

Isophonenbasierte Feinanpassung des Hörgeräte- frequenzgangs und deren Einfluss auf den Nutzen

Inaugural - Dissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Humanbiologie

des Fachbereichs Medizin

der Justus-Liebig-Universität Gießen

vorgelegt von **Müller, Michael**

aus **Waldbröl**

Gießen 2011

Aus dem medizinischen Zentrum für Hals-Nasen-Ohren Heilkunde
am Universitätsklinikum Gießen und Marburg GmbH, Standort Gießen
Leiter: Prof. Dr. med. J. P. Klußmann

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

Gutachter: **Prof. Dr. med. J. Schneider**

Tag der Disputation: **09.08.2011**

Für meine Familie

Inhaltsverzeichnis

1	EINLEITUNG	1
2	HÖRVERLUST	3
3	PSYCHOAKUSTIK	5
3.1	Psychoakustik des Menschen	5
3.2	Skalierungsverfahren	6
3.2.1	Kategorialskalierung	7
3.2.2	Kategoriale Lautheitsskalierung.....	7
3.2.3	Isophone Skalierung.....	8
4	HÖRSYSTEME	9
4.1	Indikation für Hörsysteme	9
4.2	Bauformtypen und Hörsystem-Technologien.....	10
4.2.1	Bauformtypen.....	11
4.2.2	Komponenten eines Hörsystems	11
4.2.3	Messtechnik an Hörsystemen.....	13
4.3	Das Hörsystem <i>Savia Art 211</i> und die Anpasssoftware <i>iPFG Successware 2.5a</i> der Firma <i>Phonak AG</i>	14
5	HÖRSYSTEMANPASSUNG NACH DEN AKTUELLEN RICHTLINIEN	17
5.1	Feinanpassung von Hörsystemen	17
6	ZIEL DER ARBEIT	19
7	PROBANDEN UND METHODEN	20
7.1	Probanden	20

7.1.1	Normalhörende – Referenz für den Logatom-Test	22
7.1.2	Schwerhörende – für die Pilotstudie Frequenzgangsglättung	22
7.1.3	Schwerhörende – für die Hauptstudie	23
7.2	Methoden und Messungen	24
7.2.1	Tonschwellenaudiometrie	24
7.2.2	Frequenzgangsmessung am 2cc-Kuppler und In-Situ	25
7.2.3	Datalogging	26
7.2.4	Entwicklung eines Verfahrens zur "Frequenzgangsglättung"	27
7.2.5	Logatom-Test	31
7.2.6	Subjektive Bewertungen	34
7.2.7	Fragebögen und Tagebücher	35
7.3	Studienbeschreibung	35
7.3.1	Erzeugung von Referenzwerten für den Logatom-Test mit normalhörenden Probanden	36
7.3.2	Pilotstudie – Frequenzgangsglättung	36
7.3.3	Hauptstudie – Untersuchung des Effektes der Frequenzgangsglättung	41
7.4	Hard- und Software	53
7.5	Numerische Auswertung	54
8	ERGEBNISSE	56
8.1	Logatom-Test an 10 normalhörenden Probanden	56
8.1.1	Mittelwerte der Schwellen für die einzelnen Logatome	56
8.1.2	Test-Retest Genauigkeit des Logatom-Tests für Normalhörende	56
8.1.3	Verwechslungsmatrizen	57
8.2	Pilotstudie – Frequenzgangsglättung	58
8.2.1	Test-Retest Genauigkeit der Frequenzgangsglättung	58

8.2.2	Auswertung der Frequenzgangsglättung	59
8.2.3	Auswertung der In-Situ Messung	59
8.2.4	Ergebnisse der subjektiven Klangbewertung	60
8.3	Hauptstudie	63
8.3.1	Test-Retest Genauigkeit der Frequenzgangsglättung	63
8.3.2	Auswertung der Frequenzgangsglättung	65
8.3.3	2cc – Kuppler Messungen	66
8.3.4	Test-Retest Genauigkeit des Logatom-Tests	68
8.3.5	Auswertung des Logatom-Tests	69
8.3.6	Datalogging	71
8.3.7	Ergebnisse der subjektiven Klangbewertung	74
8.3.8	Auswertung der Tagebücher	77
9	DISKUSSION	81
9.1	Problematik subjektiver Untersuchungen an Probanden	81
9.2	Diskussion der Methodik	83
9.2.1	Logatom-Test an 10 normalhörenden Probanden	83
9.2.2	Pilotstudie – Frequenzgangsglättung	84
9.2.3	Hauptstudie	87
9.3	Diskussion der Ergebnisse	88
9.3.1	Logatom-Test an 10 normalhörenden Probanden	89
9.3.2	Pilotstudie – Frequenzgangsglättung	90
9.3.3	Hauptstudie	92
9.4	Schlussfolgerungen	96
10	ZUSAMMENFASSUNG	98

11 SUMMARY	99
12 LITERATURVERZEICHNIS.....	100
13 ABBILDUNGSVERZEICHNIS	106
14 TABELLENVERZEICHNIS.....	110
15 ANHANG.....	111
15.1 Fragebögen der Pilotstudie	111
15.2 Fragebögen der Hauptstudie	113
16 ERKLÄRUNG	115
17 DANKSAGUNG.....	116
18 LEBENSLAUF.....	117

1 Einleitung

Die gesellschaftliche Kommunikation erfolgt über Sprache und Gestik. Die Gestik alleine kann die Sprache nicht ersetzen. Um an der sozialen Welt teilzunehmen, ist es für den Menschen erforderlich, Geräusche, Töne und gesprochene Sprache richtig zu hören und darauf reagieren zu können. Für die meisten Menschen ist es normal, gut zu hören. Daher können sie sich nur schwer vorstellen, welche Einbußen mit dem Verlust des Gehörs einhergehen. Von Schwerhörigkeit betroffenen Personen fällt es schwer, sich zu orientieren, emotionalästhetische Erlebnisse zu haben und mit anderen Menschen in Kontakt zu treten. (Herbst, 1983, Tesch-Römer und Wahl, 1996, Baitsch, 2004)

Schwerhörigkeit ist eine der meistverbreiteten chronischen Erkrankungen des älteren Menschen. Etwa 30 % der über 60jährigen und 70 % der über 70jährigen Menschen leiden an einem zumindest mittelgradigen Hörverlust (Tesch-Römer, 1994, Davis, 1989). Als Ursachen der Schwerhörigkeit lassen sich chronische Lärmbelastung, Hörsturz, Tinnitus, Morbus Menière, altersbegleitende Schwerhörigkeit und andere Mechanismen anführen (Baitsch, 2004). Als Folge des veränderten Freizeitverhaltens nehmen Hörschädigungen selbst bei jüngeren Menschen zu (Schmalfuß, 2003, Esser, 1994, Hellbrück und Schick, 1989, Ising, 1995). Der Ausgleich des Hörschadens durch ein Hörsystem (in dieser Arbeit wird der Begriff Hörsystem als Synonym für Hörgerät verwendet) und dessen individuelle Anpassung ist eine Möglichkeit, die Folgen der Hörminderung zu kompensieren, wenn eine medizinische (medikamentöse, operative) Behandlung zur Wiederherstellung oder Besserung des Gehörs nicht indiziert oder gewünscht ist.

Hörsysteme sind Halbprodukte, deren Parameter an die individuellen Bedürfnisse der Patienten angepasst werden müssen. Somit gewinnt die Hörsystemfeinanpassung in der Audiologie immer mehr an Bedeutung. Zum Erreichen eines optimalen Anpassungsergebnisses setzen moderne Hörsysteme eine individuelle Form der Frequenzgangsglättung und der Lautheitsskalierung mit dem Patienten voraus. (Hellbrück und Moser, 1985, Kollmeier, 1997b)

Bei der Feinanpassung eines Hörsystems müssen die Intensitätsabbildung und -auflösung eines Schallsignals, der Tonhöhe, der Frequenzauflösung, der zeitlichen

Verarbeitung im Hörsystem, sowie die binauralen Interaktionen des Gehörs mit möglichst wenig Aufwand in einer einzigen Untersuchung erfassbar sein, um wirtschaftlich arbeiten zu können. (Kießling et al., 1997)

Die Frequenzgangglättung stellt zwar nur einen Faktor der individuellen Hörsystemfein Anpassung dar, ist jedoch ein sehr wichtiger Schritt für die Akzeptanzsteigerung von Hörsystemen. Von dem gesamten menschlichen Hörbereich, der für ein gesundes Gehör in etwa zwischen 20 Hz und 20 kHz liegt, wird in der Audiometrie der sprachrelevante Ausschnitt zwischen 125 Hz und 10 kHz untersucht. Der Frequenzgang wird hierbei, abhängig vom jeweiligen technischen System, in Oktav-, Terz- oder noch feinere Bänder eingeteilt, analysiert und bearbeitet. Je differenzierter der Frequenzgang bei Hörsystemen umgesetzt werden kann, desto besser ist das Frequenzauflösungsvermögen. (Holube et al., 1991)

Mit Sicht auf die Auswahl, einer für die Fein Anpassung von Hörsystemen mit der Frequenzgangglättung geeigneten Methode, werden in dieser Untersuchung Verfahren und theoretische Grundlagen behandelt und untersucht.

2 Hörverlust

Bevor die Schwerhörigkeit durch eine Hörsystemanpassung ausgeglichen werden kann, ist eine ausführliche Diagnostik über den Hörverlust notwendig.

Die unterschiedlichen Hörstörungen werden pathophysiologisch zunächst nach ihrer Lokalisation eingeteilt. So wird eine Schallleitungsschwerhörigkeit von einer Schallempfindungsschwerhörigkeit unterschieden.

Die **Tabelle 2.1** listet die Unterschiede zwischen einer Schallleitungsschwerhörigkeit und einer Schallempfindungsschwerhörigkeit auf. Erwähnenswert hierbei sei noch, dass auch eine „kombinierte Schwerhörigkeit“ auftreten kann. Besteht neben einer Schallleitungsschwerhörigkeit eine Schallempfindungsschwerhörigkeit, addieren sich die Hörverluste der beiden Schwerhörigkeitsformen zu einer kombinierten.

Die Schallleitungsschwerhörigkeit wird, sofern sie nicht durch Cerumen bedingt ist, meist operativ, beispielsweise durch das Implantieren einer Prothese (Stapes- oder Tympanoplastik) behandelt (Strohm, 1994). Eine Schallleitungsschwerhörigkeit kann auch eine Folge eines Tubenverschlusses mit anschließendem Mittelohrerguss sein, was medikamentös (abschwellende Nasentropfen) behandelt werden kann.

Die häufigste Ursache einer Schallempfindungsschwerhörigkeit ist die reine chronische Innenohrschwerhörigkeit, die durch die Versorgung mit Hörsystemen oder in extremen Fällen mittels Cochlear-Implantaten kompensiert werden kann. Andere Ursachen einer Schallempfindungsstörung können unter Umständen auch medikamentös oder operativ behandelt werden.

Tabelle 2.1: Differenzierung von Schalleitungs- und Schallempfindungsschwerhörigkeit

	Schalleitungsschwerhörigkeit	Schallempfindungsschwerhörigkeit
Synonym	<ul style="list-style-type: none"> • Schalleitungsstörung 	<ul style="list-style-type: none"> • Schallempfindungsstörung
Definition	<ul style="list-style-type: none"> • kommt durch eine Störung der Schallübertragung im äußeren Ohrbereich oder im Mittelohr zustande, also: <ul style="list-style-type: none"> ○ Mittelohrschwerhörigkeit ○ Außenohrschwerhörigkeit 	<ul style="list-style-type: none"> • kommt durch eine vorwiegend elektro-physiologisch erklärbaren Störung der Schallwahrnehmung zustande, also: <ul style="list-style-type: none"> ○ Innenohrschwerhörigkeit ○ Nervenschäden: Summe aller Störungen ab der Cochlea zentralwärts
Diagnose	<ul style="list-style-type: none"> • otoskopischer Befund kann krankhafte Veränderungen des Trommelfells zeigen • im Tonaudiogramm liegt die Luftleitungshörschwelle bei höheren Pegeln als die Knochenleitungshörschwelle • im Sprachaudiogramm findet sich eine Parallelverschiebung der Kurven für das Zahlen- und Wörterverständnis zu höheren Pegeln 	<ul style="list-style-type: none"> • otoskopischer Befund, insbesondere das Trommelfell, ist ohne pathologischen Befund • im Tonaudiogramm liegen die Luftleitungshörschwelle und die Knochenleitungshörschwelle in gleicher Weise bei höheren Pegeln • im Sprachaudiogramm findet sich neben einer Verschiebung der Kurve für das Zahlenverständnis (oft) eine Abflachung der Kurve für das Wörterverständnis
Ursachen	<ul style="list-style-type: none"> • Cerumen • Tubenverschluss • Paukenerguss • Felsenbeinlängsfraktur • Trommelfellzerreißung • Otosklerose • Mittelohrentzündung 	<ul style="list-style-type: none"> • genetisch bedingte Schwerhörigkeit • Altersdegeneration (Presbyakusis) • Labyrinthitis • Schalltrauma • Tumore • Hörsturz • Menière'sche Erkrankung

3 Psychoakustik

Die Psychoakustik ist die Wissenschaft zur **Wahrnehmung von Schall durch den Menschen**. Sie befasst sich mit der Hörcharakteristik, der Hörschwelle und den sie beeinflussenden Phänomenen. Die wichtigsten psychoakustischen Parameter sind die Zwicker-Parameter:

- Lautheit (Einheit Sone)
- Schärfe (Einheit Acum)
- Tonhöhe (Einheit Mel)
- Rauigkeit (Einheit Asper)
- Schwankungsstärke (Einheit Vacil)
- Lautstärkepegel (Einheit Phon)

Überdies sind Tonhaltigkeit und Impulshaltigkeit Größen, die bei der Bildung von Beurteilungspegeln verwendet werden.

Jeder, der sich mit Tongestaltung beschäftigt, sollte den Zusammenhang zwischen psychologischer Wahrnehmung und akustisch-technischen Gegebenheiten bekannt sein. So vergleicht die Psychoakustik den (technischen) Schallreiz mit der Empfindung des Hörenden. (Moore, 2003, Pierce, 1999, Zwicker und Fastl, 1990)

3.1 Psychoakustik des Menschen

Die Frage, warum viele Schwerhörige ihre Hörsysteme nicht verwenden, war das Fundament von Untersuchungen über die Lautheit (Heller, 1982). Heller kam zu dem Erkenntnis, dass eine Lösung des Problems im Einzelfall zu suchen sei. Es muss gelingen moderne psychophysische Theorien anzuwenden, die über das eben Hörbare hinaus das gesamte Hörfeld und zugleich eine „individuelle Konstanz“ einbeziehen. Es entwickelten sich aus bestehenden psychoakustischen Verfahren neue Messverfahren, die speziell in der Hörsystemanpassung unverzichtbar wurden.

Im Zusammenhang mit dem Gehörsinn sind die Begriffe **Höreindruck** des Menschen und **Hörempfindung** von großer Relevanz.

Die psychische Repräsentation der akustischen Umwelt, die dem Gehör zugeordnet wird, beschreibt den Höreindruck. Die Hörempfindungen sind dabei Variablen des Höreindrucks. Diese im Hörsinn getrennt voneinander erlebbaren Empfindungsgrößen sind messbar und damit wissenschaftlichen Untersuchungsmethoden zugänglich. (Hellbrück, 1993, Mederer, 2005)

3.2 Skalierungsverfahren

Skalierungsverfahren kommen in der Audiologie hauptsächlich in zwei Anwendungsformen zum Einsatz.

Zum einen im Rahmen der Selbstbeurteilung mittels Fragebögen. Dabei hat der Proband die Aufgabe, eine abgefragte Eigenschaft oder einen Zustand auf einer n-stufigen Kategorienskala oder visuellen Analogskala zu bewerten. Dies geschieht entweder zur Erfassung eines Patientenprofils oder zur Quantifizierung des Erfolgs einer medikamentösen, operativen, apparativen oder rehabilitativen Therapie bzw. Intervention (Kießling, 2004). Dieses Skalierungsverfahren wird als **Kategorienskalisierung** bezeichnet.

Zum anderen im Rahmen der **kategorialen Lautheitsskalierung**. Sie eignet sich ebenso zur Erhebung von psychoakustischen Phänomenen und ist weit verbreitet. Darüber hinaus gibt es eine Vielzahl anderer Skalierungsverfahren (Hellbrück, 1993), wobei zwischen direkten Skalierungsverfahren und Partitionsverfahren zu unterscheiden ist. Ein typischer Vertreter direkter Skalierungsverfahren ist die Verhältnisskalierung, die zu den Standardmethoden der klassischen Psychoakustik gehört, während das graphische Rating mit visuellen Analogskalen, also die Markierung einer Größe (Schmerz, Tinnitus etc.) auf einer graphisch vorgegebenen Strecke, eine Zwischenstellung einnimmt und eher den Partitionsverfahren zuzuordnen ist. (Kießling, 2004)

Eine weitere Möglichkeit der Skalierungsverfahren besteht darin, dass der Versuchsperson zwei Signale unterschiedlicher Lautheit und unterschiedlicher Frequenz dargeboten werden. Die Versuchsperson muss daraufhin eine Entscheidung treffen, ob die Signale in gleicher oder unterschiedlicher Lautheit wahrgenommen werden oder eben nicht. Der Teststimulus wird so lange in der Lautstärke variiert, bis die Versuchsperson die beiden Stimuli als gleichlaut beurteilt. Dieses Verfahren der Lautheitsskalierung beruht auf der

DIN 226:2003, welches in dieser Arbeit angewendet wurde. Dieses Skalierungsverfahren kann als **isophone Skalierung** bezeichnet werden.

3.2.1 Kategorialskalierung

Eine Möglichkeit zur Bestimmung der subjektiven Lautheitsempfindung besteht bei der kategorialen Skalierung darin, dass der Versuchsperson eine gewisse Zahl von Lautheitskategorien (z.B. „sehr leise“, „leise“, „mittel“, „laut“ und „sehr laut“) als Antwortmöglichkeiten vorgegeben wird.

Bei dem Verfahren der „Würzburger Hörfeldskalierung“ nach Heller (1985) wird jede dieser groben Kategorien in einem zweiten Schritt in 10 feinere Kategorien unterteilt.

Bei der „Oldenburger Hörflächenskalierung“ (Hohmann und Kollmeier, 1995), die sich insbesondere für Messungen mit schwerhörenden Patienten eignet, werden neben den fünf Hauptkategorien vier Zwischenkategorien und die Grenzfälle „nicht gehört“ und „zu laut“ vorgegeben, so dass die Gesamtzahl der Antwortkategorien nicht 50, sondern 11 beträgt.(Kollmeier)

3.2.2 Kategoriale Lautheitsskalierung

Die kategoriale Lautheitsskalierung, auch unter den Begriffen Hörfeld-/Hörflächenskalierung oder Hörfeldaudiometrie bekannt, ist ein typischer Repräsentant der Partitionsmethoden (Hellbrück und Moser, 1986, Kollmeier, 1997a, Moser, 1987, Moser, 1996).

Der aktuelle Normentwurf schreibt nicht ein spezielles Vorgehen vor, sondern spezifiziert die Methodik der Lautheitsskalierung für audiologische Anwendungen in grundlegender Form. Dabei bezieht sich der Normentwurf soweit möglich auf bereits genormte audiometrische Verfahren und definiert eingangs relevante Größen und Begriffe. Aufsetzend darauf wird die Vorgehensweise im Grundsatz vorgeschrieben (Kießling, 2004):

- Vorbereitung und Einweisung der Testperson,
- Trainings- und Orientierungsphase der Testperson,
- Testdurchführung (pegelrandomisierte Darbietung der Testsignale im gesamten, individuellen Dynamikbereich),

- Beschreibung der Testsignale (für frequenzspezifische Untersuchungen höchstens terzbreite Rausch-Bursts von mindestens 1 s Dauer),
- Eigenschaften des Untersuchungsraumes (ISO 8253-2) und des Audiometers (ISO 60645-1)
- Anforderungen an Referenzwerte
- numerische und graphische Darstellung der Ergebnisse (Überführung der (mindestens 11) Antwortkategorien in eine 51-stufige Numeralskala und Berechnung einer Regressionskurve).

3.2.3 Isophone Skalierung

Wie im **Kapitel 3.2** beschrieben, handelt es sich hierbei um ein Verfahren, bei dem die Versuchsperson zwei Signale vergleicht und entscheiden muss, ob diese gleich oder unterschiedlich laut sind. Dabei wird die Beurteilung so lange wiederholt und geändert, bis die Versuchsperson die Töne als gleichlaut empfindet. In dieser Untersuchung richtet sich die Anzahl der dargebotenen Töne nach der Anzahl der Bänder des hier verwendeten Hörsystems. Die Signale wurden aus weißem Rauschen generiert und die Bandbreiten der Signale entsprechen genau den Bandbreiten der einzelnen Bänder des Hörsystems (siehe hierzu auch **Kapitel 7.2.4** und **Tabelle 7.2**). (Gabriel, 1996)

4 Hörsysteme

4.1 Indikation für Hörsysteme

Grundsätzlich besteht natürlich bei jeder Einschränkung des Sprachverstehens die Möglichkeit der Verbesserung durch den Einsatz von Hörsystemen.

Die Deutsche Gesellschaft für Hals-Nasen-Ohrenheilkunde, Kopf-Hals-Chirurgie hat zur Hörsystemversorgung Leitlinien veröffentlicht. In der **Tabelle 4.1** sind die Leitlinien für eine Indikation zur Versorgung mit Hörsystemen dargestellt.

Tabelle 4.1: Indikationskriterien zur Hörsystemversorgung laut der Deutschen Gesellschaft für HNO, Kopf-Hals-Chirurgie und laut der Hilfsmittelrichtlinien des Bundesausschusses der Ärzte und Krankenkassen

Leitlinien zur Hörsystemversorgung nach der Deutschen Gesellschaft für Hals-Nasen-Ohrenheilkunde, Kopf-Hals-Chirurgie	Indikationskriterien zur kassenärztlichen Versorgung mit Hörsystemen(2005)
<ul style="list-style-type: none"> • operative Hörverbesserung nicht möglich oder nicht Erfolg versprechend • Ablehnung der möglichen operativen Hörverbesserung durch den Patienten 	<ul style="list-style-type: none"> • ton- und sprachaudiometrische Bestätigung der Kommunikationsbehinderung durch einen Arzt für Hals-Nasen-Ohren-Krankheiten einschließlich Erhebung der Anamnese
<ul style="list-style-type: none"> • Hörverlust im Tonaudiogramm mind. 30 dB in mind. einer der Prüffrequenzen von 500 bis 3000 Hz und im Sprachaudiogramm Einsilberverstehen bei 65 dB Schallpegel nicht mehr als 80% • bei beidseitiger Schwerhörigkeit muss tonaudiometrischer Hörverlust bei 2000 Hz oder bei mind. zwei Prüffrequenzen im Bereich 500 bis 3000 Hz mind. 30 dB betragen 	<ul style="list-style-type: none"> • Hörverlust im Tonaudiogramm <i>auf dem besseren Ohr</i> mind. 30 dB in mind. einer der Prüffrequenzen von 500 bis 3000 Hz und im Sprachaudiogramm Einsilberverstehen ist <i>auf dem besseren Ohr</i> bei 65 dB Schallpegel nicht mehr als 80% • bei <i>einseitiger</i> Schwerhörigkeit muss tonaudiometrischer Hörverlust bei 2000 Hz oder bei mind. zwei Prüffrequenzen im Bereich 500 bis 3000 Hz mind. 30 dB betragen
<ul style="list-style-type: none"> • Bereitschaft des Patienten zur Verwendung einer Hörhilfe 	<ul style="list-style-type: none"> • Feststellung, ob der Patient überhaupt in der Lage ist das Hörgerät zu bedienen
<ul style="list-style-type: none"> • Bei Behinderten Gewähr einer ausreichenden und regelmäßigen Unterstützung bei der Bedienung der Hörgeräte 	

Demgegenüber sind ebenfalls in **Tabelle 4.1** die Indikationskriterien zur kassenärztlichen Versorgung mit Hörsystemen dargestellt. Diese Indikationskriterien sind in den Hilfsmittelrichtlinien des Bundesausschusses der Ärzte und Krankenkassen veröffentlicht. (Bundesausschuss der Ärzte und Krankenkassen, (2005)

Dabei gilt für alle Patienten: Wiederherstellen oder Bessern vor der Hörsystemversorgung. Dies bedeutet, dass jede medizinisch sinnvolle Behandlung auch von den gesetzlichen Krankenkassen übernommen wird. Das starke Überwiegen der Hörsystem-Indikationen hat mit der Häufigkeit des Auftretens zu tun. Von ca. 15 Millionen Schwerhörenden in Deutschland kann man nur etwa 3 Millionen medizinisch behandeln. Die restlichen 12 Millionen Schwerhörenden sind typische Fälle für eine technische Hörsystemversorgung.

