auch in schwierigen Phasen immer wieder aufgebaut und ermuntert haben.

**Der Lebenslauf wurde aus der elektronischen  
Version der Arbeit entfernt.**

**The curriculum vitae was removed from the  
electronic version of the paper.**