Die Indikation von Hörsystemen stützt sich zwar in erster Linie auf die audiometrischen Befunde. Jedoch muss der Patient entschlossen sein, ein Hörsystem zu tragen und physisch in der Lage sein ein Hörsystem zu bedienen.(Schorn, 1994)

4.2 Bauformtypen und Hörsystem-Technologien

Durch die großen technologischen Fortschritte in den letzten Jahrzehnten konnte durch die Hörsystemforschung und -industrie die Rehabilitation des geschädigten Gehörs deutlich verbessert werden. So wurden die Wiedergabequalität, die Klangfarben und die Klangnuancen immer besser. Durch die digitale Signalverarbeitung wurden komplexe Signalverarbeitungsalgorithmen möglich wie z.B. Störgeräuschunterdrückung, Rückkopplungsunterdrückung, Situationserkennung, Echo- und Hallreduzierung, adaptive Richtwirkung und viele weitere. Weiterhin besteht eine große Vielfalt an technischen Zusatzfunktionen wie Funkverbindungen, Fernbedienungen, Kopplung mit Mobiltelefonen als Freisprecheinrichtung, etc.

Um die Wechselwirkungen zwischen dem hörgeschädigtem Ohr und dem Hörsystem zu verstehen, ist die Kenntnis über den Aufbau und die Funktionsweise von Hörsystemen eine wichtige Voraussetzung.

Die Größe von Hörsystemen konnte in den letzten Jahren aufgrund der Wandler, Bedienelemente und der Batterie reduziert werden. Jedoch würde eine weitere Reduktion der Größe auch die Bedienung und Handhabung enorm erschweren.

4.2.1 Bauformtypen

Hörsysteme lassen sich grundsätzlich in zwei Bauformen unterteilen (Vonlanthen, 1995, Schmalfuß, 2003):

- HdO-Systeme (hinter dem Ohr, Marktanteil ca. 90 %)
- IdO-Systeme (am Eingang des Gehörganges oder im Gehörgang sitzend, Marktanteil unter 10 %)

Dabei eignen sich HdO-Systeme für alle Hörverlustgrade, IdO-Systeme eignen sich dagegen nur für leicht- bis mittelgradige Hörverluste. Des Weiteren existieren noch folgende Bauformtypen:

- Knochenleitungshörsysteme
- Hörbrillen
- implantierbare Hörsysteme

Überwiegend bei der Versorgung von Kindern und Jugendlichen finden HdO-Systeme, Knochenleitungshörsysteme und nur selten Hörbrillen ihr Einsatzgebiet. Cochlea-Implantate sind bei Innenohrtaubheit oder extrem hochgradigen Innenohrhörverlusten indiziert. Implantierbare Mittelohrsysteme kommen heute in der Regel nur bei medizinischer Indikation (Außen- bzw. Mittelohrerkrankungen oder Missbildungen) zum Einsatz.

4.2.2 Komponenten eines Hörsystems

Die Hauptbausteine eines Hörsystems stellen drei Einheiten plus der Batterie dar (**Abb. 4.1**):

- **Mikrofon(e)**, Induktionsspule oder Audioeingang zur Signalaufnahme
- **Verstärker**, bzw. digitaler Signalprozessor
- **Hörer** zur Signalausgabe
- **Batterie** zur Energieversorgung

Zusätzlich kann ein Hörsystem diverse Bedienelemente wie z.B. einen Programmwahlschalter und einen Lautstärkereglern bieten. Hinzu kommt eine Schnittstelle zum Programmieren, die auch als Funkverbindung ausgeführt werden kann. Fernbedienungen

die per Funk- oder Bluetooth Verbindung mit dem Hörsystem gekoppelt werden können, sind für viele Systeme optional erhältlich und ermöglichen eine weiterführende Kontrolle des Hörsystems.

Signalaufnahme

Das Mikrofon (oft auch mehrere Mikrofone) nimmt akustische Schwingungen in Form eines Schallsignals auf und wandelt es in eine Wechselspannung um. Durch mehrere Mikrofone lassen sich verschiedene Richtungscharakteristika fast beliebig einstellen. Dies bedeutet, dass Schallreize aus bestimmten Richtungen bevorzugt aufgenommen werden können. Eine zusätzlich



Abb. 4.1: Aufbau eines klassischen HdO-Gerätes (Quelle Phonak AG, Angabe ohne Jahresangabe)

zum Mikrofon eingebaute Induktionsspule empfängt Signale, die von Induktionsanlagen oder auch Telefonhörern gesendet werden können.

Signalverarbeitung

Die Signalverarbeitung und der Signalprozessor sind bei heutigen Hörsystemen das Hauptmerkmal das die Leistungsfähigkeit eines Hörsystems prägt. Bei der digitalen Signalverarbeitung ist zu beachten, dass jeder Prozess, angefangen von der analog/digital-Wandlung, der eigentlichen Signalbearbeitung und der anschließenden Digital/Analog Wandlung systembedingt eine gewisse Berechnungszeit in Anspruch nimmt. Die Zeitverzögerung zwischen dem Eingangs- und Ausgangssignal bezeichnet man als Latenz bzw. Delay. Bei der Entwicklung dieser Signalkette ist darauf zu achten, dass das Delay nicht zu groß wird, da es sich sonst als Echo zwischen Direktschall und verstärktem Ausgangssignal bemerkbar machen würde. Je offener die Anpassung bzw. die Otoplastik ausgeführt ist, desto höher ist somit der Anteil des Direktschalls. Die Leistungsfähigkeit des Signalprozessors begrenzt die Anzahl der Berechnungen, die noch bei kleinen Latenzzeiten durchgeführt werden können. Der Signalprozessor

berechnet die benötigte Übertragungsfunktion und darüber hinaus führt er Signalbearbeitung wie Störschallunterdrückung, Rückkopplungsunterdrückung und vieles mehr aus.

Signalausgabe

Die Ausgabe des bearbeiteten Eingangssignals erfolgt über den Hörer (Lautsprecher). Die Weiterleitung des Schalls vom Hörer des Hörsystems bis in die Eingangsebene des Gehörgangs erfolgt bei klassischen HdO-Systemen mit Hilfe eines Schallschlauches der in der Otoplastik endet. Die maximale Leistung des Hörers bestimmt hierbei den Einsatzbereich eines Hörsystems. Der Lautsprecher kann auch im Gehörgang platziert werden, wie es bei RIC-Systemen (Receiver In Canal) der Fall ist.

Energieversorgung

Über eine Zink-Luft Batterie wird die Energieversorgung des Hörsystems gewährleistet, wobei je nach Art des Hörsystems unterschiedliche Batteriegrößen benötigt werden.

4.2.3 Messtechnik an Hörsystemen

Die Hörsystemmesstechnik wird grob in technische und sprachaudiometrische Messungen unterteilt. Die technischen Messungen am Hörsystem haben zum Ziel, die Übertragungseigenschaften des Hörsystems zu erfassen. Hierzu ist in den meisten Fällen keine aktive Mitarbeit des Schwerhörenden nötig. Bei den sprachaudiometrischen Messungen steht der Nutzen des Hörsystems für den Schwerhörenden im Vordergrund. Bei diesen Messungen ist der Schwerhörende aktiv beteiligt, da er auf Gehörtes reagieren muss.

Da es ein sehr großes und differierendes Spektrum von technischen und sprachaudiometrischen Messverfahren für Hörsysteme gibt, werden in dieser Arbeit nur die Messverfahren genauer erläutert und beschrieben, welche für diese Untersuchung relevant waren (siehe **Kapitel 7.2.1** bis **7.2.7**).

4.3 Das Hörsystem *Savia Art 211* und die Anpasssoftware *iPFG Successware 2.5a* der Firma *Phonak AG*

Das Hörsystem *Savia Art 211dSZ* der Firma *Phonak AG* gehört zu der Gruppe der typischen HdO-Geräte, die vorzugsweise mit einer individueller Otoplastik getragen werden. Die Markteinführung dieses Gerätes war im Jahr 2005.

In **Tabelle 4.2** sind die technischen Merkmale dieses Hörsystems aufgelistet. In **Abb. 4.2** ist das System inklusive einer individuellen Otoplastik und Fernbedienung abgebildet, wie es in dieser Untersuchung verwendet wurde.



Abb. 4.2: Fotografie des Hörsystems, einer individuellen Otoplastik und der Fernbedienung

Tabelle 4.2: Auflistung der Eigenschaften des Hörsystems *Savia Art 211 dSZ*

Eigenschaft	Ausführung
Bauform	• HdO
Signalverarbeitung	• Multiband Kompression in 20 Kanälen
Anzahl der Kanäle/Bänder	• 20
Mikrofonsystem	• Dual-Mikrofonsystem: adaptiver, digitaler SurroundZoom, Real Ear Sound
Lautstärkeregelung	• automatische und manuelle Verstärkungsregelung
Tonblenden	• Frequenzgang durch Kanalverstärkung einstellbar (20x)
AGC-Systeme	• AGCi (20x)
Ausgangsbegrenzung	• AGCi + dLimiting pro Kanal
einstellbare Parameter	• Gesamtverstärkung, Gesamtkompression • in 20 Kanälen: TK, G40, G60, G80, MPO
Batterie	• 13
Telefonspule	• Ja
Anzahl der Programme	• 9
Audioeingang	• Ja
Akustische Filter	• Ja

Zur weiteren Ausstattung bzw. Zubehör des Hörsystems gehören folgende Eigenschaften, welche hier unkommentiert als Liste aufgeführt werden:

- Digitale, wahrnehmungsadäquate Schallverarbeitung BPP, adaptiver, digitaler SurroundZoom, Real Ear Sound, Störgeräuschunterdrückung, gegenphasige Rückkopplungsauslöschung, dynamischer Rückkopplungs-Manager, Akklimatisierungs-Manager, Okklusions-Manager, AutoPilot für automatisches Umschalten zwischen vier Programmen, EasyPhone Plus, SoundRelax (zur Impulsschallunterdrückung), Soft Squelch, DataLogging (mit SelfLearning), WatchPilot, KeyPilot, SmartLink- oder SoundPilot-Fernsteuerungen für binaurale Programmwahl und Lautstärkeregelung, Wind- und Wetter-Mikrofonschutz, EIN/AUS-Batterieklappenschalter, individuelle Kontrolltöne für die Programmbestätigung, Lautstärkeregelung und Batterieende, Lautstärkestellbereich ± 6 dB oder ± 10 dB, -20 dB, -30 dB; Telefonspule, MicroLink ML9 S, AudioSchuh AS 9, Kindersicheres Batteriefach, CROS/BiCROS;

Die Anpasssoftware *iPFG Successware 2.5a* der Firma *Phonak AG* ist die Schnittstelle zur Programmierung des Hörsystems. Die Software ist in fünf Kategorien unterteilt (Kunde, Hörsystem, Voreinstellung, Anpassung und Anpass-Ende) die während einer Anpassung durchlaufen werden. Unter Kunde, Hörsystem und Voreinstellung werden grundlegende Angaben und Einstellungen vorgenommen. Hierzu gehören persönliche Daten (z.B. Akklimatisationsstatus, vorherige Signalverarbeitungsart), das Audioogramm, das ausgewählte Hörsystem mit der entsprechenden akustischen Ankopplung und die empfohlene Programmebelegung. In der Kategorie Anpassung, Unterpunkt *automatische Feinanpassung*, verbirgt sich eine Feinanpassung, die Lösungsvorschläge für verschiedene globale Probleme (z.B. Eigene Stimme zu laut, etc.) bietet. In **Abb. 4.3** ist die Kategorie Anpassung mit dem Unterpunkt *manuelle Feinanpassung* dargestellt, welche für diese Untersuchung von besonderer Bedeutung war. Hier hat man direkten Zugriff auf die Verstärkung für alle Bänder des Hörsystems bei verschiedenen Eingangspegeln (G40, G60, G80, MPO, TK und Gesamtverstärkung).

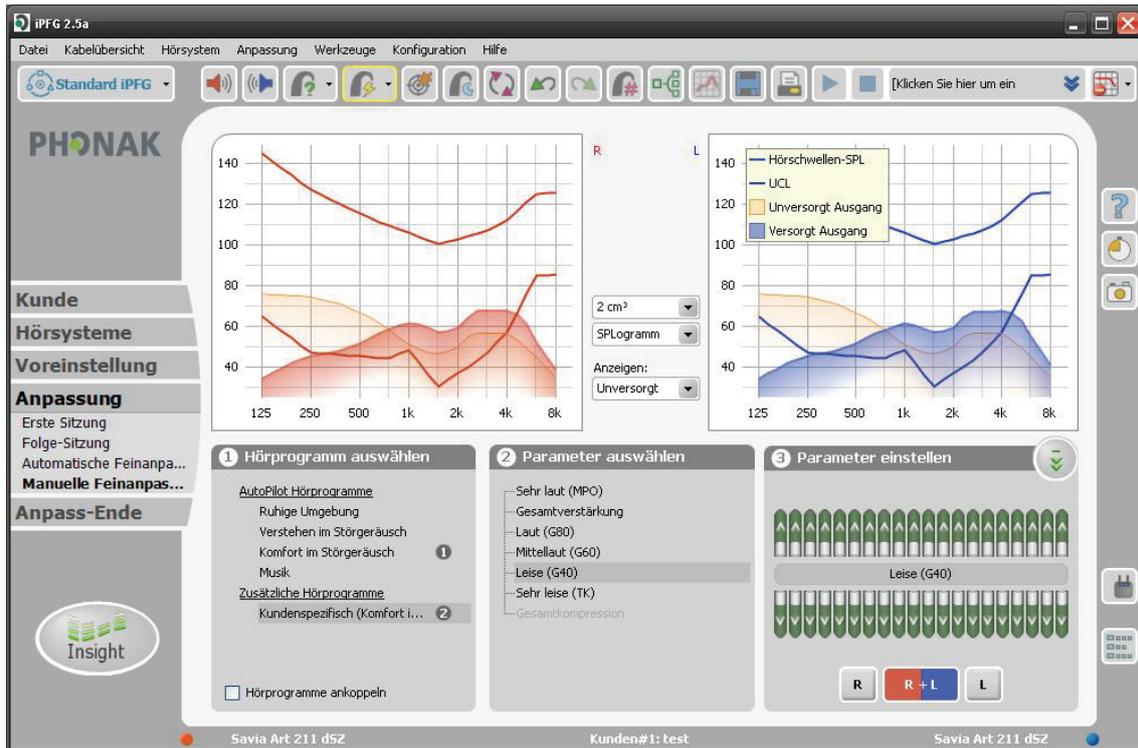


Abb. 4.3: Screenshot der Anpasssoftware iPFG 2.5a; Dargestellt ist die Ansicht der Kategorie Anpassung, Unterpunkt Manuelle Feinanpassung

5 Hörsystemanpassung nach den aktuellen Richtlinien

Für die Hörsystemversorgung ist an erster Stelle die Innenohrschwerhörigkeit relevant (Keller, 1980). Eine Schädigung des Innenohrs führt zu einer gestörten Lautheitswahrnehmung und zu einer Verringerung der Kanalkapazität des Gehörs (Fuder und Kraak, 1988, Schmalfuß, 2003). Jedoch muss erwähnt werden, dass eine vollständige Wiederherstellung des Hörvermögens durch eine Hörsystemversorgung nicht möglich ist. Das Ziel ist stattdessen eine optimale Nutzung der dem Patienten verbliebenen Resthörfläche (Schmalfuß, 2003).

Der Parameterfülle moderner Hörsysteme ist die herkömmliche Vorgehensweise bei der Anpassung von Hörgeräten nicht mehr gewachsen (Steeger et al., 1991, Valente, 2002). Beispielsweise in den USA tragen 1.000.000 versorgte Schwerhörende ihr Hörsystem nie (Müller und Hornsby, 2002). Zur Verbesserung der Akzeptanz können exakte und optimierte Anpassverfahren beitragen (Geers und Haubold, 1993, Kießling et al., 1995, Lodwig, 1998, Constam, 1998).

Es gibt verschiedene audiometrische Verfahren zur Hörsystemanpassung. Die herkömmlichen Methoden wie die Tonschwellen- und Sprachaudiometrie werden durch die Lautheitsskalierung erweitert. Die Lautheitsskalierung ist eine Möglichkeit zur Registrierung des Lautheitsempfindens von der Hör- bis hin zur Unbehaglichkeitsschwelle, zur Beurteilung der Dynamik und der Erfassung des Recruitmentphänomens. (Kießling, 1996, Kießling et al., 1996, Kießling et al., 1994, Kießling et al., 1993, Kinkel und Moser, 1998, Kollmeier, 1992)

Für die Feinanpassung von Hörsystemen wird im Rahmen dieser Untersuchung eine Methode zur Frequenzgangsglättung entwickelt und untersucht, ob hiermit eine Steigerung der Akzeptanz in der Hörsystemversorgung erreicht werden kann.

5.1 Feinanpassung von Hörsystemen

Die heute verfügbaren Anpassformeln dienen als eine sinnvolle Startbasis für eine Hörgeräteeinstellung. Nach dieser Ersteinstellung, der sog. *First-Fit*, besteht oft der Wunsch einer Nachkorrektur seitens des Schwerhörenden. Nach einer gewissen Eingee-

wöhnungsphase hat der Schwerhörende unter Umständen Hörsituationen im täglichen Leben erlebt, in der die Hörsysteme mit der *First-Fit* Einstellung nicht zu einem besseren Verständnis beigetragen haben bzw. die Akzeptanz nicht zufriedenstellend war. Bei weiteren Besuchen beim Akustiker beschreibt der Schwerhörende seine Probleme, wie er sie empfindet. Der Akustiker muss nun versuchen, daraus Schlussfolgerungen zu ziehen, die er dann in eine veränderte Einstellung überträgt. Hierzu gibt es seitens der Anpasssoftware des Herstellers oft vorgefertigte Lösungsangebote. Wenn der Schwerhörende z.B. darüber klagt, dass seine eigene Stimme zu laut ist, dann kann der Akustiker in der Anpasssoftware eine Funktion betätigen, welche die Einstellung so verändert, dass die eigene Stimme leiser wird. In der Anpasssoftware verbirgt sich hinter einer solchen Funktion ein komplexer Meta-Steller (Kießling et al., 2006). Mit einem derartigen Meta-Steller werden mehrere Parameter wie Verstärkung, Kompression, Zeitkonstanten, Frequenzgang, etc. gleichzeitig abgeändert.

Weiterhin stellt das Datalogging (**Kapitel 7.2.3**) bei modernen Hörsystemen dem Akustiker ein nützliches Hilfsmittel dar. Hiermit können die individuellen Wünsche und bevorzugte Hörsituationen noch genauer erfasst und individuell optimiert werden.

6 Ziel der Arbeit

Das Ziel der hier durchgeführten Arbeit ist es, eine *Frequenzgangsglättung* als Instrument zur Feinanpassung von Hörsystem zu entwickeln, zu verifizieren und bezüglich ihres Nutzens zu validieren. Die Frequenzgangsglättung soll hierzu in zwei Entwicklungsstufen an verschiedenen Gruppen schwerhörender Probanden untersucht werden. Zur Absicherung der Methodik der Frequenzgangsglättung werden im zweiten Teil der Hauptuntersuchung definierte Änderungen im Frequenzgang – also Inkremente auf dem zuvor geglätteten Frequenzgang - realisiert, um zu klären, ob diese mit dem Verfahren der Frequenzgangsglättung detektiert werden können. Zur Quantifizierung des Nutzens soll das Sprachverstehen mit den verschiedenen Hörsystemeinstellungen mit einem *Logatom-Test* (sinnlose Einsilber) erfasst werden. Da es sich bei diesem Test um ein relativ neues Verfahren handelt, soll der Logatom-Test zuvor an einer normalhörenden Kontrollgruppe überprüft werden.

7 Probanden und Methoden

7.1 Probanden

Die Untersuchungen wurden an drei verschiedenen Probandengruppen durchgeführt:

- 10 normalhörende Probanden (Referenz)
- 10 schwerhörende Probanden (Pilotstudie)
- 16 schwerhörende Probanden (Hauptstudie)

Die Rekrutierung der Probanden erfolgte mithilfe der Probandendatenbank des Funktionsbereiches Audiologie der Hals-Nasen-Ohren Klinik am Universitätsklinikum Gießen und Marburg GmbH, Standort Gießen. Weiterhin wurde in einer lokalen Wochenzeitung eine Anzeige gedruckt, um weitere Probanden in den Datenbestand aufzunehmen. Alle Probanden wurden in einem allgemein verständlichen Aufklärungsgespräch mündlich und schriftlich über die Art der Untersuchungen und den Umfang der Studie aufgeklärt. Risiken der Untersuchungen, insbesondere die Möglichkeit des Auftretens einer transienten oder persistierenden Hörstörung, wurden genau erläutert.

Die Probandenaufklärung enthielt Informationen über:

- die Leitung der Studie
- Zweck, Dauer und Ablauf der Studie
- den potentiellen Nutzen für den Probanden und andere Personen
- die bestehenden Risiken
- das Datenschutzgesetz, bzw. die Datenverschlüsselung
- dass die Teilnahme kostenfrei ist und ein pauschale Aufwandsentschädigung ausbezahlt wird
- dass eventuelle Störungen und Reparaturen der zur Verfügung gestellten Hörsysteme nicht zur Last des Probanden gehen
- die Erklärung, dass die Teilnahme an der Studie freiwillig und ein Ausscheiden aus der Studie jederzeit ohne Nennung von Gründen möglich ist und keine Nachteile aus der Nicht-Teilnahme oder dem Ausscheiden aus der Studie entstehen

Der Proband erteilte seine Einwilligung zur Teilnahme an der Studie durch Unterschrift auf einem dafür entworfenen Formblatt. Bei allen Probanden wurde eine Einwilligung zur Verwendung der Daten für eine wissenschaftliche Untersuchung eingeholt (**informed consent**). Für die Durchführung der Untersuchungen an Probanden lag eine Genehmigung der Ethikkommission des Universitätsklinikums Gießen (Az: 93/08) vor. Bei Weitergabe der Daten an Dritte (Statistiker etc.) wurden die Daten durch Identifikationsschlüssel gesichert. Die Codierung dieses Schlüssels wurde vom Versuchsleiter unter Verschluss gehalten.

Die allgemeinen Ein- und Ausschlusskriterien für alle drei Probandengruppen basierten auf dem Hörvermögen bzw. deren Hörverlust und auf deren Alter. Zudem wurde eine gewisse geistige und körperliche Leistungsfähigkeit vorausgesetzt, um die verschiedenen Untersuchungen erfolgreich absolvieren zu können. In **Tabelle 7.1** sind die allgemeinen Voraussetzungen aufgelistet. Weiterhin wurde bei jedem Probanden zu Beginn der eigentlichen Untersuchungen eine ausführliche Otoskopie (visuelle Untersuchung des äußeren Gehörganges und des Trommelfells) durchgeführt.

Tabelle 7.1: Allgemeine Ein- Ausschlusskriterien

Einschlusskriterien	Ausschlusskriterien
<ul style="list-style-type: none"> • Einwilligung zur Studie erteilt • zwischen 18 und 80 Jahren • Termin zu Recall-Untersuchungen prinzipiell wahrnehmbar • Besitz eigener Otoplastiken (nur Schwerhörige) • keine Auffälligkeiten bei der Otoskopie • kein Hörverlust (normalhörende Probanden) • mittelgradiger Hörverlust (schwerhörige Probanden) 	<ul style="list-style-type: none"> • Einwilligung zur Studie nicht erteilt • auffälliger otoskopischer Befund • Termine zu Recall-Untersuchungen absehbar nicht wahrnehmbar • ungeeigneter Hörverlust • einseitiger Hörverlust

7.1.1 Normalhörende – Referenz für den Logatom-Test

Die Gruppe der normalhörenden Probanden durften einen maximalen Hörverlust von 25 dB bei 6 und 8 kHz nicht überschreiten. Bei den tiefen und mittleren Frequenzen sollte der Hörverlust 20 dB nicht überschreiten. Abweichungen von den tonaudiometrischen Vorgaben, wie z.B. eine traumatische Hochtonsenke, führten zum Ausschluss an den Untersuchungen. Der Gehörgang sollte frei von größeren Cerumenablagerungen sein. Die **Abb. 7.1** zeigt den Mittelwert und die Standardabweichung der Luftleitungshörschwelle der 10 normalhörenden Probanden. Das durchschnittliche Alter betrug 28,9 Jahre mit einer Spannweite von 21 bis 35 Jahren (weiblich 5; männlich 5).

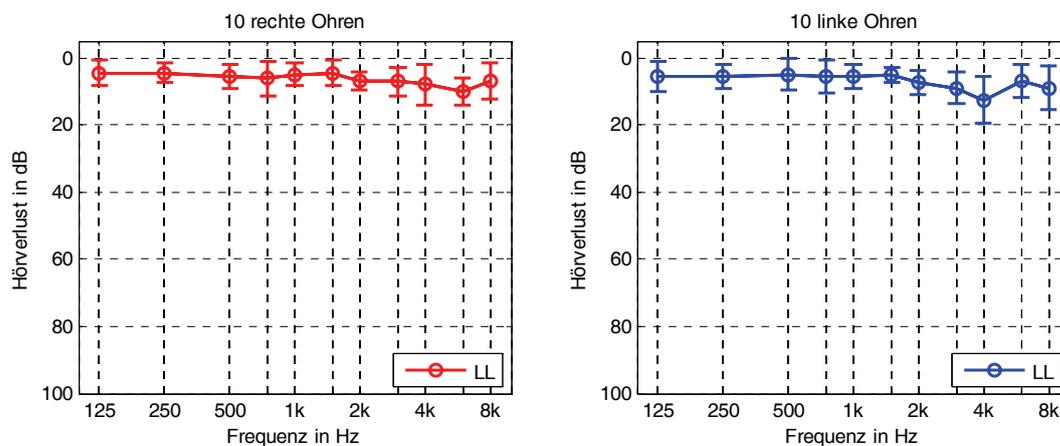


Abb. 7.1: Hörschwellenmittelwerte der 10 normalhörenden Probanden (Referenz)

7.1.2 Schwerhörende – für die Pilotstudie Frequenzgangsglättung

Die Pilotstudie Frequenzgangsglättung wurde an 10 schwerhörenden Probanden durchgeführt. Die Probanden sollten erfahrene Hörsystemträger mit typischen, symmetrischen Schallempfindungsstörungen sein. Der Hörverlust sollte so beschaffen sein, dass er als mittelgradig einzustufen war und somit gut in den Anpassbereich (**Abb. 7.2**) des Hörsystems passt. Die Probanden

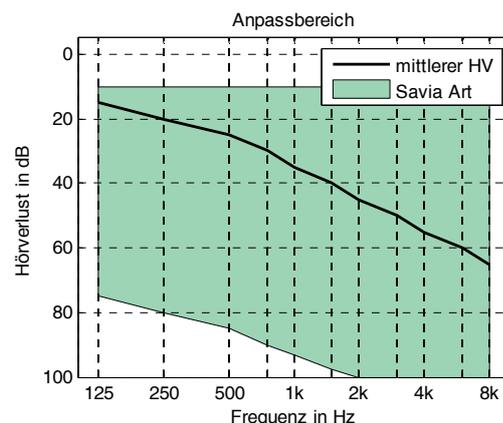


Abb. 7.2: Anpassbereich Savia Art 211 und mittelgradiger Hörverlust

mussten über eigene Otoplastiken verfügen, womit das Hörsystem angekoppelt werden konnte. Die Otoplastiken sollten so beschaffen sein, dass sie eine Bohrung von maximal 3 mm besaßen.

Die 10 Probanden waren männlich mit einem Altersdurchschnitt von 69,8 Jahren. Die Spannweite des Alters lag in einem Bereich von 61 bis 79 Jahren. Die **Abb. 7.3** zeigt die Mittelwerte und die Standardabweichung der Luft- und Knochenleitungshörschwelle dieser Gruppe.

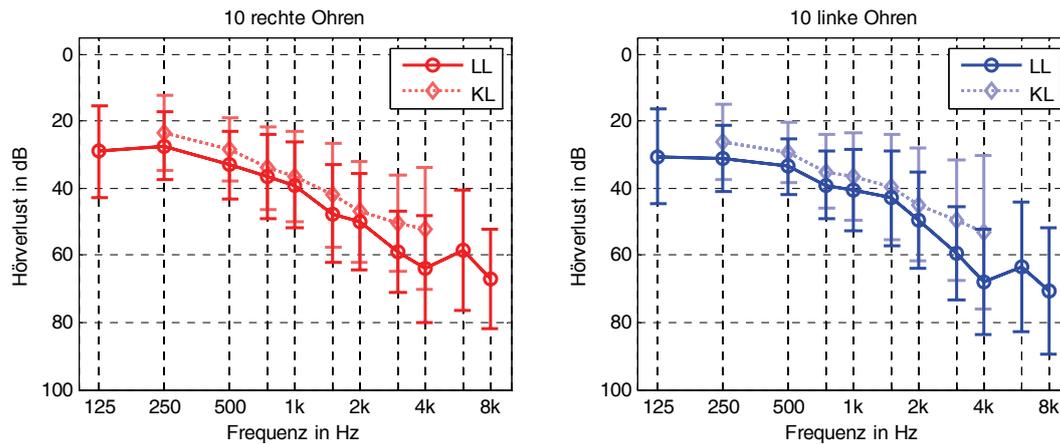


Abb. 7.3: Hörschwellenmittelwerte der 10 schwerhörenden Probanden (Pilotstudie)

7.1.3 Schwerhörende – für die Hauptstudie

An der Hauptstudie nahmen insgesamt 16 schwerhörende Probanden teil. Auch hier sollten die Probanden erfahrene Hörsystemträger mit typischen, mittleren symmetrischen Schallempfindungsstörungen sein. Der Hörverlust und die Otoplastiken unterlagen den gleichen Voraussetzungen wie die der in der Pilotstudie (**Kapitel 7.1.2**). Von den 16 Probanden waren 4 weiblich und 12 männlich. Das Durchschnittsalter dieses Probandenkollektivs betrug 66,3 Jahre mit einer Spannweite von 54 bis 73 Jahren. Die **Abb. 7.4** zeigt die Mittelwerte und die Standardabweichung der Luft- und Knochenleitungshörschwelle der 16 Probanden.

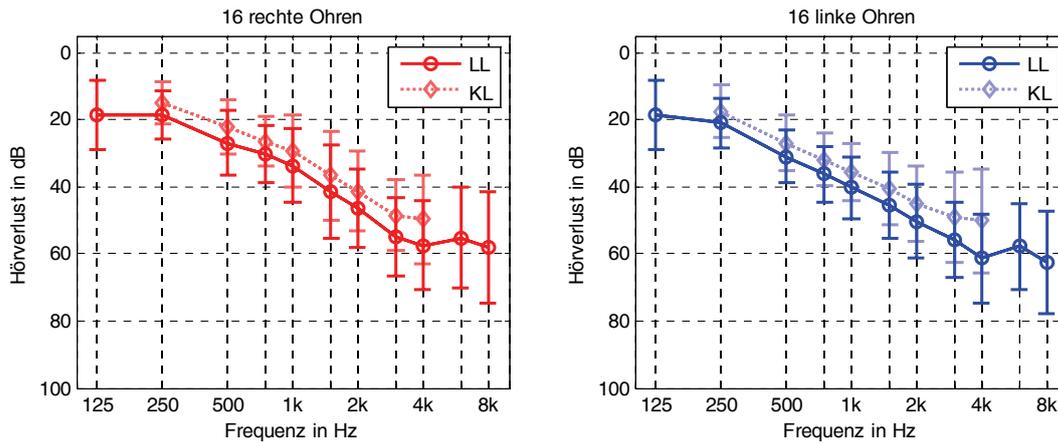


Abb. 7.4: Hörschwellenmittelwerte der 16 schwerhörenden Probanden (Hauptstudie)

7.2 Methoden und Messungen

Insgesamt kamen sieben verschiedene Untersuchungs- und Registrierungsverfahren zur Anwendung. Es wurden zwei Standardverfahren verwendet. Zu den angewendeten Standardverfahren gehören die Tonschwellenaudiometrie (**Kapitel 7.2.1**) und die 2cc-Kuppler- bzw. In-Situ Messung (**Kapitel 7.2.2**).

Hinzu kamen fünf weitere Untersuchungen die im Rahmen dieser Arbeit entwickelt und extra für diese Arbeit angepasst wurden. Zum einen wurde das Verfahren (Frequenzgangsglättung) zur Erfassung der individuellen Lautheitsempfindung für Schmalbandgeräusche auf Basis von Isophonen (**Kapitel 7.2.4**) entwickelt und in einer Pilotstudie (**Kapitel 7.3.2**) erprobt. Zum anderen wurde ein bereits vorhandener Logatom-Test (Phonak AG, Stäfa, CH) (**Kapitel 7.2.5**) studienspezifisch abgeändert. Für die Klangbewertung (**Kapitel 7.2.6**) wurden einige geeignete pegelabhängige Klangbeispiele aus der *iPFG Successware* der Firma *Phonak AG* ausgewählt. Für die zwei Feldtestphasen der Hauptstudie wurden eigens entworfene Tagebücher (**Kapitel 7.2.7**) erstellt, um die Hörsystembewertung der Probanden im täglichen Leben erfassen zu können. Begleitend in den Feldtestphasen war das Datalogging (**Kapitel 7.2.3**) aktiviert um die Programmwechsel und Tragezeiten zu registrieren.

7.2.1 Tonschwellenaudiometrie

Mit der Tonschwellenaudiometrie, auch Reinton-Audiometrie genannt, wird die Hörschwelle von reinen Sinustönen ermittelt. Bevor mit der Messungen begonnen wurde,

wurde eine Otoskopie durchgeführt. Mit der Otoskopie wurde geprüft, ob Erkrankungen des äußeren Ohres vorliegen und ob sich im äußeren Gehörgang Cerumen angelagert hatte. Die Anlagerungen können so massiv werden, dass der Luftschall nicht mehr ungehindert bis zum Trommelfell vordringen kann. War dies der Fall musste der Gehörgang vor der Tonschwellenaudiometrie gereinigt werden. In dieser Studie wurde die Tonschwellenaudiometrie mit dem Audiometer vom Typ *Aurical* der Firma *GN Otometrics* durchgeführt. Um die Luftleitungshörschwelle zu ermitteln, wurde dem Probanden über einen supraauralen Audiometrikopfhörer ein Tonsignal in langsam ansteigender Lautstärke dargeboten, bis der Proband das Tonsignal wahrnahm. Dies wurde getrennt für das linke und rechte Ohr durchgeführt. Der Proband wurde instruiert einen Bestätigungsknopf zu drücken, sobald er das Tonsignal wahrnimmt. Dann wurde die Wiedergabe des Tonsignals beendet und der Darbietungspegel für die jeweilige Frequenz gespeichert. Nach diesem Verfahren wurde die Messung mehrmals für die Frequenzen 125, 250, 500, 750, 1 k, 1,5 k, 2 k, 3 k, 4 k, 6 k und 8 k Hz durchgeführt. Die Knochenleitungshörschwelle wurde nach dem gleichen Verfahren durchgeführt. Der Unterschied bestand hierbei nur in der Schalldarbietung, die hierbei mit einem Knochenleitungshörer realisiert wurde. Der Knochenleitungshörer wurde am linken bzw. rechten Mastoid positioniert. Die Messung wurde mehrmals für die Frequenzen 250, 500, 750, 1 k, 1,5 k, 2 k, 3 k, 4 k Hz durchgeführt. Dabei wurde das Gegenohr durch ein Rauschsignal ausgeschaltet ("vertäubt"). (Lehnradt und Laszig, 2009, Böhme und Welzl-Müller, 2005, Mrowinski und Scholz, 2006)

7.2.2 Frequenzgangsmessung am 2cc-Kuppler und In-Situ

Mit 2cc-Kuppler- und In-Situ Messungen können Hörsysteme elektroakustisch evaluiert werden. Diese Messungen erfolgen nach denen in der DIN IEC 60118 standardisierten Verfahren. Diese Verfahren entstanden durch die Erfahrungen mit einfachen, meist analogen Hörsystemen, die mit einer einfachen AGC-Schaltung (automatic gain control) arbeiten, die eine signalpegel-abhängige Verstärkung implementieren. Heutige Hörsysteme arbeiten mit sehr komplexen Signalverarbeitungsalgorithmen und dies erschwert den Vergleich von Messungen an verschiedenen Hörsystemen. Bei vielen Geräten besteht die Möglichkeit, sie in ein Programm zu versetzen, das für eine normgerechte Messung geeignet ist. Jedoch werden bei diesen Messungen die speziellen Features eines Hörsystems ausgeschaltet und damit nicht erfasst.

In dieser Untersuchung dienen die elektroakustischen Messungen zur Überprüfung von Frequenzgangsänderungen. Bei den Messungen wurde das Hörsystem so programmiert, dass möglichst alle adaptiven und nicht benötigten Features deaktiviert wurden. Die Messungen hatten zum Ziel, den Frequenzgang bei verschiedenen Eingangspegeln bzw. die Differenz im Frequenzgang von zwei Programmen darzustellen. Da immer mit dem gleichen Hörsystemtyp gearbeitet wurde, konnte man davon ausgehen, dass sich bei der Differenzbildung hörsystemspezifische Besonderheiten eliminieren.

In der Pilotstudie wurde die In-Situ Messung verwendet. Bei einer In-Situ Messung misst ein Sondenschlauch den Pegel im Gehörgang und ein Referenzmikrofon den Pegel vor dem Ohr, etwas unterhalb des Gehörgangs. Das zu messende Objekt wird hierbei frontal (häufig auch unter 45 Grad) mit einem Messsignal beschallt. Aus den beiden Messsignalen wird die Übertragungsfunktion des Gehörgangs, die OEG (open ear gain) berechnet. Wird in den Gehörgang zusätzlich noch ein Hörsystem eingesetzt, so kann die kombinierte Übertragungsfunktion des Hörsystems plus Gehörgang, die REAG (real ear aided gain) ermittelt werden. Dies kann für verschiedene Messsignale und Pegel durchgeführt werden.

In der Hauptstudie wurden die Frequenzgänge der einzelnen Programme des Hörsystems mit der 2cc-Kuppler Messung ermittelt. Der Kuppler dient hierbei in grober Näherung einer Ohrsimulation. Bei dieser Messung befindet sich das Hörsystem in einer kleinen akustisch isolierten Messkammer. In dieser Kammer befindet sich ein Lautsprecher, der das Hörsystem mit dem Messsignal beschallt. Der Ausgang des Hörsystems ist über ein kleines Stück Schallschlauch mit der 2 ccm großen Kammer des Kupplers verbunden, in der das Messmikrofon sitzt. Neben den Mikrofonen des Hörsystems wird ein Referenzmikrofon platziert. Aus den beiden Messsignalen wird die Übertragungsfunktion des Hörsystems für das jeweilige Messsignal und Pegel ermittelt. (DIN EN 60318-5, DIN EN 60118-8)

7.2.3 Datalogging

Das bei Hörsystemen allgemein als "Datalogging" bezeichnete System, stellt eine Art elektronisches Tagebuch dar. Mit Datalogging können verschiedenen Informationen über die Hörgewohnheiten gesammelt werden. Dazu zählen je nach Hersteller unterschiedliche Faktoren, wie beispielsweise Tragedauer, Lautstärkeinstellungen, Hörum-

gebung, Situationsklassifikator, Programmwechsel, Mikrofonmodus, etc.(Kießling et al., 2007, Flynn, 2005, Fabry, 2005) Diese Informationen sind wertvoll für eine optimal auf die persönlichen Bedürfnisse abgestimmte Feinanpassung der Hörsysteme. Weiterhin sind mit Datalogging automatische Einstellungen z.B. der Lautstärke möglich woraus sich ggf. eine Beratung des Hörsystems-Nutzers bezüglich der optimalen Nutzung des Systems ergeben kann. Hierzu speichert das Hörsystem Lautstärkeänderungen und adaptiert mit einer sehr langen Mittlungszeit während der Tragedauer auf die Lautstärke, die in dieser Hörsituation gewünscht wird. Das System Datalogging erhöht mit all seinen Informationen die Effizienz einer Anpassprozedur und erweitert die Kommunikation und das Verständnis zwischen dem Akustiker und dem Schwerhörenden. (Phonak AG, Stäfa, CH)

In dieser Untersuchung wurden die automatischen Lernfunktionen (Self-Learning) deaktiviert und es wurde nur die Gesamttragezeit bzw. die prozentuale Tragezeit der einzelnen Programme ausgewertet.

7.2.4 Entwicklung eines Verfahrens zur "Frequenzgangsglättung"

Zur Durchführung dieser Studie wurde ein Verfahren zur Frequenzgangsglättung entwickelt und evaluiert. Mit diesem Verfahren wurde die Lautheit von verschiedenen Schmalbandsignalen im direkten Vergleich bewertet. Dieses Verfahren wurde in *Matlab* programmiert und musste folgenden Pflichtenkatalog erfüllen:

- Eingabemöglichkeit einer ID für den Proband und dessen Ergebnisse
- Möglichkeit zur Exportierung, Speicherung und Darstellung der Messdaten
- Alle Signale müssen einzeln kalibriert werden können
- Die Wiedergabe muss jederzeit direkt beendet werden können
- Warnmeldung, falls ein Signal digital übersteuert wird
- Darstellung der aktuellen Daten
- Interaktive Bedienmöglichkeit

Dieses Verfahren wurde mit dem Hörsystem *Savia Art 211* der Firma *Phonak AG* erprobt. Passend zu dem Hörsystem wurden 20 Schmalbandsignale verwendet, die exakt auf die 20 Bänder des Hörsystems angepasst wurden. Als Basis für die einzelnen Signale wurde weißes Rauschen generiert. Dieses Rauschen wurde digital editiert und mit einem 48 dB/Okt Butterworth Bandpassfilter bandbegrenzt. Die Mitten- und Eck-

frequenzen der 20 Filter bzw. der damit generierten 20 Schmalbandsignale sind in **Tabelle 7.2** dargestellt.

Tabelle 7.2: Mitten- und Eckfrequenzen der Schmalbandsignale

Signal	f_low	f_center	f_high
band_01	40 Hz	160 Hz	200 Hz
band_02	280 Hz	320 Hz	360 Hz
band_03	440 Hz	480 Hz	520 Hz
band_04	600 Hz	640 Hz	680 Hz
band_05	760 Hz	800 Hz	840 Hz
band_06	920 Hz	960 Hz	1000 Hz
band_07	1080 Hz	1120 Hz	1160 Hz
band_08	1240 Hz	1280 Hz	1320 Hz
band_09	1400 Hz	1520 Hz	1640 Hz
band_10	1720 Hz	1840 Hz	1960 Hz
band_11	2040 Hz	2160 Hz	2280 Hz
band_12	2360 Hz	2480 Hz	2600 Hz
band_13	2680 Hz	2880 Hz	3080 Hz
band_14	3160 Hz	3360 Hz	3560 Hz
band_15	3640 Hz	3920 Hz	4200 Hz
band_16	4280 Hz	4640 Hz	5000 Hz
band_17	5080 Hz	5520 Hz	5960 Hz
band_18	6040 Hz	6560 Hz	7080 Hz
band_19	7160 Hz	7840 Hz	8600 Hz
band_20	8760 Hz	9440 Hz	10280 Hz

Die 20 Schmalbandsignale wurden nacheinander einzeln mit einem eigens entwickelten Kalibrierverfahren eingemessen. Zur Kalibrierung wurde ein Signal wiedergegeben und an der Abhörposition, standardisiert 1 m vom Lautsprecher entfernt, mit einem Schallpegelmessgerät gemessen. Hierbei wurde ein unbewerteter L_{eq} (*Long-Term Equivalent continuous sound level*: Dieser Messwert gibt den durchschnittlichen Lautstärkepegel wieder und entspricht einem RMS Pegel) gemessen und im Programm hinterlegt. Dieses Procedere wurde für alle 20 Signale durchgeführt, somit wurden eventuelle raumakustische und elektroakustische Abweichungen im Frequenzgang minimiert.

In **Abb. 7.5** ist die Startoberfläche des Verfahrens abgebildet, welches in diesem Beispiel mit einem Startpegel von 65 dB SPL gestartet wurde. In diesem Fenster hat man die Möglichkeit, eine ID für die Messung einzugeben, die gemessenen Daten zu speichern und es stellt die aktuellen Messwerte dar. Die roten Punkte der schwarzen Linie zeigen die aktuell eingestellten Pegel, die blaue Kurve zeigt den Verlauf der 65 Phon Isophone laut ISO 226 und die rot-gestrichelte Linie ist die Differenz zwischen der Isophonen und den aktuell eingestellten Pegeln. Im unteren Bereich sind die Differen-

zen für alle 20 Bänder als Zahlenwerte aufgelistet. Mit dem Button *Run* wird die Messung gestartet.

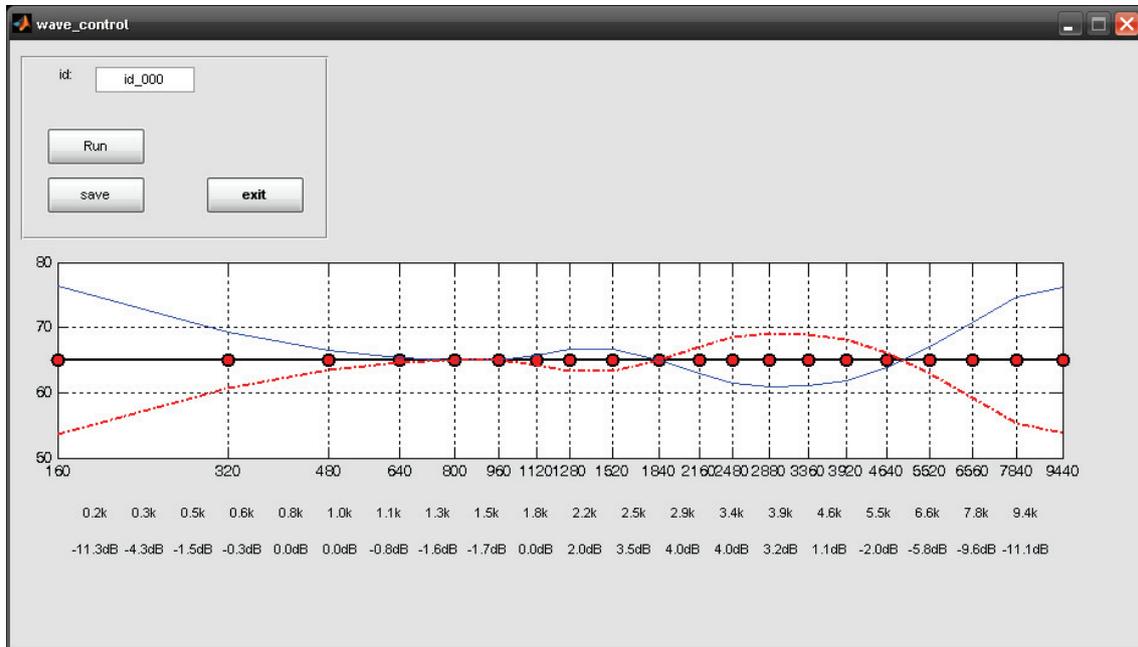


Abb. 7.5: Benutzeroberfläche für das Verfahren der Frequenzgangsglättung

Die **Abb. 7.6** zeigt die Oberfläche für die Wiedergabe der 20 Signale. Mit den grünen Button *Play* wurde die Wiedergabe mit dem angegebenen Pegel gestartet. Wurde ein anderer *Play* Button während einer Wiedergabe gedrückt, wurde die aktuelle Wiedergabe gestoppt und die angewählte gestartet. Mit dem Button *Stop* wurde die aktuelle Wiedergabe sofort gestoppt. War eine Wiedergabe zu leise oder zu laut, konnte der Wiedergabepegel im entsprechenden Feld manuell angepasst werden. Mit den Auswahlknöpfen *left* und *right* wurde der Wiedergabekanal (*left* war hier der Lautsprecher unter null Grad von vorn) gewählt und mit *loop* konnte die Wiedergabe als Endlosschleife dargeboten werden. Mit dem Button *export2excel* wurden die aktuellen Messwerte in eine Excel Datei exportiert und mit den Buttons *finished* und *EXIT* wurde die Messung bzw. das Programm beendet.

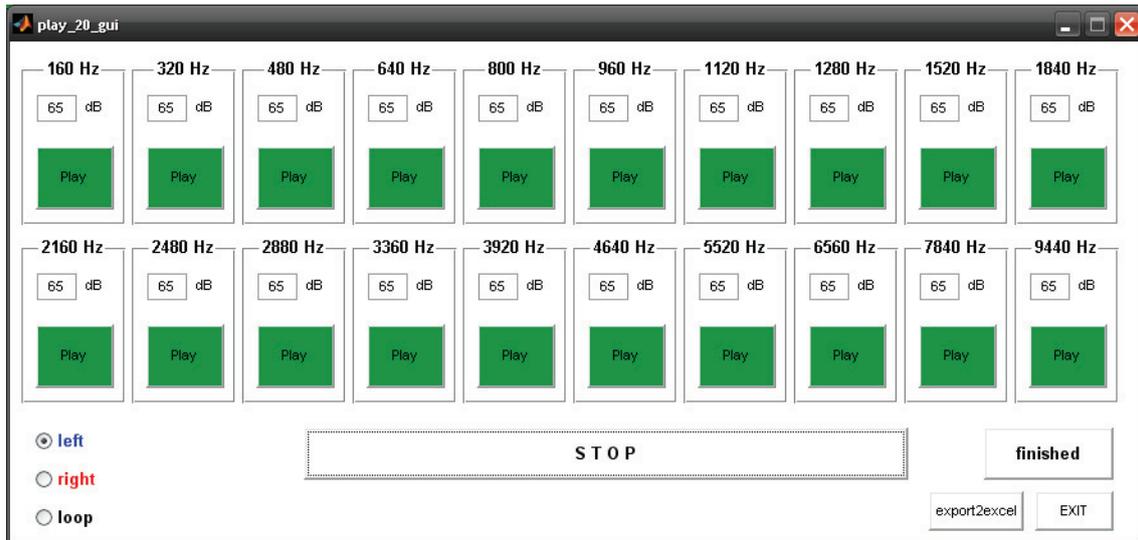


Abb. 7.6: Benutzeroberfläche für Wiedergabe und Eingabe der Darbietungspegel

In der vorliegenden Studie wurden immer zwei benachbarte Schmalbandsignale abwechselnd dargeboten und angeglichen. Hierzu saß der Proband mit 1 m Kopfabstand vor einem Lautsprecher. Ein Ohr wurde mit einem Gehörschutzstöpsel verschlossen und das untersuchende Ohr war mit dem Hörsystem *Savia Art 211* versorgt. Der Proband hatte die Aufgabe, die beiden Signale in ihrer Lautstärkewahrnehmung zu bewerten. Der Pegel eines Signals wurde so lange angepasst, bis der Proband beide Signale als gleichlaut empfand.

In **Abb. 7.7** ist für ein hypothetisches Beispiel die Darstellung des Messergebnisses abgebildet. Dies ist wie folgt zu interpretieren. Auf der x-Achse sind die Mittenfrequenzen der 20 Schmalbandsignale angegeben, die den Frequenzbändern des Hörsystems entsprechen. Der Lautheitsabgleich mit einem Hörsystem erfolgte mit dem Ziel, dass damit die normale Lautheit wieder hergestellt wird. Demnach zeigt die y-Achse die Differenz zur 65 Phon Isophone gemäß ISO 226. Bei 2,88 kHz zeigt sich ein Wert von 5 dB. Dies bedeutet, dass der Proband dieses Signal 5 dB lauter als die 65 Phon Isophone dargeboten bekommen hat, um es als gleichlaut mit dem benachbartem Signal zu empfinden. Daraus folgt, dass das Hörsystem in diesem Frequenzband bezogen auf die Isophone 5 dB zu leise eingestellt ist. Bei 3,92 kHz zeigt sich ein Wert von -12 dB, also musste der Darbietungspegel 12 dB kleiner als die 65 Phon Isophone lt. ISO 226 sein, um es als gleichlaut mit dem Nachbarband zu empfinden. Das Hörsystem ist also bei 3,92 kHz um 12 dB zu laut, wenn man die entsprechende Isophone als Kriterium verwendet. Wenn man nun für jedes Band diese Differenzen im Hörsystem einstellt und die Messung wiederholt, sollte theoretisch für jedes Band eine Differenz von 0 dB

herauskommen. Damit wäre der Frequenzgang individuell isophonenbasiert so geglättet, dass mit dem Hörsystem eine Kurve gleicher Lautheit entsteht, die einem Normalhörenden entsprechen würde.

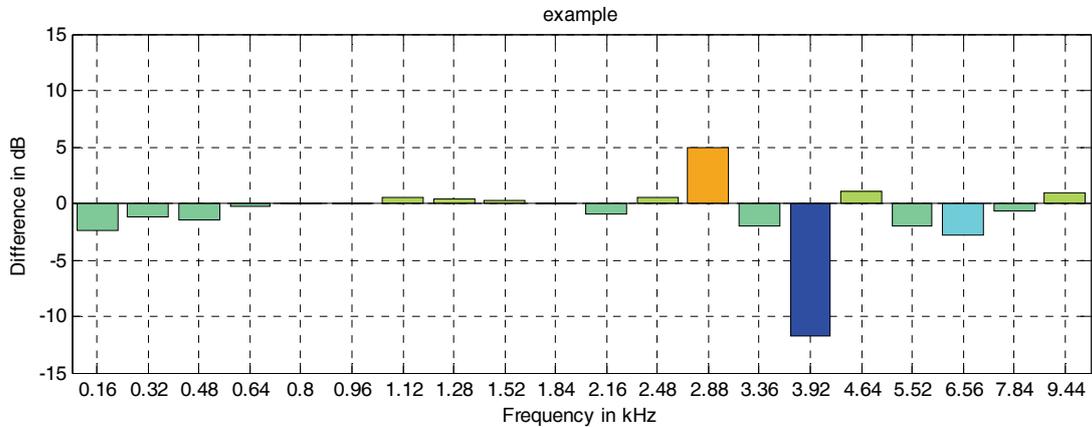


Abb. 7.7: Beispiel für die Ergebnisdarstellung der Frequenzgangsglättung

7.2.5 Logatom-Test

Bei vielen Wörter- und Satztests ist die Sensitivität nicht hoch genug um geringe Änderungen der Hörsystemeinstellungen zu verifizieren, da nicht wahrgenommene Phoneme aus dem Kontext des Wortes oder des Satzes abgeleitet werden können. Diskriminationstests, welche sinnlose Silben, so genannte Logatome benutzen, haben diesen Nachteil nicht. Der adaptive Logatom-Test basiert auf dem Prinzip des Logatom-Tests (Meisenbacher, 2008) und wurde in einer erweiterten Version von der Firma *Phonak AG* für die Untersuchungen in dieser Studie zur Verfügung gestellt (Boretzki, 2009).

Der Logatom-Test kann auf bis zu acht Audiokanälen und wahlweise mit oder ohne Störgeräusch dargeboten werden. Im Rahmen dieser Untersuchungen wurde der Test in Ruhe auf einem Lautsprecher in 1 m Abstand aus 0° azimuthaler Richtung dargeboten.

Die sinnlosen Silben werden dem Probanden in randomisierter Reihenfolge vorgespielt und adaptiv im Pegel auf eine Verständlichkeit von 50% angepasst. Jede Darbietung besteht aus drei aufeinanderfolgenden Wiederholungen eines Logatoms. Der Proband hat nun die Aufgabe, das Gesprochene zu verstehen und seine Antwort über einen Touchscreen (**Abb. 7.8**) anzugeben. War der Proband kurz unaufmerksam oder wurde er durch ein Geräusch (Atmen, Husten, Reiben der Kleidung) gestört, so hatte er die Möglichkeit, die Darbietung einmal zu wiederholen.

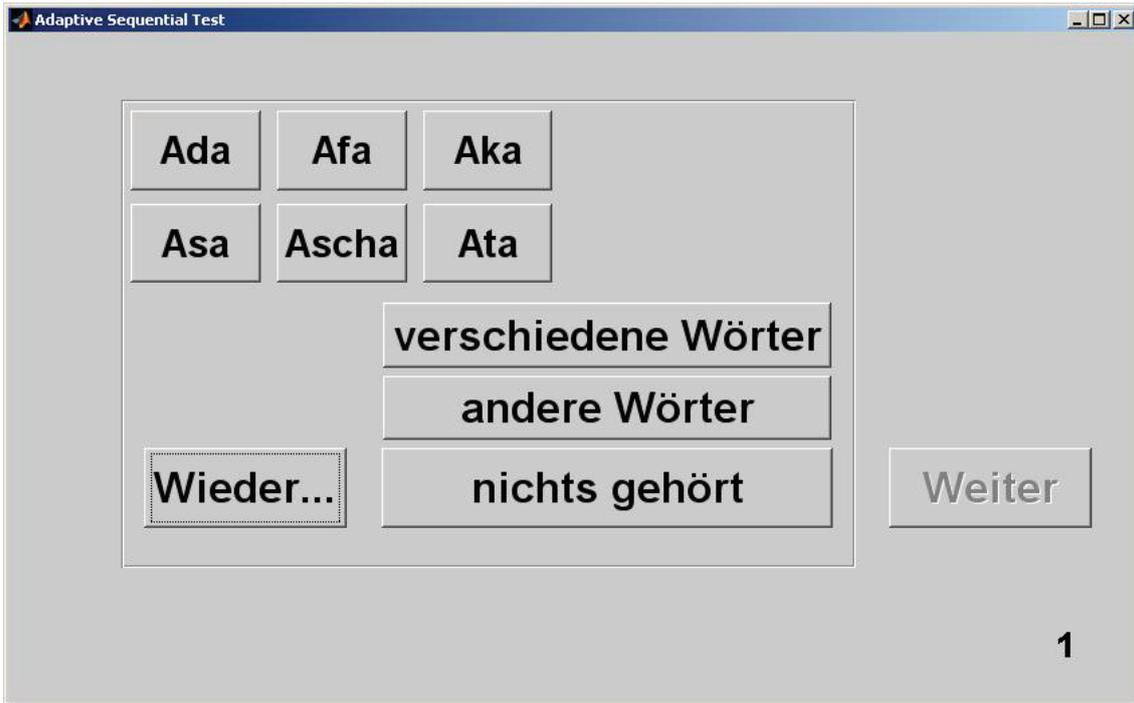


Abb. 7.8: Touchscreen zur Eingabe des gehörten Logatoms

Der Darbietungspegel der einzelnen Stimuli wird abhängig von der Richtigkeit der Eingabe von der Test-Software variiert. Die Variation ist nach dem Prinzip des *unforced weighted up-down-Verfahren* (Kaernbach, 2001) implementiert, so dass der Test mit 50% richtigen Antworten beendet ist. Die Variation des Pegels und die Abbruchkriterien sind für diesen Test frei wählbar. Bei diesen Untersuchungen wurden die Test Parameter wie in **Tabelle 7.3** aufgelistet, gewählt. Der maximale Darbietungspegel betrug hier 85 dB. Wurde beim maximalen Darbietungspegel der Stimulus mehrmals falsch verstanden, dann existiert kein Ergebniswert für diesen Stimulus, ansonsten erhält man eine Verständlichkeitsschwelle (SRT: Speech Recognition Threshold) in dB (oder ein SNR, falls mit Störgeräusch gemessen).

Tabelle 7.3: Parameter des Logatom-Tests

Parameter	Wert	Beschreibung
Start Stim Index	70	• Startpegel in dB
Maximal # of Reversals	6	• Anzahl der Richtungswechsel (1. Abbruchkriterium)
Maximal # of Trials	40	• Maximale Anzahl der Darbietungen (2. Abbruchkriterium)
Initial Step Size	12	• erste Pegeländerung in dB
Step Decrease Factor	0.7	• Faktor um den die Pegeländerung reduziert wird

Bei der Generierung des Sprachmaterials wurden verschiedene Konsonanten inklusive der Vokaltransienten per Cross-Fading zwischen die beiden /a/ einer Aussprache von ama geschnitten. Somit wurde sichergestellt, dass bei den resultierenden Stimuli die Anlaut- und Auslaut-/a/ akustisch identisch und die Silben gleich lang sind. Ferner wurde bei der Aussprache des Materials auf gleich Länge, Tonhöhe und Lautheit geachtet. So entstanden insgesamt 14 verschiedene Logatome. Im Rahmen dieser Untersuchungen wurde der Logatom-Test mit den Logatomen ada, afa, aka, asa_6k, ascha, ata und asa_9k durchgeführt.

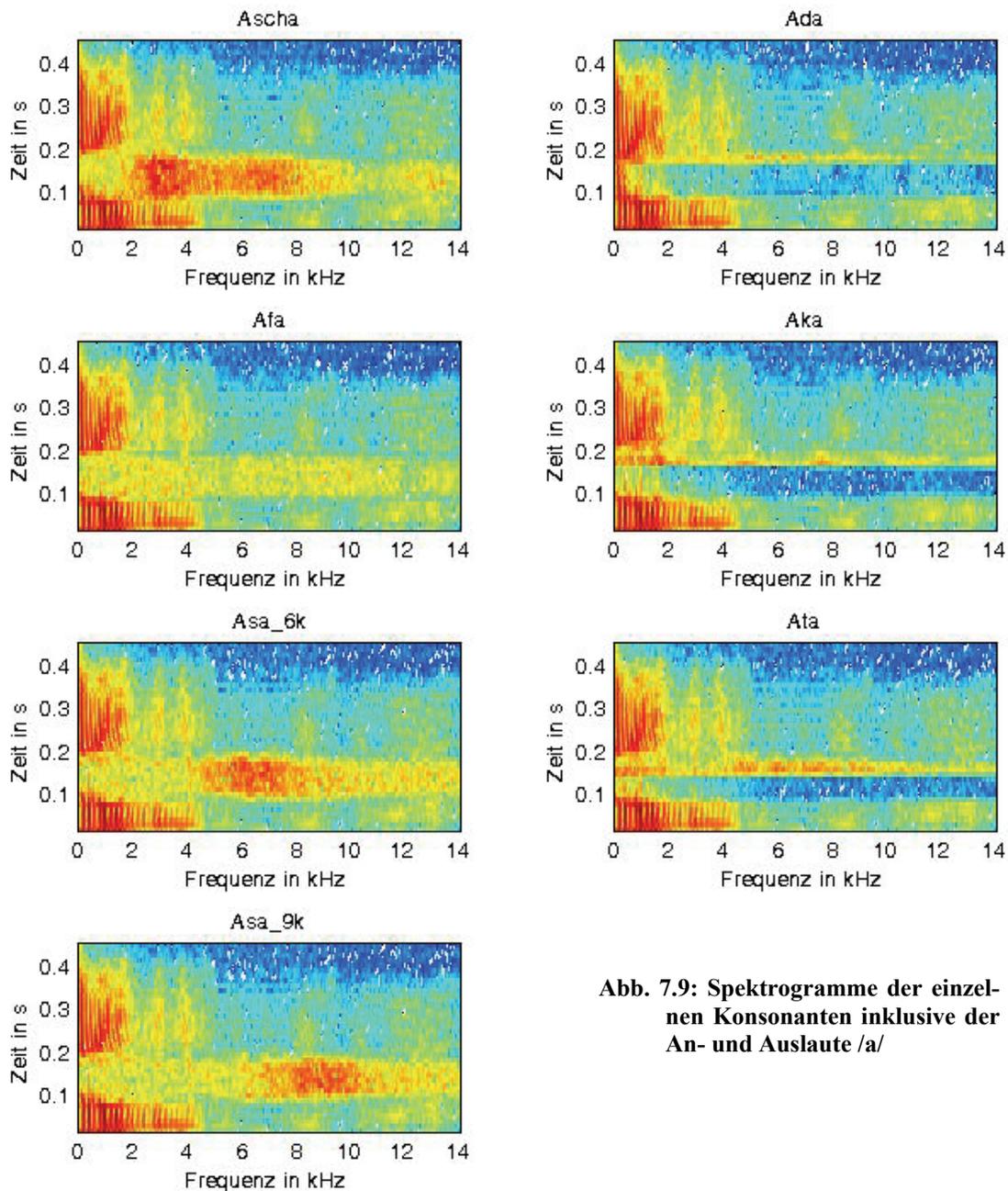


Abb. 7.9: Spektrogramme der einzelnen Konsonanten inklusive der An- und Auslaute /a/

Der Unterschied zwischen den beiden Logatomen asa_6k und asa_9k liegt in der hochfrequenten Betonung. Bei genauerem Hinhören erkennt man, dass das asa_9k

etwas schärfer als *asa_6k* klingt. Für beide Logatome dient der Antwortknopf *Asa*, dennoch werden sie vom Programm getrennt behandelt und ausgewertet. In **Abb. 7.9** sind die Spektrogramme der in dieser Untersuchung verwendeten Logatome dargestellt.

7.2.6 Subjektive Bewertungen

Für die subjektive Klangbewertung wurden einige ausgewählte Klangbeispiele dargeboten. Der Proband hatte die Aufgabe, jedes Klangbeispiel nach unterschiedlichen Kriterien und für unterschiedliche Hörsystemprogramme zu bewerten. Hierzu hatte der Proband für jedes Klangbeispiel einen angepassten Fragebogen (siehe auch **Kapitel 7.2.7, 15.1 und 15.2**) vor sich. Der Proband saß in 1,5 m Abstand vor zwei Lautsprechern in typischer Stereoanordnung. Der Proband war mit den zu untersuchenden Hörsystemen und Programmen versorgt und konnte mit der Fernbedienung die zu bewertenden Programmen beliebig oft wechseln. Die Klangbeispiele wurden so lange in einer Schleife dargeboten, bis der Proband zu allen Fragen eine Entscheidung getroffen hatte. Da die Anforderungen an die Klangbeispiele in der Pilot- und Hauptstudie unterschiedlich waren, wurden verschiedene Klangbeispiele aus der Soundlibrary der *iPFG* von der Firma *Phonak AG* ausgewählt. In der Pilotstudie wurde die Bewertung bei nur mittleren und in der Hauptstudie bei leisen und lauten Pegeln durchgeführt. In **Tabelle 7.4** sind die ausgewählten Klangbeispiele aufgelistet und beschrieben. Die Signale wurden mit dem integrierten Kalibrierungsrauschen auf den geforderten Darbietungspegel eingestellt.

Tabelle 7.4: Klangbeispiele der Pilot- und Hauptstudie

Untersuchung	Klangbeispiel	Beschreibung	Pegel (Leq)
Pilotstudie	• <i>SemiLoudPopMusik</i>	• mittellaute Popmusik	• 65 dB (A)
	• <i>DialogInNoise_SNR2</i>	• Dialog im Störschall	• 65 dB (A)
Hauptstudie	• <i>DistantSpeech</i>	• leiser Dialog in Ruhe	• 50 dB (A)
	• <i>LoudClassicMusic</i>	• laute klassische Musik	• 80 dB (A)

7.2.7 Fragebögen und Tagebücher

Für diese Untersuchungen wurden unterschiedliche Fragebögen und ein Tagebuch entwickelt. Einerseits wurden Fragebögen für die Pilotstudie zur subjektiven Klangbewertung entworfen. Zum anderen wurden aus den Erkenntnissen der Pilotstudie vereinfachte Fragebögen zur Hauptstudie entworfen, die auch als Tagebuch genutzt werden konnten. Darüber hinaus wurde das Tagebuch so komprimiert, dass es auf DIN A7 abgebildet werden konnte und so als mitführbarer Merktzettel verwendet werden konnte. Bei der Entwicklung der Fragebögen musste stets das Ziel der Befragung, die Erhebungsform und die gewünschte Auswertungsmöglichkeit berücksichtigt werden. Weiterhin mussten die Fragen und Antworten verständlich formuliert sein. Der Lese- und Antwortfluss sollte nicht unterbrochen werden und möglichst gleichmäßig sein. Ein Fragebogen sollte also von oben nach unten bzw. von links nach rechts abgearbeitet werden können. Dabei sollte die Reihenfolge: "Frage → Eigenschaften/Antwortmöglichkeiten → Antwort" eingehalten werden. Die Fragen in dieser Untersuchung waren alle standardisiert, wobei bei einzelnen Fragen Ergänzungsoptionen möglich waren. Eine weitere Folge der Standardisierung ist, dass der Proband durch die Vorgabe von Antwortmöglichkeiten beeinflusst und eingeschränkt werden könnte. Für die Fragen- und Antwortformate in dieser Untersuchung wurden ja/nein-Fragen, Eingruppierungsfragen und Ratingskalen angewandt und es wurde nur die Einfachauswahl angeboten. Die Zahl der Antwortklassen wurde bei den Fragen bewusst gerade oder ungerade ausgelegt, da bei manchen Fragen eine Entscheidung in die eine oder andere Richtung erzwungen werden sollte. (Mummendey und Grau, 2008, Petermann und Eid, 2006, Porst, 2008)

7.3 Studienbeschreibung

Die vorliegende Studie lässt sich in drei Substudien gliedern. Die erste Untersuchung an normalhörenden Probanden (**Kapitel 7.3.1**) diente zur Schaffung von Referenzwerten und um die Reproduzierbarkeit des Logatom-Tests zu belegen. Da der Logatom-Test je nach Anzahl der zu testenden Logatome unterschiedliche Ergebnisse liefern kann, war dieser Schritt notwendig, um genaue Aussagen und Schlussfolgerungen bei den schwerhörenden Probanden machen zu können.

Die Pilotstudie "Frequenzgangsglättung" (**Kapitel 7.3.2**) stellte die zweite Studieneinheit dar. In dieser Teilstudie wurde ein Verfahren zur individuellen Frequenzgangsglättung entwickelt und erprobt, um es in der Hauptstudie als Grundlage verwenden zu können.

Der Fokus dieser Untersuchung, die Hauptstudie (**Kapitel 7.3.3**), untersucht den Effekt der Frequenzgangsglättung im Detail. Dabei wurde der Effekt einerseits im Labor mit dem Logatom-Test, den Klangvergleichen und der 2cc-Kupplermessung und andererseits in der Feldtestphase mit Hilfe des Tagebuches erforscht. Darüber hinaus wurden in der Hauptstudie zwei definierte schmalbandige Fehler im Frequenzgang integriert, um noch fundiertere Aussagen über nicht optimale Frequenzgänge und deren Glättung treffen zu können.

7.3.1 Erzeugung von Referenzwerten für den Logatom-Test mit normalhörenden Probanden

Dieser Untersuchungsabschnitt beschäftigte sich mit der Generierung von Referenzwerten des angepassten Logatom-Tests (**Kapitel 7.2.5**) mit 10 normalhörenden Probanden. Zur Sicherstellung der Einschlusskriterien erfolgte, nach einem einführenden und aufklärenden Gespräch, eine Otoskopie sowie die tonaudiometrische Untersuchung (**Kapitel 7.2.1**). Es folgten die Erläuterungen über die Anzahl und den Ablauf der Messungen sowie die Erklärung der Touchscreen-Bedienung.

Der Proband führte nun die zwei einführenden Übungen mit dem Logatom-Test und direkt im Anschluss die eigentliche Messung durch. Nach einer kleinen Pause von ca. 5 bis 10 min wurde der Logatom-Test wiederholt. Bei der Wiederholung wurden die zwei einführenden Übungen übersprungen und nur die eigentliche Messung durchgeführt. Die Ergebnisse der zwei Logatom-Test Messungen wurden unter der Bezeichnung "Test" und "Retest" gespeichert und ausgewertet. Die Ergebnisse dieser Untersuchungen sind in **Kapitel 8.1** dargestellt.

7.3.2 Pilotstudie – Frequenzgangsglättung

In der Pilotstudie wurde in Laborversuchen an 10 schwerhörenden Probanden das eigens entwickelte Verfahren zur Frequenzgangsglättung (**Kapitel 7.2.4**) untersucht und

erprobt. Mit diesem Verfahren sollten schmalbandige Spitzen oder Einbrüche im Frequenzgang des Hörsystems lokalisiert und korrigiert werden. Zum einen wurde die geglättete Hörsystemeinstellung mit einer Standardeinstellung und zum anderen mit einer Einstellung, die per In-Situ Messung generiert wurde, in einer subjektiven Klangbewertung gegenübergestellt. Die **Tabelle 7.5** zeigt die gewählten Bezeichnungen für die drei verschiedenen Hörsystemeinstellungen (HS-Programmbezeichnungen), die in der Pilotstudie und im Folgenden benutzt werden.

Tabelle 7.5: Bezeichnung der Hörsystemprogramme

Bezeichnung der HS-Programme	Verfahren zur Erstellung der HS-Programme
"basis"	Mit der Anpasssoftware wurde ein First-Fit erstellt. Bei individuellem Bedarf wurde eine automatische Feinanpassung (siehe Kapitel 4.3) durchgeführt
"mod"	Mit dem <i>basis</i> Programm als Grundlage wurde die Frequenzgangglättung durchgeführt.
"insitu"	Während der In-Situ Messung des <i>basis</i> Programms wurde die manuelle Feinanpassung durchgeführt, um die Zielkurve zu erreichen (siehe Kapitel 7.3.2 , Arbeitsschritt 3).

Nachdem die Einschlusskriterien für dieses Probandenkollektiv überprüft wurden, erfolgte eine Inspektion der probandeneigenen Otoplastiken. Um eine bestmögliche Ankopplung an das Hörsystem sicherzustellen, ist es notwendig, dass die Schallschläuche der Otoplastiken noch nicht ausgehärtet waren. Waren die Schallschläuche der Otoplastiken bereits ausgehärtet, wurden sie vor Beginn der Messungen erneuert. Dies diente zusätzlich auch der Reduktion von möglichen Rückkopplungsgründen. Alle Probanden wurden einheitlich mit dem Hörsystem *Savia Art 211* versorgt. Die Verwendung eines einheitlichen Hörsystems war notwendig, um die Ergebnisse nicht von unterschiedlichen Hörsystemtypen zu prägen und weil das verwendete Hörsystem über 20 Frequenzbänder verfügt und damit eine differenzierte Glättung des Frequenzgangs erlaubt.

Die Pilotstudie hatte einen zeitlichen Umfang von ca. zwei Stunden und wurde ausschließlich im Labor durchgeführt. Am Ende der Sitzung wurde die Aufwandsentschädigung ausbezahlt. Die Ergebnisse der Pilotstudie sind in **Kapitel 8.2** dargestellt.

Im Folgenden ist eine Auflistung und Beschreibung der einzelnen Arbeitsschritte und Messungen der Pilotstudie (1-5) dargestellt.

1. Anpassung *Savia Art 211*

Mit der Software *iPFG successware 2.5a* wurden die Hörsysteme mit dem individuellen Audiogramm programmiert. Als Standard Anpassformel wurde *Adaptive Phonak Digital* gewählt. Die **Tabelle 7.6** zeigt die Basisparameter und die Werte der Hörsystemeinstellung, die bei allen Probanden für die Messungen angewandt wurde.

Tabelle 7.6: Übersicht über die Parameter und Werte der Hörsystemeinstellung

Parameter	Wert
Erfahrung mit früherem Hörsystem	Jahresangabe (individuell)
Frühere Signal-Verarbeitungsstrategie	kompresiv/linear (individuell)
Schlauch	Standard
Dome/Otoplastik	Otoplastik
Bohrung	Bohrungsdurchmesser der eigenen Otoplastik
Akklimatisierung/Lautstärke	1 bis 4 (individuell)
Okklusions-Manager	AUS
Hörprogramme	3 manuelle Hörprogramme
Rückkopplungsunterdrückung	AUS
SoundRelax	AUS
EchoBlock	AUS
Störgeräusch –Unterdrückung	AUS
Windgeräusch-Unterdrückung	AUS
Mikrofon-Modus	Real Ear Sound

Nachdem mit diesen Parametern der First-Fit generiert wurde, sollte der Proband seinen Eindruck von dem Hörprogramm schildern. In einem Gespräch wurden die Stimme des Versuchsleiters, die eigene Stimme und diverse Nebengeräusche (PC-Tastatur, Papiergeraschel, Schlüsselbund) bewertet. Da es sich um erfahrene Hörsystemträger handelte, konnten die Probanden diese Geräusche recht genau beschreiben. War der Proband mit der Lautstärke oder dem Klang des Hörsystems nicht zufrieden, so wurde mit der

automatischen Feinanpassung (**Kapitel 4.3**) die Hörsystemeinstellung so optimiert, dass der Proband zufrieden war. Diese individuelle Einstellung wurde im Hörsystem sowie in der Datenbank gespeichert und diente für die weiteren Messungen als das *basis* Programm.

2. Frequenzgangsglättung

In der Pilotstudie wurde die Frequenzgangsglättung bei einem Startpegel von 65 dB SPL im Freifeld begonnen. Der Proband saß mit 1 m Kopfabstand vor dem Lautsprecher. Ein Ohr war mit einem Gehörschutzstöpsel verschlossen. Das andere Ohr wurde mit dem Hörsystem im *basis* Programm versorgt. Die Reihenfolge der Messungen der linken bzw. rechten Seite wurde über alle 10 Probanden randomisiert. Ausgehend von dem Schmalbandsignal mit der Mittenfrequenz von 1120 Hz wurde in randomisierter Reihenfolge mal zu den tieferen und mal zu den höheren Frequenzen der Paarvergleich der Lautheit durchgeführt. Die einzelnen Paarvergleiche wurden so oft dargeboten und im Darbietungspegel verändert, bis der Proband die beiden zu bewertenden, frequenzbenachbarten Schmalbandsignale als gleichlaut empfand.

Nachdem diese Messung für beide Ohren getrennt durchgeführt worden war, konnten die Ergebnisse übernommen sowie exportiert werden. Als Ergebnis wurde die Änderung der Lautstärke gegenüber der 65 Phon Isophone für normalhörende pro Schmalbandsignal in Dezibel ausgegeben.

Die Hörsysteme wurden nun wieder mit dem Anpassrechner verbunden und es wurde eine Kopie des *basis* Programms erstellt. Die Kopie wurde nun mit der manuellen Feinanpassung bearbeitet, um die gewünschte Glättung des Frequenzgangs zu erreichen. Die ermittelten 20 Differenzen pro Ohr wurden, soweit es von der Verstärkung her möglich war, mit den Reglern für die Gesamtverstärkung als Korrekturen auf den Frequenzgang aufgeprägt.

Zur Verdeutlichung der Vorgehensweise dient das folgende Beispiel:

Aus der Frequenzgangsglättung wurde für das linke versorgte Ohr bei 2480 Hz +8 dB ermittelt. In der manuellen Feinanpassung wurde die linke Seite ausgewählt und die voreingestellten 22 dB bei 2480 Hz auf Grundlage des *basis* Programms wurden zu 30 dB geändert. Nach Durchführung der Änderungen für beide Seiten und alle 20 Frequenzbänder wurde diese Einstellung wiederum im Hörsystem und in der Datenbank als Programm *mod* gespeichert.

3. In-Situ Messung und das Programm "*insitu*"

Dieser Arbeitsschritt hatte drei Ziele:

- I. Der In-Situ-Frequenzgang des Hörsystems bzw. der beiden Programme *basis* und *mod* sollte erfasst und dokumentiert werden.
- II. Mit Hilfe der In-Situ Messung wurde das dritte Programm *insitu* generiert (s. u.).
- III. Durch Differenzbildung der Verstärkungen von den beiden Programmen *basis* und *mod* konnte überprüft werden, ob das Hörsystem die Änderungen aus der Frequenzgangsglättung tatsächlich umsetzt.

Die durchgeführten In-Situ Messungen erfolgten mit dem Audiometer und Hörgerätemessplatz vom Typ *Unity 2* von *Siemens* bei einem Pegel von 65 dB SPL mit sprachsimulierendem Rauschen (LTASS: long-term average speech spectrum). Bevor eine In-Situ Messung durchgeführt werden konnte, mussten die Sondenschläuche kalibriert werden. Die Kalibrierung erfolgte nach den Vorgaben des Herstellers.

Bei allen In-Situ Messungen saß der Proband in ca. 1 m Abstand vor dem Lautsprecher (der Messbox) und hielt dieser Position unverändert für alle Messungen inne (ca. 15 Minuten).

Es erfolgte nun eine REAG-Messung (Real Ear Aided Gain) bei der die Verstärkung am Trommelfell mit eingeschaltetem Hörsystem am Ohr ermittelt wurde. Diese Verstärkung setzte sich aus der Summe der akustischen und technischen Verstärkung zusammen. Bei der Messung war darauf zu achten, dass der Sondenschlauch 25 – 30 mm hinter der *Incisura intertragica* im Ohrkanal des Probanden lag. Nun wurde das Hörsystem bzw. die Otoplastik in das Ohr gesetzt, wobei sich die Position des Sondenschlauches nicht verändern durfte. Die Verstärkungsmessung wurde jeweils für das Programm *basis* und *mod* durchgeführt.

Das dritte Programm *insitu* wurde folgendermaßen erstellt. Zuerst wurde das Programm *basis* in die Hörsysteme geladen und eine dauerhafte In-Situ Messung gestartet. Nun konnte man anhand der In-Situ Messung eventuell auftretende Spitzen oder Einbrüche im Frequenzgang erkennen. Diese Frequenzen wurden dann bei laufender Messung mit der manuellen Feinanpassung des Hörsystems so lange korrigiert, bis der Frequenzgang in etwa dem der Zielkurve der Anpasssoftware entsprach. Diese Einstellung wurde im Hörsystem und der Datenbank als Programm *insitu* gespeichert. (Anmerkung: Dieses pragmatische Vorgehen ist natürlich sehr stark von der persönlichen Einschätzung und

Vorgehensweise des Versuchsleiters abhängig und diene hier lediglich als Zusatzexperiment.)

Eine weitere Messung wurde ohne Hörsystem bzw. ohne Otoplastiken mit weißem Rauschen durchgeführt, um die OEG (Open Ear Gain) zu bestimmen. Mit dieser Messung wurde die Verstärkung am Trommelfell des unversorgten Ohres gemessen. Dies diene der Vollständigkeit.

4. Die subjektive Bewertungen der Programme "*basis*", "*mod*" und "*insitu*"

Für die subjektive Klangbewertung wurden zwei Klangbeispiele aus dem Soundlibrary der *iPFG* ausgewählt. Es wurde Musik (*SemiLoudPopMusik*) und Sprache im Störschall (*DialogInNoise_SNR2*) über zwei Lautsprecher in Stereoaufstellung dargeboten. Für jedes Klangbeispiel wurde ein spezieller Fragebogen entwickelt. Die Fragebögen sind im Anhang, **Kapitel 15.1** abgebildet.

Der Abhörabstand betrug in etwa 1,5 m und der Darbietungspegel für diese Position wurde über das Kalibrierrauschen der *iPFG* eingestellt. Das Hörsystem wurde nun mit den drei Hörprogrammen *basis*, *mod* und *insitu* programmiert und beim Probanden eingesetzt. Der Proband bekam eine Fernbedienung und konnte nun auf den Tasten (①, ② und ③) der Fernbedienung zwischen den drei Programmen wechseln und sich einen Eindruck der drei Einstellungen im direkten Vergleich verschaffen. Die einzelnen Darbietungen wurden permanent wiederholt, bis der Proband mit seiner Bewertung bzw. dem Ausfüllen der Fragebögen fertig war. Welches Programm hinter welcher Programmnummer hinterlegt war, wurde dem Probanden nicht mitgeteilt. Weiterhin wurde die interne Programmzuordnung für jeden Probanden randomisiert.

5. Retest der Frequenzgangsglättung

Der Retest der Frequenzgangsglättung war der letzte Schritt dieser Untersuchungsreihe. Da es sich um eine Wiederholung der Frequenzgangsglättung aus dem Arbeitsschritt 2 handelte, orientierte sich diese Messung exakt an dem oben beschriebenen Arbeitsschritt 2 der Frequenzgangsglättung.

7.3.3 Hauptstudie – Untersuchung des Effektes der Frequenzgangsglättung

Die Hauptstudie gliederte sich in drei Sitzungen mit Untersuchungen im Labor mit jeweils zwei dazwischen eingefügten Feldtestphasen. Hierbei sollte untersucht werden,

ob eine "erweiterte" (siehe **Kapitel 7.3.3**, Arbeitsschritt 2) Frequenzgangsglättung einen positiven Effekt auf das Sprachverstehen und die Klangqualität des Hörsystemträgers zur Folge hat. Die erweiterte Frequenzgangsglättung wurde an den 16 schwerhörenden Probanden in den ersten zwei Laboreinheiten und in der ersten Feldtestphase genauer untersucht. Zusätzlich wurden in der zweiten Feldtestphase zwei verschiedene „Fehler“ (definierte, schmalbandige Verstärkungsänderung) in den Frequenzgang integriert um zu untersuchen, ob und wie solche schmalbandige Änderungen wahrgenommen werden. Hierzu wurden die 16 schwerhörigen Probanden in zwei Gruppen zu je 8 Probanden aufgeteilt, wobei in der ersten Gruppe der Fehler *typ_01* und in der zweiten Gruppe der Fehler *typ_02* (siehe **Kapitel 7.3.3**, Arbeitsschritt 10) angewendet wurde. Die **Tabelle 7.7** zeigt die daraus resultierenden Bezeichnungen für die verschiedenen Hörsystemeinstellungen (HS-Programmbezeichnungen), die in der Hauptstudie verwendet wurden.

Die ersten beiden Laboreinheiten hatten einen Zeitbedarf jeweils von ca. zwei und die dritte Laboreinheit von ca. eineinhalb Stunden. Die zwei Feldtestphasen dauerten je 10 bis 14 Tage. Die Gesamtdauer der Untersuchung betrug somit ca. 20 bis 28 Tage. Am Ende der Laboreinheiten wurde die Aufwandsentschädigung ausbezahlt. Die Ergebnisse der Hauptstudie sind in **Kapitel 8.3** dargestellt.

Tabelle 7.7: Bezeichnung der Hörsystemprogramme in der Hauptstudie

Bezeichnung der HS-Programme	Verfahren zur Erstellung der HS-Programme
"basis"	Mit der Anpasssoftware wurde ein First-Fit erstellt. Bei individuellem Bedarf wurde eine automatische Feinanpassung durchgeführt
"mod"	Mit dem <i>basis</i> Programm als Grundlage wurde die erweiterte Frequenzgangsglättung durchgeführt.
"winner"	Nach der 1. Feldtestphase wurde der Proband gefragt, welches Programm (<i>basis</i> oder <i>mod</i>) er bevorzugte. Dieses Programm wurde als <i>winner</i> bezeichnet.
"err_01"	Für die zweite Untersuchungsphase an den ersten 8 Probanden wurde das Programm <i>winner</i> mit einer schmalbandigen Änderung (Fehler <i>typ_01</i>) kombiniert.
"err_02"	Für die zweite Untersuchungsphase an den zweiten 8 Probanden wurde das Programm <i>winner</i> mit einer schmalbandigen Änderung (Fehler <i>typ_02</i>) kombiniert.

Die Einschlusskriterien und die eigenen Otoplastiken mussten den gleichen Voraussetzungen wie in der Pilotstudie (**Kapitel 7.3.2**) beschrieben genügen. Auch die 16 Probanden in der Hauptstudie wurden einheitlich mit dem Hörsystem *Savia Art 211* versorgt.

In der folgenden Übersicht sind die einzelnen Arbeitsschritte der drei Laboreinheiten sowie der dazugehörigen Feldtestphasen chronologisch dargestellt:

Hauptstudie

(n = 16 Probanden)

Laboreinheit 1		Laboreinheit 2		Laboreinheit 3
1. Anpassung <i>Savia Art 211</i>	F E	7. Interview nach erster Feldtest- phase	F E	15. Interview nach zweiter Feldtest- phase
2. Erweiterte Frequenzgangs- glättung (<i>basis</i>)	L D	8. Logatom-Test (Retest 1)	L D	16. Logatom-Test (Retest 2)
3. Programmierung des Hörsystems (<i>basis</i> und <i>mod</i>)	T E	9. Datalogging auslesen	T E	17. Datalogging auslesen
4. Logatom-Test	S	10. Programme <i>winner</i> und <i>err_01/2</i> er- stellen	S	18. Erweiterte Frequenzgangs- glättung (Retest)
5. Klangbewertung	T	11. Erweiterte Fre- quenzgangsglät- tung (<i>err_01/2</i>)	T	19. 2cc-Kuppler Messung des Hörsystems
6. Erster Feldtest	P H A S E	12. Logatom-Test von Programm <i>err_01/2</i>	P H A S E	
	- 1 -	13. Klangbewertung	- 2 -	
		14. Zweiter Feldtest		

1. Anpassung Savia Art 211

Mit der Software *iPFG successware 2.5a* wurden die Hörsysteme basierend auf dem individuellen Audiogramm voreingestellt (*First-Fit*). Als Standardanpassformel wurde *Adaptive Phonak Digital* gewählt. Die **Tabelle 7.8** zeigt die Basisparameter und die

Werte der Hörsystemeinstellung, die bei allen Probanden für die Messungen im Labor und für die Feldtestphasen angewandt wurden.

Tabelle 7.8: Übersicht über die Parameter und Werte der Hörsystemeinstellungen für die Labor- und Feldtestuntersuchungen

Parameter	Wert – Labor	Wert – Feldtest
Erfahrung mit früherem Hörsystem	Jahresangabe (individuell)	Jahresangabe (individuell)
Frühere Signal-Verarbeitungsstrategie	kompresiv/linear (individuell)	kompresiv/linear (individuell)
Schlauch	Standard	Standard
Dome/Otoplastik	Otoplastik	Otoplastik
Bohrung	Bohrungsdurchmesser der eigenen Otoplastik	Bohrungsdurchmesser der eigenen Otoplastik
Akklimatisierung/Lautstärke	1 bis 4 (individuell)	1 bis 4 (individuell)
Okklusions-Manager	AUS	AUS
Hörprogramme	2 manuelle Hörprogramme	2 manuelle Hörprogramme
Autostart	P1/P2 (randomisiert)	P1/P2 (randomisiert)
Rückkopplungsunterdrückung	AUS	AUS
SoundRelax	AUS	LEICHT
EchoBlock	AUS	EIN
Störgeräusch –Unterdrückung	AUS	LEICHT
Windgeräusch-Unterdrückung	AUS	AUS
Mikrofon-Modus	Real Ear Sound	Real Ear Sound

Nachdem mit den Parametern für die Labor Untersuchung der First-Fit berechnet wurde, wurde eine Feinanpassung wie in der Pilotstudie durchgeführt (siehe **Kapitel 7.3.2**, Arbeitsschritt 1). Bei der Programmierung wurde darauf geachtet, dass keine Rückkopplungen auftreten, da die Rückkopplungsunterdrückung des Hörsystems nicht aktiviert wurde. Die endgültige Einstellung wurde als Programm *basis* mit den Laborwerten für das Hörsystem in dem Hörsystem und in der Datenbank gespeichert.

2. Erweiterte Frequenzgangglättung (*basis*)

Im Gegensatz zur Pilotstudie wurde bei der Hauptstudie eine erweiterte Frequenzgangglättung durchgeführt. Der Unterschied bestand darin, dass in der Hauptstudie nicht bei einem Startpegel von 65 dB SPL, sondern eine Frequenzgangglättung mit einem Startpegel von 40 dB SPL und eine weitere Frequenzgangglättung mit einem Startpegel von 75 dB SPL jeweils im Freifeld durchgeführt wurde. Bei dieser Prozedur saß der Proband mit 1 m Kopfabstand vor dem Lautsprecher. Ein Ohr wurde mit dem Hörsystem im *basis* Programm versorgt und das andere Ohr wurde mit einem Gehörschutzstöpsel verschlossen. Bei den 16 Probanden wurde die Reihenfolge der Messungen für das linke und rechte Ohr sowie für die Startpegel 40 dB SPL und 75 dB SPL so randomisiert, dass alle Kombinationen über die 16 Probanden gleichmäßig verteilt waren. Die gleichmäßige Randomisierung der Messreihenfolge lag auch in den beiden Teilgruppen zu je 8 Probanden vor.

Ausgehend von dem Schmalbandsignal mit der Mittenfrequenz von 960 Hz wurde hin zu den tieferen Frequenzen bis einschließlich 480 Hz und hin zu den höheren Frequenzen bis einschließlich 5520 Hz der Paarvergleich der Lautheit durchgeführt. Dies wurde für beide Startpegel getrennt durchgeführt. Die einzelnen Paarvergleiche wurden so oft dargeboten und im Darbietungspegel verändert, bis der Proband die beiden zu bewertenden Schmalbandsignale als gleichlaut empfand. Die um ein Frequenzband zu niedrigeren Frequenzen hin verschobene Startfrequenz gegenüber der Pilotstudie liegt darin begründet, dass bei der erweiterten Frequenzgangglättung die ISO226 von 2003 benutzt wurde, welche erst zu diesem Zeitpunkt vorlag. Bei der neueren Version der ISO226 ist der Nulldurchgang näher an der Mittenfrequenz von 960 Hz. Bei der erweiterten Frequenzgangglättung wurden, gegenüber dem Verfahren in der Pilotstudie, die beiden tiefsten und die drei höchsten Frequenzbänder nicht angeglichen. Bei der Pilotstudie hatte sich gezeigt, dass die tiefsten und höchsten Frequenzbänder sehr große Streuungen aufwiesen und in den meisten Fällen nicht angeglichen werden konnten.

Nachdem die vier Messdurchläufe (zwei Ohren a zwei Pegel) beendet waren, wurden die Ergebnisse exportiert. Als Ergebnis wurden die Pegeländerungen gegenüber der 40 und der 75 Phon Isophonen für Normalhörende pro Schmalbandsignal in Dezibel gespeichert und ausgegeben.

3. Programmierung des Hörsystems (*basis* und *mod*)

Die Hörsysteme wurden nun wieder mit dem Anpassrechner verbunden und es wurde eine Kopie des *basis* Programms erstellt. Mit der erweiterten Frequenzgangglättung wurden für jedes Ohr und für die beiden Pegel von 40 dB SPL und 75 dB SPL je 15 Änderungen ermittelt. Diese Änderungen wurden anschließend mit der manuellen Feinanpassung mit den Reglern für *G40* und *G80*, (**Kapitel 4.3**) soweit es von der Verstärkung her möglich war, auf das *basis* Programm aufgeprägt. Das so generierte Programm wurde als *mod* bezeichnet und gespeichert. Das Verfahren glich dem der Pilotstudie.

Die Belegung der Hörprogramme 1 und 2 wurden mit den Einstellungen *basis* und *mod* über alle Probanden und in den zwei Gruppen gleichmäßig randomisiert. Den Probanden wurde nicht mitgeteilt, welche Einstellung in Programm 1 und 2 hinterlegt war. Das Autostartprogramm (Startprogramm nach dem Einschalten) des Hörsystems wurde auf Programm 1 oder 2 gelegt. Auch dies wurde über alle Probanden gleichmäßig randomisiert. Die Umschalttöne des Hörsystems waren aktiv, so dass der Proband durch Signaltöne signalisiert bekam, in welches Programm gerade umgeschaltet wurde. Ferner konnte der Proband mit den Tasten ① und ② der Fernbedienung zwischen den Programmen umschalten. Alle anderen Tasten der Fernbedienung wurden deaktiviert und hatten somit für die Studie keine Funktion, um Fehlbedienungen vorzubeugen.

Am Ende dieses Arbeitsschrittes wurden die Feldtestparameter des Hörsystems ausgewählt und das Hörsystem programmiert. Die Verkabelung wurde entfernt und das Hörsystem neu gestartet, um damit im Anschluss den Logatom-Test durchzuführen.

4. Logatom-Test

In diesem Arbeitsschritt wurde der Logatom-Test mit dem Probanden im unversorgten Zustand durchgeführt. Die Einweisung und Durchführung entsprach dem aus der Untersuchung an Normalhörenden (siehe **Kapitel 7.3.1**). Das Ergebnis der Messung wurde als unversorgt bezeichnet und mit dem Kürzel "*uv_s01*" gespeichert.

Dem Probanden wurden nun die programmierten Hörsysteme und die Fernbedienung übergeben und eingesetzt. Der Logatom-Test wurde nun im versorgten Zustand mit Programm 1 und 2 durchgeführt. Die Messreihenfolge der Programme 1 und 2 wurde so gewählt, dass die interne Reihenfolge der Programme *basis* und *mod* über alle Proban-

den und in den zwei Gruppen gleichmäßig randomisiert wurde. Die Ergebnisse wurden als "basis_s01" und "mod_s01" gespeichert.

5. Klangbewertung

Die subjektive Klangbewertung im Labor hatte zwei Ziele. Zum einen sollte geklärt werden ob und wie sich Unterschiede der Hörprogramme im Labor bemerkbar machen und zum anderen sollte der Proband den Fragebogen kennen lernen, der in gleicher Form auch als Tagebuch genutzt werden sollte.

Der Proband saß in ca. 1,5 m Meter Abstand vor zwei Lautsprechern in Stereoaufstellung. Der Darbietungspegel wurde mit dem Kalibrierrauschen der *iPFG* eingestellt. Da sich die Hörprogramme voraussichtlich nur bei leisen und lauten Situationen unterscheiden, wurden ein leises (*DistantSpeech*) und ein lautes (*LoudClassicMusic*) Klangbeispiel aus der Soundlibrary der *iPFG* ausgewählt. Für leise Situationen wurde ein gelb hinterlegter Fragebogen und für laute Situationen ein rot hinterlegter Fragebogen entwickelt. Die beiden Fragebögen sind im Anhang, **Kapitel 15.2** abgedruckt. Die Reihenfolge der beiden Klangbeispiele (laute Situation / leise Situation) wurde über alle Probanden gleichmäßig randomisiert. Das jeweilige Klangbeispiel wurde in einer Endlosschleife dargeboten. Während der Darbietung schaltete der Proband mehrmals mit den Tasten ① und ② der Fernbedienung zwischen den beiden Programmen um und beantwortete dabei den Fragebogen. Dies wurde für beide Klangbeispiele in gleicher Weise durchgeführt.

6. Erster Feldtest

Am Ende der ersten Laboreinheit wurde der Proband für die erste ca. 14-tägige Feldtestphase eingehend instruiert. Der Proband hatte die Aufgabe, die beiden Einstellungen (Programme) des Hörsystems zu vergleichen, zu bewerten und im Tagebuch zu dokumentieren. Hierbei sollte der Fokus besonders auf leisen und lauten Situationen des Alltags liegen, da für diese Eingangspegel ja auch die Glättung durchgeführt worden war.

Situation	leise		laut	
Unterschied	ja	nein	ja	nein
Lautstärke	P1		P1	
	P2		P2	
Natürlichkeit	P1		P1	
	P2		P2	
Sprache	P1 = P2		X	
Artefakte	X		P1	
	X		P2	
Programm bevorzugt	P1	P2	P1	P2

Abb. 7.10: Merkzettel für den Feldtest

Es wurde die Handhabung des Hörsystem und der Fernbedienung erläutert. Weiterhin wurden dem Probanden ausreichend Batterien

ausgehändigt. Das Tagebuch mit den Fragebögen für leise und laute Situationen wurde erklärt und ausgehändigt. Da das Tagebuch aus ca. 30 DIN A4 Seiten in einem Hefter bestand und aufgrund der Größe wohl nicht immer im täglichen Alltag mitgeführt werden kann, wurden kleine Merkzettel (**Abb. 7.10**) entwickelt und dem Probanden zusätzlich ausgegeben. Die Merkzettel enthielten stichpunktartig alle Items des Tagebuchs. Diese Merkzettel besaßen ca. DIN A7 Format und konnten problemlos z. B. in der Hemdtasche mitgeführt werden. Später konnten dann die Notizen von dem Merkzettel ins Tagebuch übertragen werden.

7. Interview nach erster Feldtestphase

Zu Beginn der zweiten Laboreinheit wurde das Tagebuch aus der ersten Feldtestphase entgegen genommen. Anschließend wurde mit dem Probanden ein Interview durchgeführt und vom Versuchsleiter dokumentiert. Der Proband sollte seine gemachten Erfahrungen und eventuell aufgetretene Probleme mit dem Hörsystem kurz schildern. Die zentrale Frage des Interviews war: "Welches Programm haben Sie bevorzugt?" Zur Antwort standen die beiden Möglichkeiten Programm ① oder ②. Mit dieser Antwort wurde festgelegt, ob das Programm *basis* oder *mod* zum Gewinner (später als *winner* bezeichnet) deklariert wurde.

8. Logatom-Test (Retest 1)

In diesem Arbeitsschritt wurde ein Retest des Logatom-Tests durchgeführt. Das Hörsystem wurde nicht umprogrammiert und befand sich somit in der gleichen Einstellung wie in der ersten Feldtestphase und wie bei dem Logatom-Test in der ersten Laboreinheit (vgl. Arbeitsschritt 4). Der Logatom-Test wurde für die beiden Programme *basis* und *mod* durchgeführt. Die beiden Messungen wurden gleichermaßen durchgeführt wie es in der ersten Laboreinheit beschrieben wurde. Die Reihenfolge der beiden Messungen wurde jedoch gegenüber der ersten Laboreinheit (vgl. Arbeitsschritt 4) vertauscht. Die Ergebnisse wurden als "*basis_s02*" und "*mod_s02*" gespeichert.

9. Datalogging auslesen

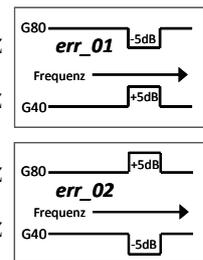
Das Datalogging in dieser Studie sollte dazu benutzt werden zu untersuchen, ob das Trageverhalten mit den Aussagen der Probanden und den Tagebüchern korreliert. Ferner konnte analysiert werden, ob die Präferenz für ein Programm von dem Auto-startprogramm des Hörsystems abhängig ist.

Die Hörsysteme wurden mit dem Anpassrechner verbunden und die von den Hörsystemen aufgezeichneten Daten notiert. Es wurde die Gesamttragezeit, die Tragezeit pro Tag, und die prozentuale Nutzungszeit für die beiden Programme dokumentiert.

10. Programme *winner* und *err_01/2* erstellen

In der zweiten Laboreinheit und in der zweiten Feldtestphase sollten schmalbandige Änderungen im Frequenzgang gegenüber dem persönlichen Optimum noch genauer untersucht werden. Hierzu wurden die beiden Programme *winner* und *err_01/2* in das Hörsystem programmiert. In dem Interview nach der ersten Feldtestphase wurde festgelegt, welches der beiden Programme *basis* oder *mod* dem Probanden besser gefallen hat. Das Programm *winner* wurde als Kopie des Programms *basis* oder *mod*, je nach der Entscheidung des Probanden, erstellt. Um das Programm *err_01/2* zu erstellen, wurde das Programm *winner* kopiert und mit definierten Änderungen versehen. Um die Auswirkungen von Änderungen im Frequenzgang besser zu verstehen, wurden zwei verschiedene Fehlertypen gewählt, die folgenderweise definiert waren:

- *typ_01*: +5 dB bei G40 in den Frequenzen: 3,4 kHz, 3,9 kHz, 4,6 kHz
 -5 dB bei G80 in den Frequenzen: 3,4 kHz, 3,9 kHz, 4,6 kHz
- *typ_02*: -5 dB bei G40 in den Frequenzen: 3,4 kHz, 3,9 kHz, 4,6 kHz
 +5 dB bei G80 in den Frequenzen: 3,4 kHz, 3,9 kHz, 4,6 kHz



Aus dem Programm *winner* wurde mit den Änderungen *typ_01* das Programm *err_01* (analog *typ_02* und *err_02*) erstellt. Die ersten 8 Probanden erhielten für die weiteren Untersuchungen die Programme *winner* und *err_01* und die zweiten 8 Probanden die Programme *winner* und *err_02*. Die Programmbelegung der Hörprogramme 1 und 2 mit den Einstellungen *winner* und *err_01/2* wurde über beide Gruppen und die jeweils 8 Probanden gleichmäßig randomisiert. Der Autostart des Hörsystems wurde so gewählt, dass bei allen 16 Probanden das Programm *err_01/2* als Autostart definiert war. Um die Programmwahl des Probanden möglichst unabhängig von dem Autostartprogramm zu bewerten, wurden für die zwei Feldtestphasen vier verschiedene Autostartkombinationen gewählt. Die **Tabelle 7.9** zeigt die vier verschiedenen Autostartkombinationen. Die Probanden wurden gleichmäßig zu je 25 % auf die vier Kombinationen verteilt.

Tabelle 7.9: Kombination der Autostartprogramme

	Feldtestphase 1	Feldtestphase 2
1. Kombination	P1	P1
2. Kombination	P1	P2
3. Kombination	P2	P2
4. Kombination	P2	P1

11. Erweiterte Frequenzgangsglättung (*err_01/2*)

Die erweiterte Frequenzgangsglättung diente in diesem Arbeitsschritt zum einen der Prüfung des Verfahrens auf Sensibilität und zum anderen der Prüfung des Verfahrens auf die Retest Genauigkeit. Ein Proband, der als bevorzugtes Programm das Programm *basis* wählte, sollte bei dieser Messung für alle Frequenzbänder, bis auf die drei geänderten Frequenzbänder, die gleichen Werte erzielen wie in der ersten Laboreinheit. Die drei geänderten Frequenzbänder sollten nun ca. 5 dB mehr oder weniger Verstärkung gegenüber dem ersten Lautheitsangleich aufweisen. Ein Proband, der als bevorzugtes Programm das Programm *mod* wählte, sollte nun für alle Frequenzbänder, ausgenommen die drei geänderten, 0 dB erzielen. Bei den geänderten Frequenzbändern sollten sich nun Werte von ± 5 dB ergeben.

Die erweiterte Frequenzgangsglättung wurde mit dem Programm *err_01* bzw. *err_02*, je nach Probandengruppe, durchgeführt. Das Hörsystem wurde hierzu wieder mit den Einstellungen der Laborwerte programmiert. Die Durchführung der Messung wurde analog zu der Messung in der ersten Laboreinheit (vgl. Arbeitsschritt 2) vorgenommen. Die Reihenfolge der Messungen der linken und rechten Seite, sowie für die beiden Startpegel von 40 dB SPL und 75 dB SPL wurde über alle 16 Probanden, mit Bezug auf die vorangegangenen Messungen, gleichmäßig randomisiert.

12. Logatom-Test von Programm *err_01/2*

Bevor der Logatom-Test durchgeführt werden konnte, musste das Hörsystem wieder mit den Grundparametern für die Feldtestphasen programmiert werden. Dies diente zur Vereinheitlichung der Voraussetzung und der Vergleichbarkeit der Messungen. Der Logatom-Test wurde genau wie in der ersten Laboreinheit (vgl. Arbeitsschritt 4) durch-

geführt, jedoch nur mit dem Programm *err_01* bzw. *err_02*. Die Ergebnisse wurden als "*err_s02*" gespeichert.

13. Klangbewertung

In der zweiten Laboreinheit wurde der subjektive Klangvergleich analog zu der ersten Laboreinheit (vgl. Arbeitsschritt 5) durchgeführt. Die Reihenfolge der leisen und lauten Situation wurde gegenüber der ersten Laboreinheit vertauscht. Bei dieser Messung wurden die gleichen Klangbeispiele wie in der ersten Laboreinheit verwendet. Der Unterschied zur ersten Laboreinheit bestand nur in einer anderen Wahl der Einstellungen der Hörprogramme. Die Probanden verglichen das Programm *winner* mit dem Programm *err_01* bzw. *err_02*, je nach Gruppe.

14. Zweiter Feldtest

Am Ende der zweiten Laboreinheit wurde der Proband für die zweite ca. 14-tägige Feldtestphase eingehend instruiert. Der Proband hatte wieder die Aufgabe, die beiden Einstellungen des Hörsystems zu vergleichen, zu bewerten und im Tagebuch zu dokumentieren. Auch hier sollte der Fokus besonders auf leisen und lauten Situationen des Alltags liegen. Da Handhabung des Hörsystems, das Tagebuch und die Merkzettel schon bekannt waren, erfolgte bei der Übergabe keine weitere vertiefende Instruktion der Probanden.

15. Interview nach zweiter Feldtestphase

Zu Beginn der dritten Laboreinheit wurde das Tagebuch aus der zweiten Feldtestphase entgegen genommen. Anschließend wurde mit dem Probanden ein Interview durchgeführt (analog zu Arbeitsschritt 7). Jedoch wurde hier ermittelt, ob sich die Änderung im Programm *err_01* bzw. *err_02* positiv oder negativ gegenüber dem Programm *winner* auswirkten.

16. Logatom-Test (Retest 2)

In diesem Arbeitsschritt wurde ein zweiter Retest des Logatom-Tests durchgeführt. Das Hörsystem wurde nicht umprogrammiert und befand sich somit in der gleichen Einstellung wie in der zweiten Feldtestphase und wie bei dem Logatom-Test in der zweiten Laboreinheit. Der Logatom-Test wurde für die beiden Programme *winner* und *err_01* bzw. *err_02* durchgeführt. Die beiden Messungen wurden exakt so durchgeführt, wie in der zweiten Laboreinheit. Die Reihenfolge der beiden Messungen wurde jedoch gegen-

über der zweiten Laboreinheit vertauscht. Die Ergebnisse wurden als "*winner_s03*" und "*err_s03*" gespeichert.

17. Datalogging auslesen

Die Hörsysteme wurden mit dem Anpassrechner verbunden und die von den Hörsystemen aufgezeichneten Daten notiert. Es wurde die Gesamttragezeit, die Tragezeit pro Tag, und die prozentuale Nutzungszeit für die beiden Programme dokumentiert.

18. Erweiterte Frequenzgangglättung (Retest)

Dieser Arbeitsschritt diente als Retest der erweiterten Frequenzgangglättung. Das Hörsystem wurde zunächst mit den Laborwerten konfiguriert. Die Durchführung der Messung wurde analog zu der Messung in der zweiten Laboreinheit (vgl. Arbeitsschritt 11) vorgenommen. Die Reihenfolge der Messungen der linken und rechten Seite, sowie für die beiden Startpegel von 40 dB SPL und 75 dB SPL wurde über alle 16 Probanden, mit Bezug auf die vorangegangenen Messungen, gleichmäßig randomisiert.

Dies war die letzte Untersuchung unter Mitwirkung der Probanden. Es wurden anschließend die Fernbedienung und die Hörsysteme zurück genommen. Die eigenen Otoplastiken wurden gereinigt, bei Bedarf wieder mit den eigenen Geräten verbunden, und dem Probanden übergeben.

19. 2cc-Kuppler Messung des Hörsystems

In Abwesenheit des Probanden wurden die Hörsysteme in der Messbox des *Auricals* gemessen. Dazu wurden die Hörsysteme mit dem Anpassrechner verbunden und die entsprechenden Programme geladen. Die Hörsysteme wurden mit den Laboreinstellungen programmiert und somit waren alle adaptiven Funktionen deaktiviert. Die Messungen wurden bei den Pegeln 40, 50, 65, 80 und 90 dB mit sprachsimulierendem Rauschen durchgeführt. Es wurden die beiden Programme *basis* und *mod* aus der 1. Sitzung und die beiden Programme *winner* und *err_01* bzw. *err_02* aus der 2. Sitzung gemessen.

7.4 Hard- und Software

Zur Realisierung der Untersuchungen wurde die vorhandene Hard- und Software der Arbeits- und Messplätze des Funktionsbereiches Audiologie der Hals-Nasen-Ohren Klinik am Universitätsklinikum Gießen und Marburg GmbH, Standort Gießen verwendet. Eine Übersicht der einzelnen Hard- und Software-Komponenten gibt die **Tabelle 7.10**.

Das benutzte Audiometer *Aurical* der Firma *GN Otometrics* unterliegt einer Kalibrierpflicht gemäß § 11 der Medizinproduktebetrieberverordnung und wurde von einem zugelassenen Wartungsdienst regelmäßig gewartet. Die Arbeits- und Messplätze sind mit aktuellen Personalcomputern (Betriebssystem: *Microsoft Windows XP SP3*) ausgestattet, die alle die gemeinsame Datenbanksoftware *Noah System 3.6.1* der Firma *Himsa* nutzen. Diese Software ermöglichte den Zugriff auf die kompletten Audiometrie- und Anpassdaten aller Probanden. Als Eingabemedium für die verschiedenen Testverfahren diente an den Messplatzrechnern ein berührungsempfindlicher Bildschirm "Touchscreen" vom Typ *ET1525L* der Firma *elo TouchSystems*.

Weiterhin stand eine Audiometrikabine (Grundriss 1,6 m x 2,4 m, Höhe 2,0 m) der *Industrial Acoustics Company GmbH* zur Verfügung, welche der DIN ISO 8253 unterliegt. Zur weiteren technischen Ausstattung des Funktionsbereiches Audiologie gehört ein *Sound Level Analyzer Type 2250* mit Mikrofon *Type 4189* und *Sound Level Calibrator Type 4230* der Firma *Brüel&Kjær*. Mit diesem Equipment war es möglich, die Freifeldlautsprecher zu kalibrieren.

Die Pilot- und Hauptstudie wurde mit dem Hörsystem *Savia Art 211 dSZ* (CE 0459) und der Hörsystemfernbedienung *SoundPilot 2* der Firma *Phonak AG* durchgeführt. Die Anpassung der Hörsysteme erfolgte mit der *iPFG Successware 2.5a* der Firma *Phonak AG*. Die Hörsysteme wurden mit dem kabellosen Bluetoothsystem *NoahLink v.01.54.01* der Firma *Himsa* an den Anpassrechner angebunden.

Tabelle 7.10: Übersicht der verwendeten Hard und Software

Untersuchung	Hardware [Hersteller]	Software [Hersteller]
Tonschwellen-audiometrie:	<ul style="list-style-type: none"> • Audiometer: <i>Aurical</i> [GN Otometrics] • supraauraler Kopfhörer: <i>PD-95</i> [Holmco] • Knochenleitungshörer: <i>B-71</i> [RadioEar] 	<ul style="list-style-type: none"> • Audiometriesoftware: <i>Aurical Plus 3.09</i> [GN Otometrics]
2cc-Kuppler Messung	<ul style="list-style-type: none"> • Audiometer: <i>Aurical</i> [GN Otometrics] 	<ul style="list-style-type: none"> • Messsoftware: <i>Aurical REM-Modul Ver. 2.54</i> [GN Otometrics]
In-Situ Messung	<ul style="list-style-type: none"> • Messbox: <i>Unity 2</i> [Siemens] 	<ul style="list-style-type: none"> • Messsoftware: <i>Unity Probe Mic V4.7</i> [Siemens]
Klangvergleiche	<ul style="list-style-type: none"> • Lautsprecher: <i>M1Active520</i> [Alesis] • Soundkarte: <i>DIGI 96/8</i> [RME Audio] • DA/AD Wandler: <i>Ultragain Pro-8 Digital ADA8000</i> [Behringer] 	<ul style="list-style-type: none"> • Standard Player für die Wiedergabe von Sounddaten im wav Format
Frequenzgangsglättung	<ul style="list-style-type: none"> • Lautsprecher: <i>Reveal 6D</i> [Tannoy] • Soundkarte: <i>DIGI 96/8</i> [RME Audio] • DA/AD Wandler: <i>Ultragain Pro-8 Digital ADA8000</i> [Behringer] 	<ul style="list-style-type: none"> • Eigens entwickelte Software unter <i>Matlab</i> [MathWorks] • Toolbox: <i>Soundmex2</i> [HörTech]
Logatom-Test	<ul style="list-style-type: none"> • Lautsprecher: <i>Reveal 6D</i> [Tannoy] • Soundkarte: <i>DIGI 96/8</i> [RME Audio] • DA/AD Wandler: <i>Ultragain Pro-8 Digital ADA8000</i> [Behringer] 	<ul style="list-style-type: none"> • Logatom-Test: [Phonak AG] • Toolbox: <i>SoundmexPro</i> [HörTech] • Compiler: <i>Matlab Runtime Compiler R2008a</i> [MathWorks]

7.5 Numerische Auswertung

Die statistische und numerische Auswertung der verschiedenen Messgrößen wurde hauptsächlich deskriptiv durchgeführt. Hierzu wurden eigene Berechnungsskripte, die unter *Matlab* von *MathWorks* programmiert wurden und das Tabellenkalkulationsprogramm *Excel* von *Microsoft* verwendet. Da einigen Untersuchungen einem *balancierten Design* entsprachen, konnten hier Mittelwerte und Standardabweichungen berechnet

werden (Bortz, 2005, Stevens, 2002). Für die restlichen Daten wurden Mediane und Quartile berechnet. Die Fragebögen wurden nach relativen Häufigkeiten ausgezählt und ausgewertet. Die graphische Darstellung der Ergebnisse wurde, ebenfalls unter zu Hilfenahme von eigens hierfür geschriebenen *Matlab* Skripten, realisiert. Auf statistische Hypothesentests wurde auf Grund der zahlreichen Variablen und der dazu recht geringen Anzahl an Probanden verzichtet.

8 Ergebnisse

8.1 Logatom-Test an 10 normalhörenden Probanden

8.1.1 Mittelwerte der Schwellen für die einzelnen Logatome

Der Logatom-Test an 10 normalhörenden Probanden wurde, wie in **Kapitel 7.3.1** beschrieben, durchgeführt und die Ergebnisse sind im Folgenden dargestellt. Die **Abb. 8.1** zeigt die gemittelten Sprachverständlichkeitsschwellen (SRT) und die Standardabweichung für die sieben Logatome aller Probanden gemittelt aus beiden Messungen.

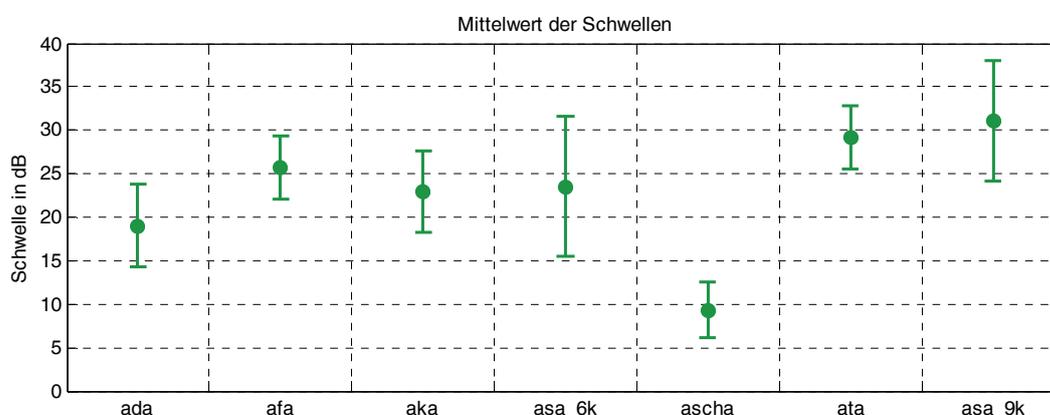


Abb. 8.1: Mittelwerte und Standardabweichung der Schwellen aller Messungen

8.1.2 Test-Retest Genauigkeit des Logatom-Tests für Normalhörende

Die Test-Retest Genauigkeit für die normalhörenden Probanden wurde mit der Bland-Altman Darstellung untersucht. Hierbei wurde die Differenz gegen den Mittelwert aus beiden Messungen aufgetragen. Zusätzlich wurden der Mittelwert (rot) und die 1,96-fache Standardabweichung (blau) aller Differenzen als gestrichelte Linien eingezeichnet (dies entspricht dem 95% Konfidenzintervall). Die blau gestrichelten Linien in **Abb. 8.2** können als Vertrauensintervall bzw. als *limits of agreement* interpretiert werden. (Bland und Altman, 1986, Bland und Altman, 1999)

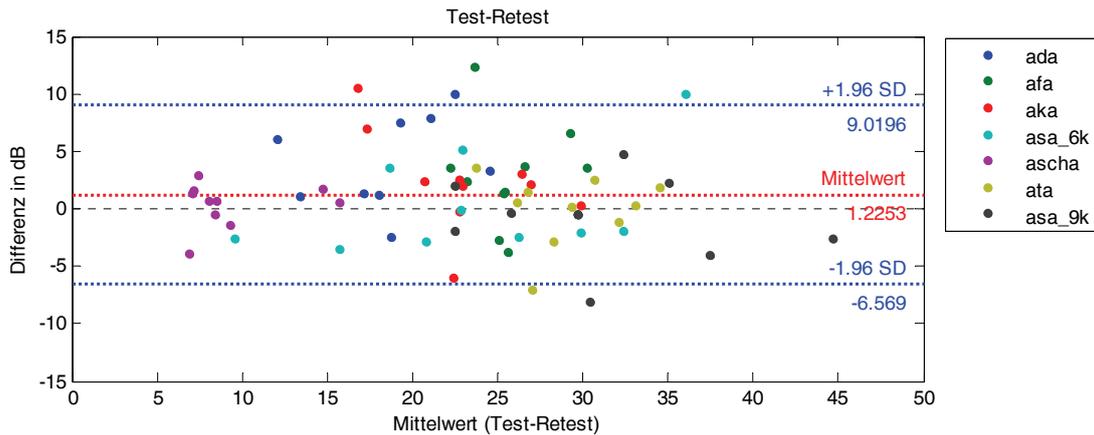


Abb. 8.2: Test-Retest Darstellung der Differenzen gegenüber den Mittelwerten

Um zu überprüfen wie gut die Übereinstimmung der normalhörenden Probanden für die einzelnen Logatome ist, wurde der Intraklassen-Korrelationskoeffizient (ICC) berechnet. Er dient als ein Maß für die Güte der Übereinstimmung in den einzelnen Klassen (hier die Logatome) für alle Testreihen (hier die 10 Versuchspersonen). Für die Berechnung wurde der Mittelwert aus beiden Messungen verwendet und der ICC ergab sich zu 0,7250, was einer recht guten Clusterrung der Schwellen für die einzelnen Logatome entspricht. (Asendorpf und Wallbott, 1979, Shrout und Fleiss, 1979, McGraw und Wong, 1996, Wirtz und Caspar, 2002)

8.1.3 Verwechslungsmatrizen

In Abb. 8.3 sind auf der x-Achse die angebotenen Logatome und auf der y-Achse die möglichen Antworten aufgetragen. Unter "NV" (nicht verstanden) verbergen sich die Antworten, "verschiedene/andere Wörter" und "nichts gehört". Die Größe der Punkte repräsentiert die Häufigkeit der Antworten, wobei in der Darstellung alle Antworten bei allen dargebotenen Pegeln eines Tests einbezogen werden. Weiterhin wurden die Ergebnisse der beiden Messdurchgänge der 10 Probanden zusammengeführt.

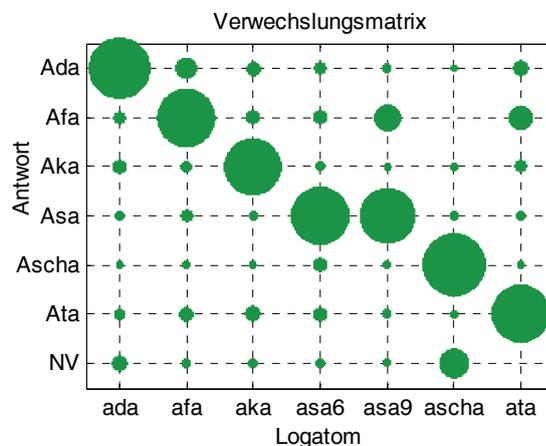


Abb. 8.3: Verwechslungsmatrix für die zwei Wiederholungen der Normalhörenden

8.2 Pilotstudie – Frequenzgangsglättung

8.2.1 Test-Retest Genauigkeit der Frequenzgangsglättung

Die Frequenzgangsglättung wurde in der Pilotstudie zu Beginn und am Ende der Sitzung durchgeführt. Anhand dieser beiden Messungen sollte geprüft werden, wie hoch die Reproduzierbarkeit dieses Verfahrens ist. In **Abb. 8.4** sind die beiden Messungen nach der Bland-Altman Methode dargestellt. Hierbei ist zu beachten, dass die eingestellten Pegeländerungen in 0,5 dB Schritte gequantelt waren. Dies hatte zur Folge, dass mehrere Messwerte den gleichen Wert haben können und somit optisch in der Darstellung nicht differenzierbar sind. Weiterhin wurden für die 20 Ohren die Mittelwerte und die Standardabweichung der Test-Retest Differenz für jedes Band getrennt berechnet und in **Abb. 8.5** dargestellt.

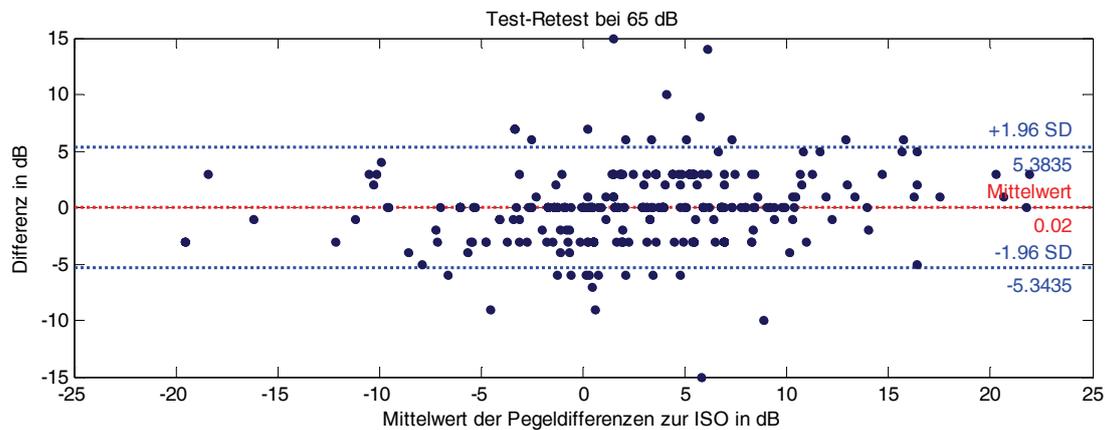


Abb. 8.4: Test-Retest Darstellung von 20 Ohren für alle Bändern

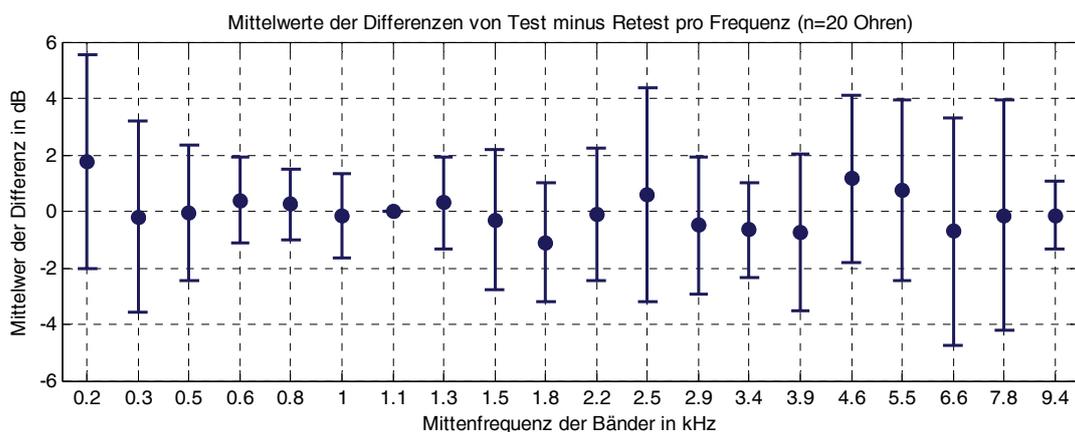


Abb. 8.5: Mittelwerte (und STD) von Test minus Retest je Band (n=20 Ohren)

8.2.2 Auswertung der Frequenzgangsglättung

Die Frequenzgangsglättung wurde im Hinblick auf die Änderung zum *basis* Programm ausgewertet. Es wurde untersucht, welche Änderungen die Probanden bei einem Messpegel von 65 dB benötigen, um alle getesteten Bänder als gleichlaut zu empfinden. Die **Abb. 8.6** zeigt den Median, den Interquartilbereich und die Extrema der Änderungen (zur ersten Messung) vom *basis* Programm zu einer gleichlauten Empfindung in allen Bändern (Programm *mod*; mit ISO 226 bei 65 dB). Ein positiver Wert bedeutet, dass das Hörsystem zu leise war, um die Testsignale als gleichlaut zu empfinden. Weiterhin ist bei solchen Darstellungen zu beachten, dass die Extrema nicht von einem Probanden stammen, sondern als Hüllkurve über alle Probanden interpretiert werden muss.

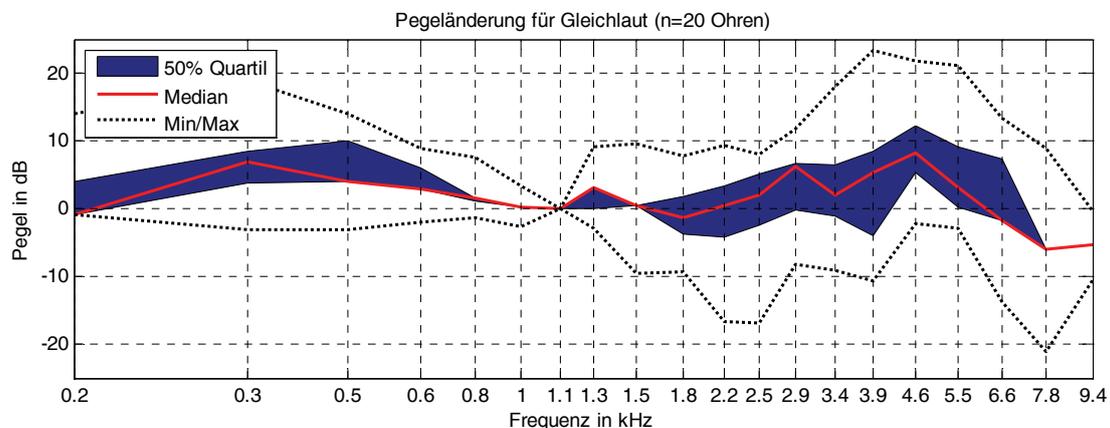


Abb. 8.6: Pegeländerung zum *basis* Programm für ein gleichlautes Empfinden

8.2.3 Auswertung der In-Situ Messung

Mit der In-Situ Messung sollte überprüft werden in wie weit das Hörsystem die gewünschten Pegeländerungen umsetzte. Es wurde mit der In-Situ Messung das *basis* und das *mod* Programm gemessen. Die Differenz zwischen den beiden Programmen sollte der eingestellten Pegeländerung je Band entsprechen. Es wurde nun die Differenz zwischen der ermittelten Pegeländerung (berechnet aus den beiden In-Situ Messungen) und der gewünschten Pegeländerung (aus der Frequenzgangsglättung) gebildet. Da die Einstellung *basis* auf der ersten Frequenzgangsglättung basierte, wurde zum Vergleich nur die erste Messung der Frequenzgangsglättung verwendet. Um die Differenzen zu bilden wurden die Messfrequenzen der In-Situ Messung auf die Mittenfrequenzen der Bänder des Hörsystems interpoliert. Die **Abb. 8.7** zeigt den Median, den Interquartilbereich und die Extrema der Differenzen. Ein negativer Wert bedeutet, dass das Hörsys-

tem die geforderte Pegelerhöhung nicht umsetzte bzw. nicht erreichen konnte. Hätte das Hörsystem die geforderten Pegeländerungen exakt umsetzen können, dann müssten alle Differenzen null ergeben.

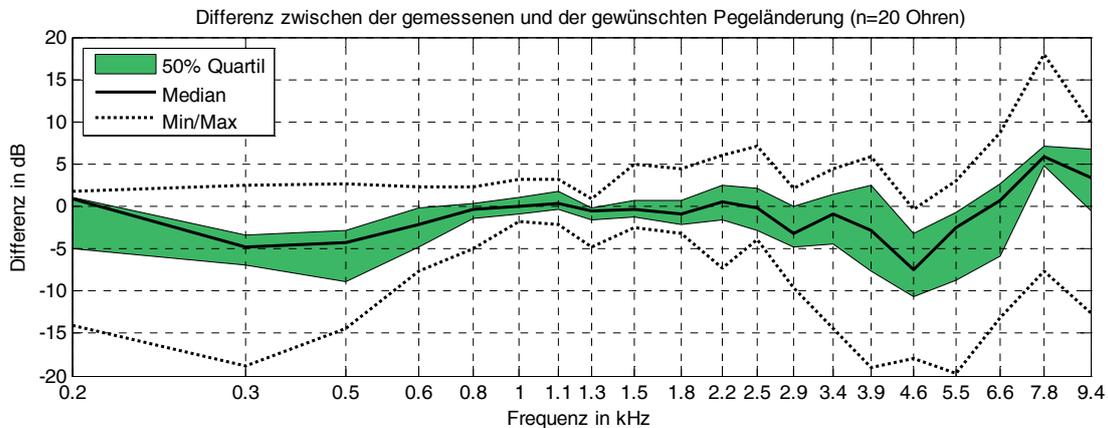


Abb. 8.7: Differenz zwischen der gemessenen (In-Situ) und der gewünschten Pegeländerung

8.2.4 Ergebnisse der subjektiven Klangbewertung

Bei der subjektiven Klangbewertung wurden den Probanden zwei Klangbeispiele im Labor vorgespielt. Der Proband konnte zwischen den drei Hörsystemeinstellungen beliebig oft wechseln. Die endgültige Bewertung einer Einstellung erfolgte zwar absolut, jedoch hatte der Proband zuvor Vergleiche durchgeführt, um Unterschiede und die verschiedenen Nuancen der Programme zu erkennen. Bei der Antwortmöglichkeit gab es keine Mehrfachantworten. Es besteht somit zwischen der absoluten und relativen Häufigkeit ein linearer Zusammenhang. Die folgenden Grafiken sind nach allgemeinen Fragen zu beiden Klangbeispielen (**Abb. 8.8** bis **Abb. 8.10**), nach spezifischen Fragen zu dem Klangbeispiel "*Sprache im Störschall*" (**Abb. 8.11** bis **Abb. 8.13**) sowie dem Klangbeispiel "*Musik*" (**Abb. 8.14**), zusammengestellt. Sie zeigen jeweils die relative Häufigkeit der verschiedenen Antwortmöglichkeiten für die drei Hörsystemprogramme *basis*, *mod* und *insitu*.

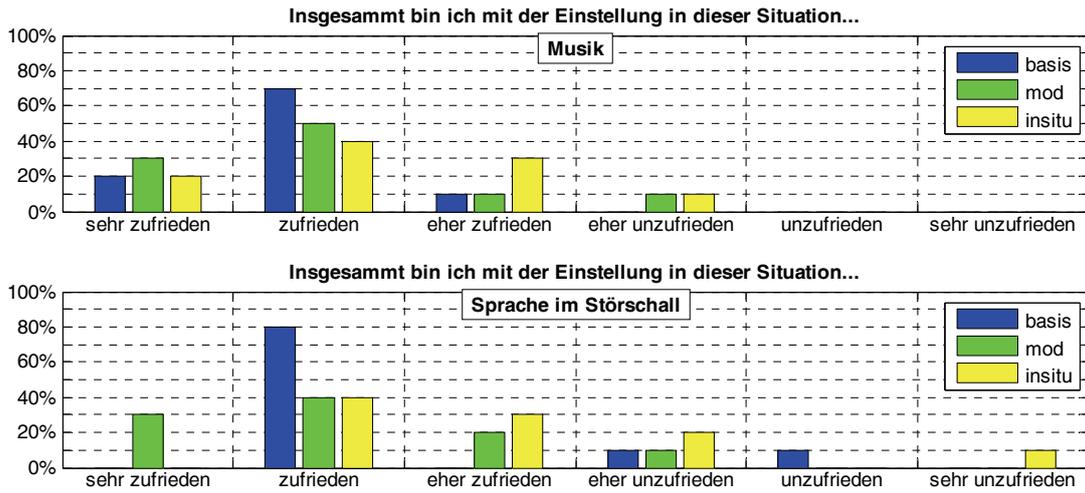


Abb. 8.8: Zufriedenheit für Musik und Sprache im Störschall

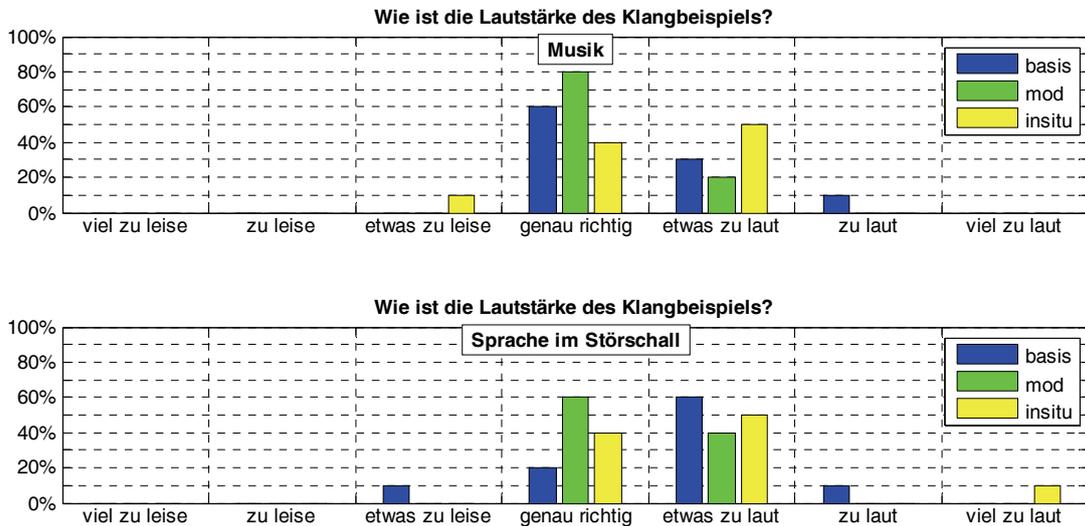


Abb. 8.9: Lautstärke für Musik und Sprache im Störschall

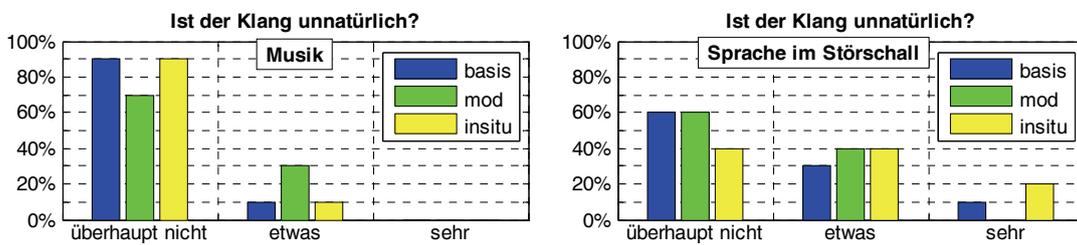


Abb. 8.10: Natürlichkeit für Musik und Sprache im Störschall

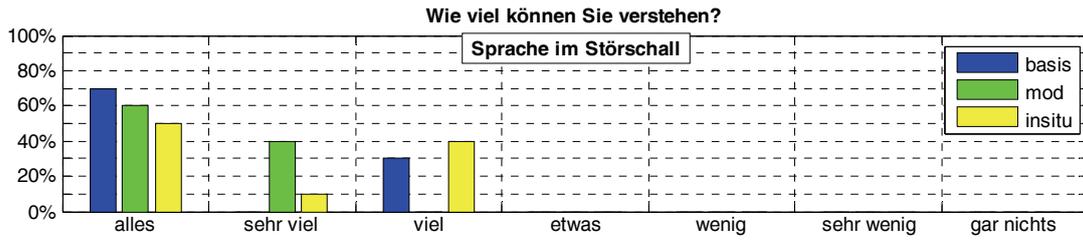


Abb. 8.11: Sprachverstehen für Sprache im Störschall

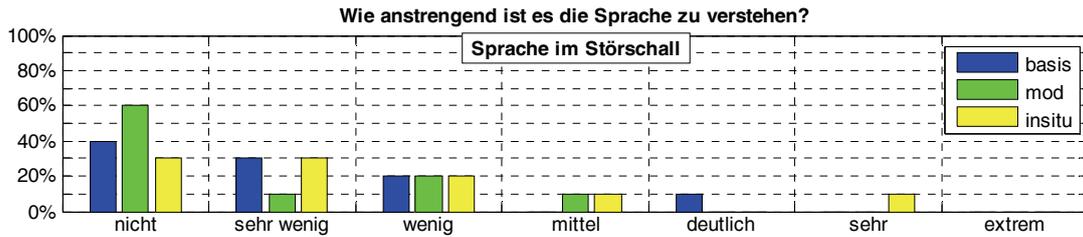


Abb. 8.12: Sprachanstrengung für Sprache im Störschall

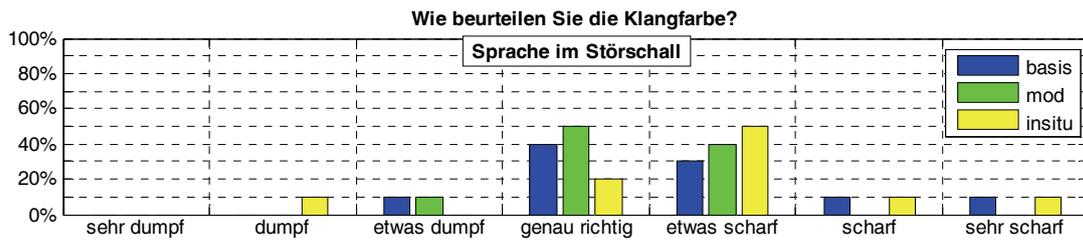


Abb. 8.13: Klangfarbe für Sprache im Störschall

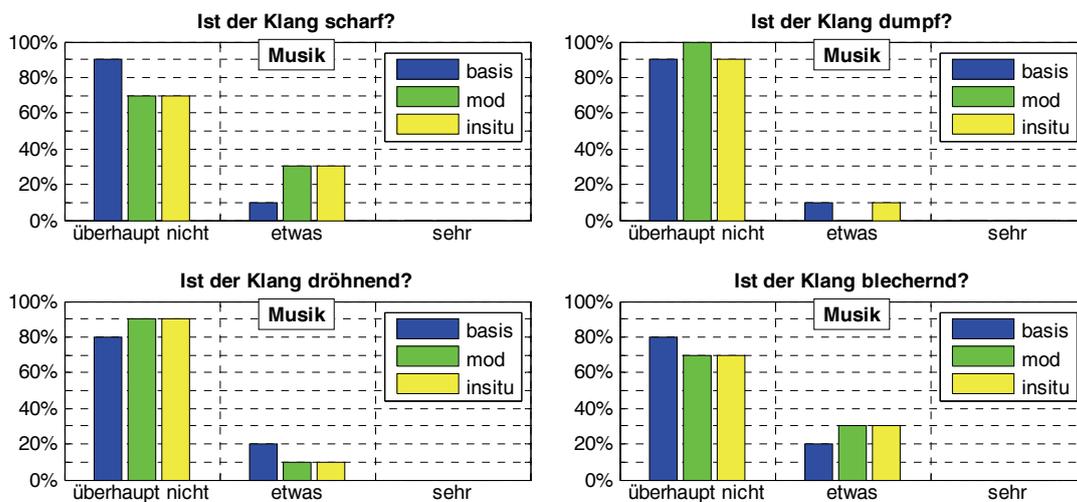


Abb. 8.14: Klangeigenschaften für Musik

8.3 Hauptstudie

8.3.1 Test-Retest Genauigkeit der Frequenzgangglättung

Die Frequenzgangglättung wurde in allen drei Sitzungen durchgeführt. In der ersten Sitzung wurde es am *basis* Programm und in der 2. und 3. Sitzung wurde es unter gleichen Konditionen, jeweils mit dem Programm *err_01* bzw. *err_02*, durchgeführt. Anhand dieser beiden letzten Messungen wurde die Reproduzierbarkeit dieses Verfahrens geprüft. In **Abb. 8.15** und **Abb. 8.16** sind die Test-Retest Genauigkeit dieser Messungen dargestellt.

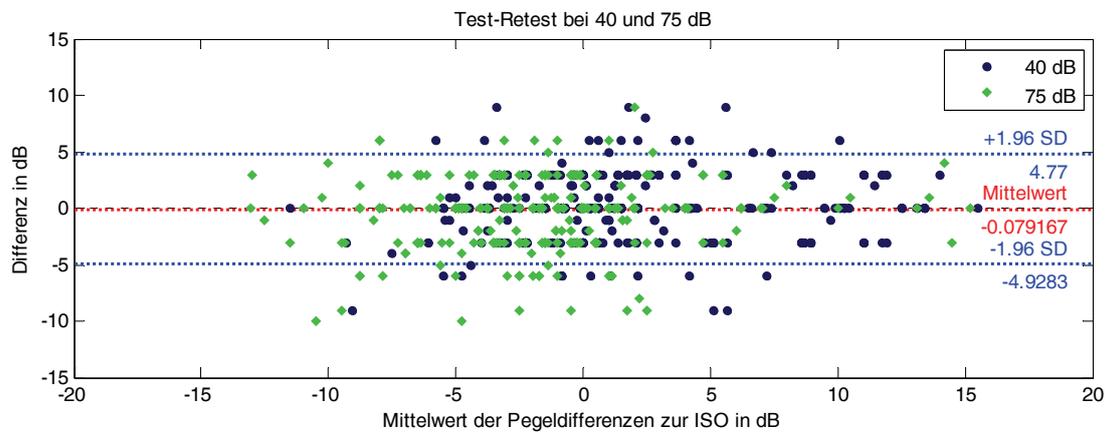


Abb. 8.15: Test-Retest Darstellung aller Bänder (n=32 Ohren)

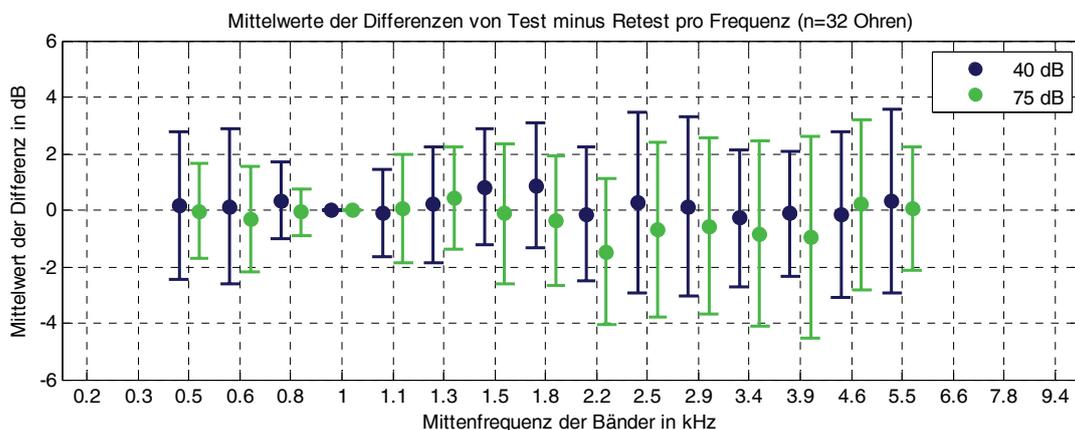


Abb. 8.16: Mittelwerte der Differenz von Test minus Retest pro Band (n=32 Ohren)

Um die Sensitivität des Verfahrens zu untersuchen wurden die Frequenzgangglättungen in der 2. und 3. Sitzung mit den Programmen *err_01* bzw. *err_02* durchgeführt. Die durch *err_01* bzw. *err_02* definierten Pegeländerungen sollten von diesem Verfahren erfasst werden können. Ausgewertet wurde hier die Abweichung zur ISO. Hier ist zu

beachten, dass die Probanden, die sich nach der 1. Feldtestphase für das *mod* Programm entschieden haben, also das geglättete Programm, bei erneuter Messung keine Abweichungen zur ISO auftreten sollten. Nur die schmalbandigen Änderungen sollten in Erscheinung treten. Hierfür wurden die Werte der 2. und 3. Sitzung zusammengefasst. Für die Probanden, die sich nach der 1. Feldtestphase für das *basis* Programm entschieden haben, sollte die Differenz zwischen den Messungen mit Programm *err_0* bzw. *err_02* minus Programm *basis* die Abweichung zur ISO entsprechen. Nach der Differenzbildung sollten auch hier nur noch die schmalbandigen Änderungen in Erscheinung treten. Für jeweils beide Gruppen sind die Abweichungen in **Abb. 8.17** und **Abb. 8.18** dargestellt. Negative Werte bedeuten, dass die Hörsystemeinstellung lauter war als die Isophonen für ein gleichlautes Empfinden.

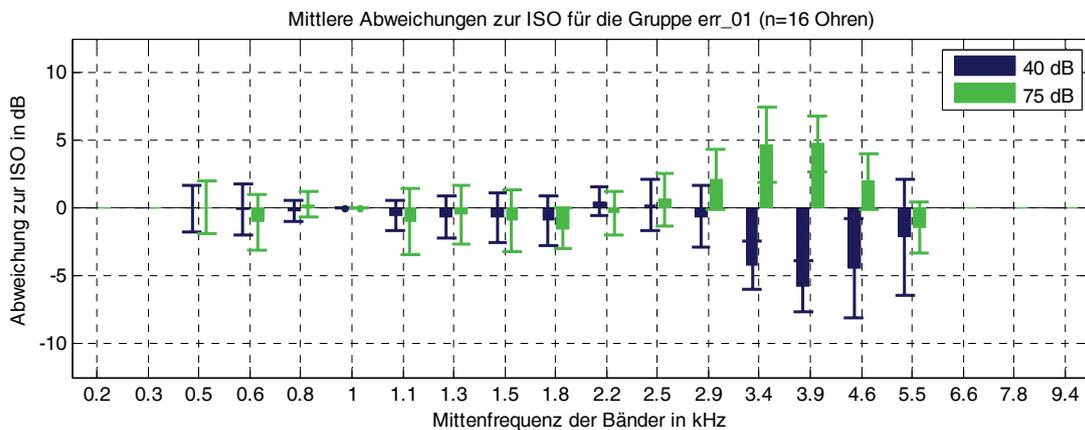


Abb. 8.17: Mittelwerte der Abweichungen zur ISO für die Gruppe *err_01* getrennt für die beiden Messpegel 40 und 75 dB

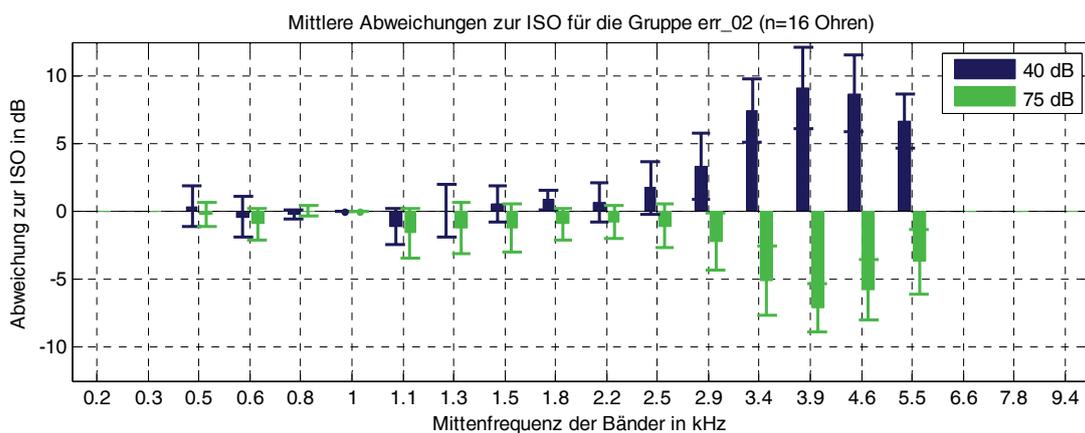


Abb. 8.18: Mittelwerte der Abweichungen zur ISO für die Gruppe *err_02* getrennt für die beiden Messpegel 40 und 75 dB

8.3.2 Auswertung der Frequenzgangglättung

Die Frequenzgangglättung wurde im Hinblick auf die Änderung zum *basis* Programm ausgewertet. Es wurde untersucht, welche Änderungen die Probanden bei einem Messpegel von 40 dB und 75 dB benötigen, um alle getesteten Bänder als gleichlaut zu empfinden. Die **Abb. 8.19** und **Abb. 8.20** zeigen den Median, den Interquartilbereich und die Extrema der Änderungen (aus der ersten Messung) vom *basis* Programm zu einer gleichlauten Empfindung in allen Bändern. Ein positiver Wert bedeutet, dass das Hörsystem zu leise war, um die Töne als gleichlaut zu empfinden.

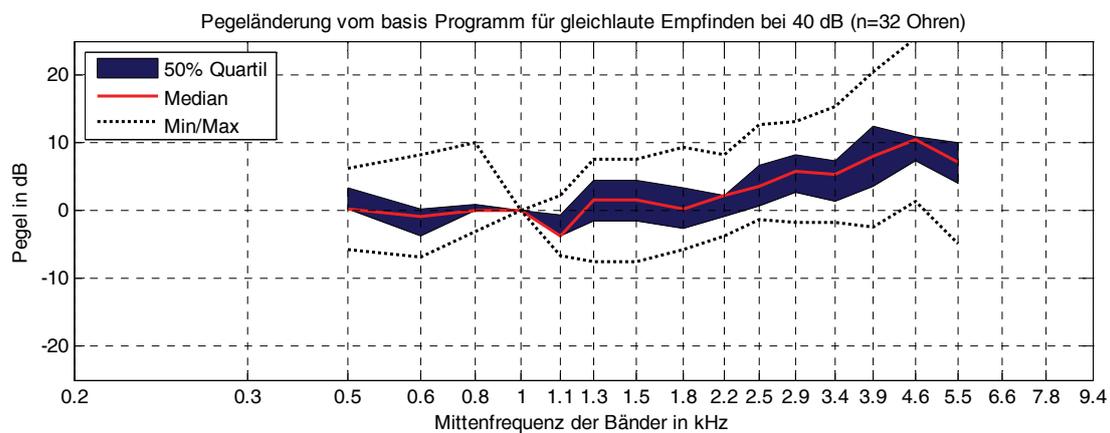


Abb. 8.19: Pegeländerung zum *basis* Programm für ein gleichlautes Empfinden bei 40 dB

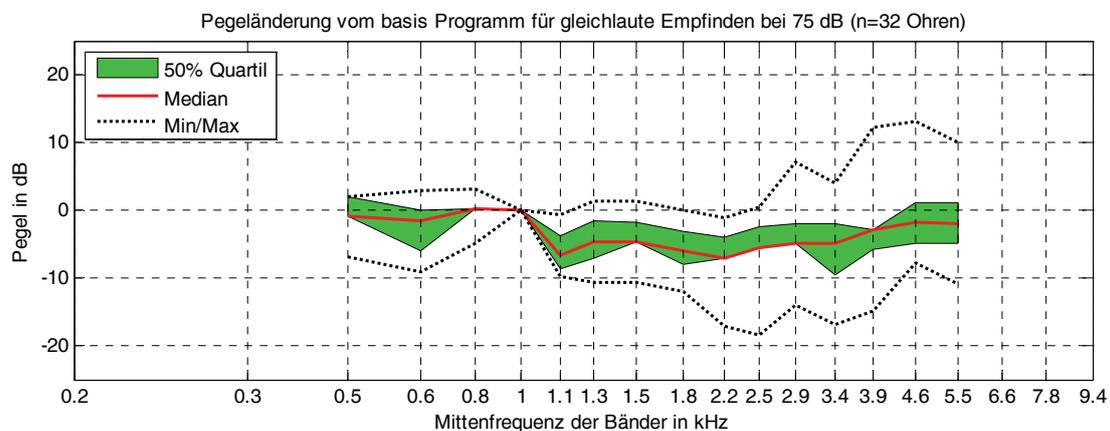


Abb. 8.20: Pegeländerung zum *basis* Programm für ein gleichlautes Empfinden bei 75 dB

Weiterhin wurde ausgewertet, welches der beiden Hörsystemprogramme *basis* oder *mod* bevorzugt wurde. **Tabelle 8.1** zeigt die Präferenzen für die beiden Klangbeispiele (laut und leise) und die Übereinstimmung der Präferenz in beiden Situationen. **Tabelle 8.2** zeigt die Präferenz nach der ersten Feldtestphase und die Übereinstimmung dieser Antwort mit den Klangbewertungen aus der ersten Laboreinheit.

Tabelle 8.1: Präferenz und Übereinstimmung aus der ersten Laboreinheit

	Welches Programm haben Sie in der <i>leisen</i> Situation bevorzugt?	Welches Programm haben Sie in der <i>lauten</i> Situation bevorzugt?	Wie viel Prozent haben sich in beiden Situationen für das gleiche Programm entschieden?
<i>basis</i> :	25 %	25 %	62,5 %
<i>mod</i> :	75 %	75 %	

Tabelle 8.2: Präferenz und Übereinstimmung nach der ersten Feldtestphase

Welches Programm bevorzugen Sie nach der 1. Feldtestphase?	Übereinstimmung der Antwort nach Feldtest mit der <i>leisen</i> Situation aus Klangbewertung	Übereinstimmung der Antwort nach Feldtest mit der <i>lauten</i> Situation aus Klangbewertung
<i>basis</i> :	25 %	62,5 %
<i>mod</i> :	75 %	75 %

8.3.3 2cc – Kuppler Messungen

Die 2cc-Kuppler Messung diente hier zur Untersuchung, wie gut das Hörsystem die gewünschten Änderungen umsetzte. Die Messungen wurden bei den Messpegeln 40, 50, 65, 80, und 90 dB durchgeführt. In **Abb. 8.21** ist für die 65 dB 2cc-Kuppler Messung eine Test-Retest Auswertung dargestellt. Die Messpaare wurden aus den Programmen der ersten und zweiten Sitzung gebildet.

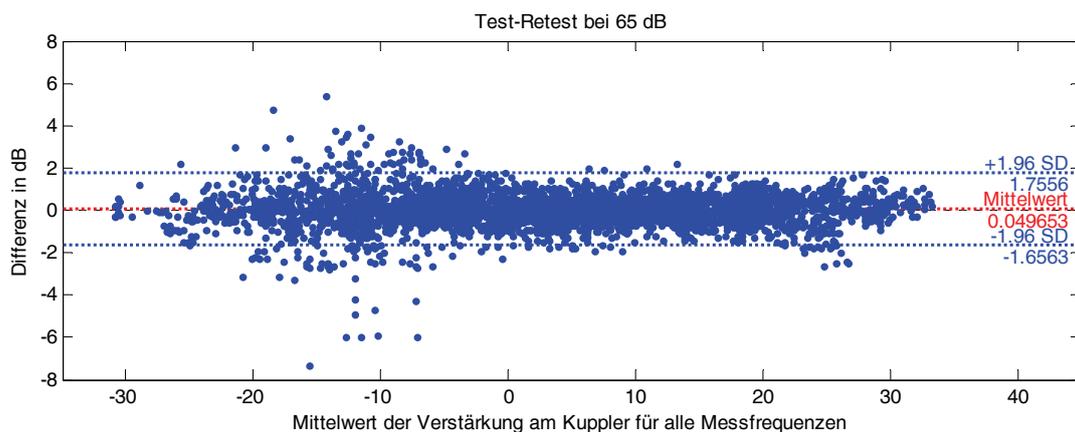


Abb. 8.21: Test-Retest Darstellung der 2cc-Messung bei einem Messpegel von 65 dB

In der **Abb. 8.22** und **Abb. 8.23** sind die Differenzen zwischen gemessener und gewünschter Pegeländerung zwischen den Programmen *basis* und *mod*, jeweils getrennt

für die beiden Messpegel dargestellt. Auch hier bedeuten, wie in der Pilotstudie, negative Werte, dass das Hörsystem eine gewünschte Pegelerhöhung nicht erreichen konnte.

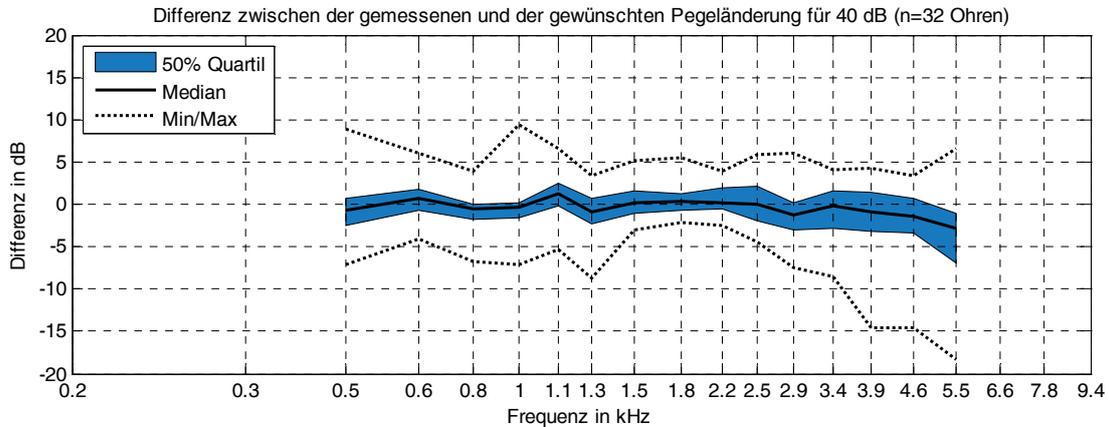


Abb. 8.22: Differenz zwischen der gemessenen (2cc-Kuppler) und der gewünschten Pegeländerung 40 bei dB

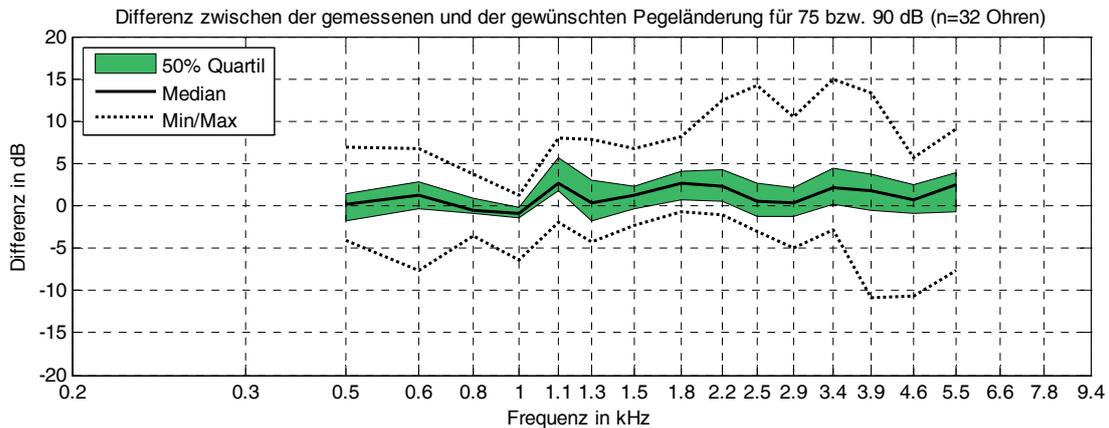


Abb. 8.23: Differenz zwischen der gemessenen (2cc-Kuppler) und der gewünschten Pegeländerung 75 bei dB

Im zweiten Teil der Hauptuntersuchung wurden zwei Fehlertypen eingeführt. Um deren messtechnische Auswirkungen zu untersuchen wurden auf Niveau verschiedener Messpegel die Differenzen zwischen *err_01/2* und *winner* gebildet. Die mittleren Differenzen sind für beide Fehlertypen getrennt in der **Abb. 8.24** dargestellt.

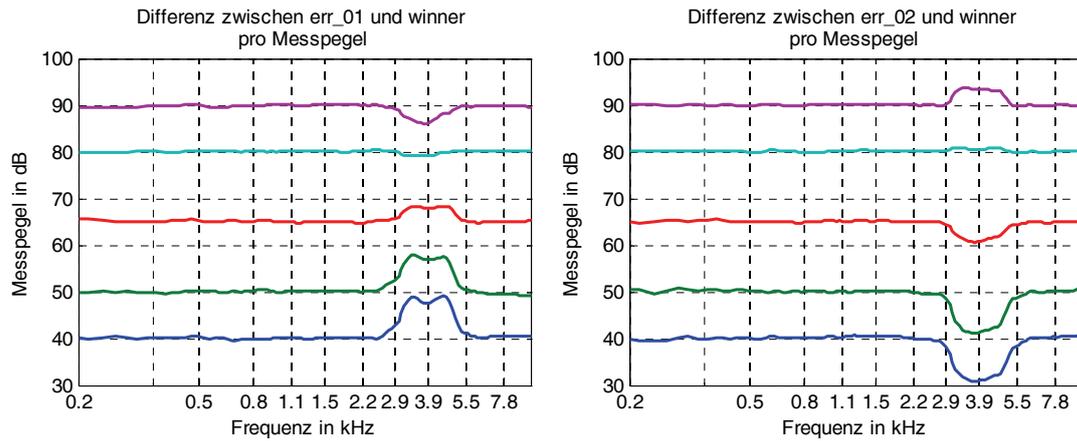


Abb. 8.24: Darstellung der mittleren Differenzen zwischen *err_01* bzw. *err_02* und *winner* auf Niveau des Messpegels gemessen am 2cc-Kuppler

8.3.4 Test-Retest Genauigkeit des Logatom-Tests

Für die Test-Retest Genauigkeit des Logatom-Tests bei den schwerhörenden Probanden wurde die Bland-Altman Darstellung (Abb. 8.25) und die Differenzen (Abb. 8.26) pro Logatom und Programm gewählt. Es wurden insgesamt vier Test-Retest Paare zusammen ausgewertet. Die vier Paare setzten sich aus den Messungen der Schwellen mit den Programmen *basis* (1. & 2. Sitzung), *mod* (1. & 2. Sitzung), *err_01/2* (2. & 3. Sitzung) und *winner_FT1* (2. & 3. Sitzung) zusammen.

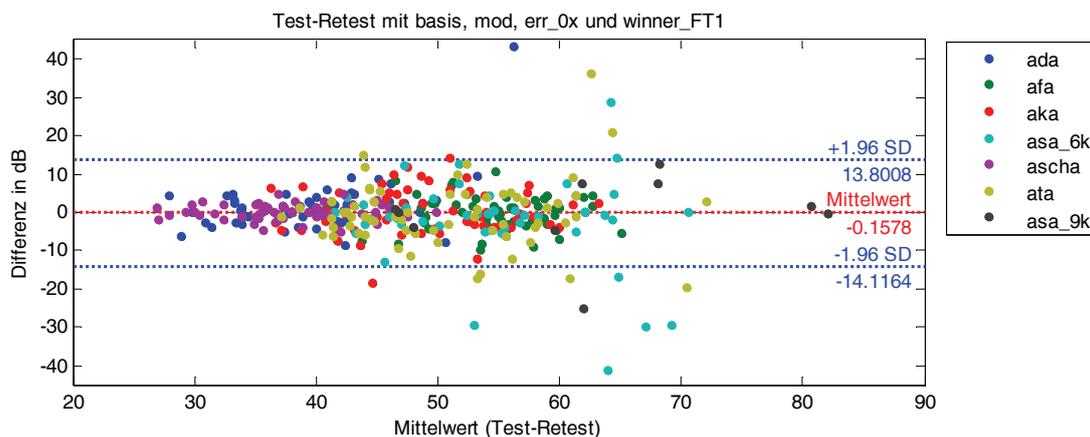


Abb. 8.25: Test-Retest der Schwellenmessung mit den Programmen *basis*, *mod*, *err_0x* und *winner_FT1*

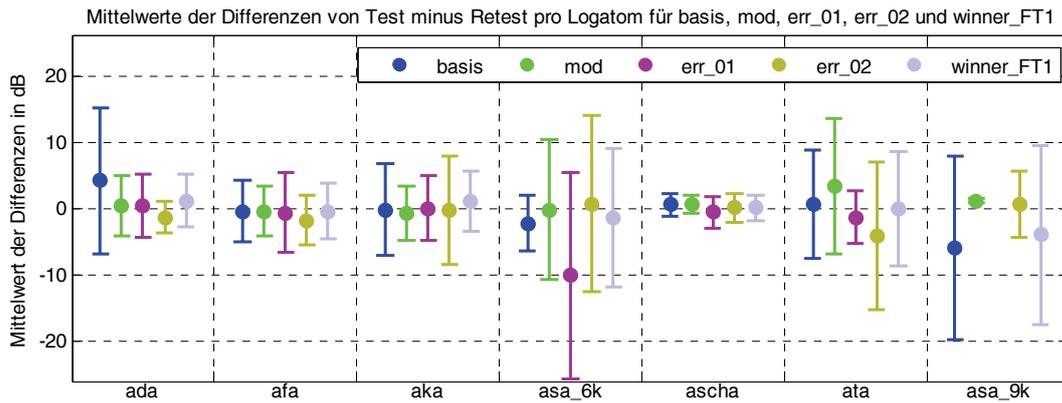


Abb. 8.26: Mittelwerte der Differenz von Test minus Retest pro Logatom und Programm

8.3.5 Auswertung des Logatom-Tests

Die Abb. 8.27 zeigt Mittelwerte und Standardabweichungen der Schwellen der schwerhörenden Probanden (sh) jeweils für die unversorgten und die versorgten Situationen mit den Programmen *basis* und *mod*. Zum Vergleich sind die Schwellen der normalhörenden Probanden (nh) in rot eingezeichnet. Für die Werte der normalhörenden, sowie für die beiden versorgten Fälle der schwerhörenden Probanden, wurden jeweils die beiden Messungen (Test und Retest) zusammengeführt.

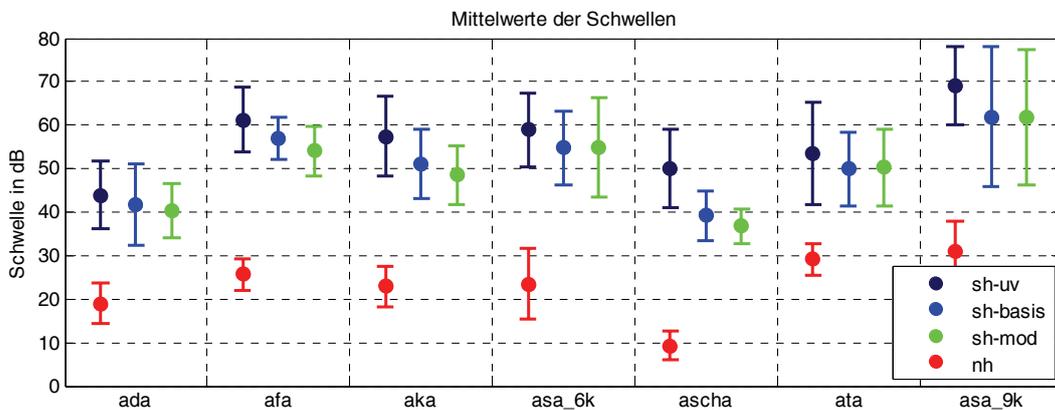


Abb. 8.27: Mittelwerte und Standardabweichungen der Schwellen der schwer- und normalhörenden Probanden jeweils für den unversorgten und die versorgten Situationen mit den Programmen *basis* und *mod*

Um die Auswirkung der verschiedenen Hörsystemeinstellungen genauer zu bewerten, zeigt die Grafik Abb. 8.28 den Gewinn, um wie viel Dezibel sich die Schwelle gegenüber der unversorgten Situation verbessert hat.

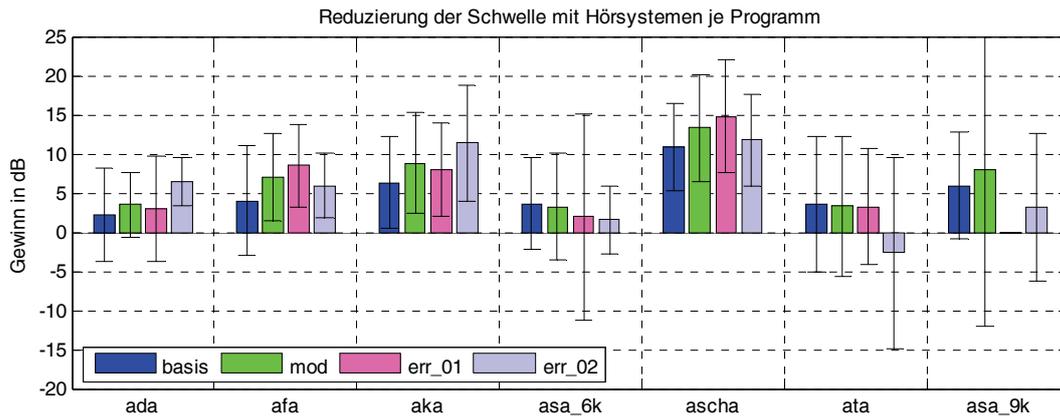


Abb. 8.28: Änderung der Schwelle durch die Versorgung mit den Hörsystemprogrammen *basis*, *mod*, *err_01* und *err_02*

Eine weitere Reduzierung bzw. Änderung der Schwelle durch die schmalbandigen Fehler *err_01* und *err_02* ist in **Abb. 8.29** dargestellt. Hier wurde die Differenz zwischen den Programmen *winner_FT1* und *err_01* bzw. *err_02* gebildet. Somit entsprechen positive Werte einer weiteren Reduzierung der Schwelle.

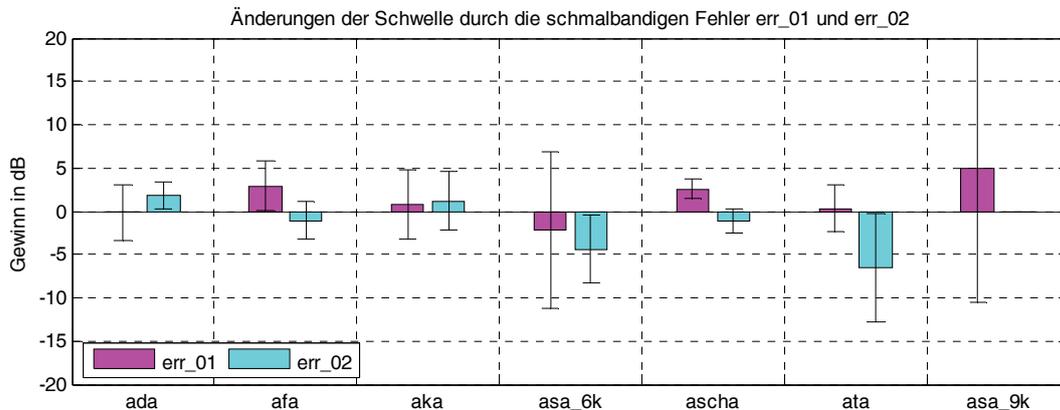


Abb. 8.29: Differenz zwischen den Programmen *winner_FT1* und *err_01* bzw. *err_02*

In den **Abb. 8.30** bis **Abb. 8.35** sind die relativen Häufigkeiten der Antworten gegenüber den dargebotenen Logatomen aufgetragen. Die Größe der Punkte repräsentiert die Häufigkeit der Antworten, wobei in den Darstellungen alle Antworten bei allen dargebotenen Pegeln eines Tests einbezogen wurden.

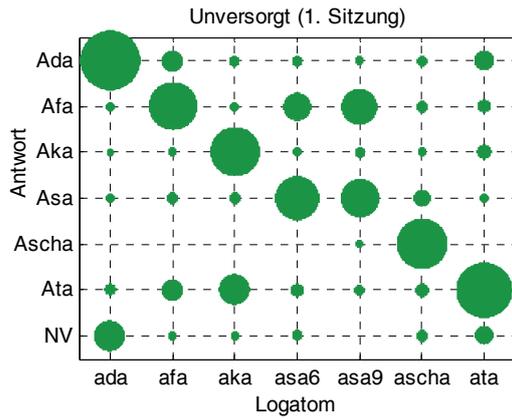


Abb. 8.30: Verwechslungsmatrix, *Unversorgt*

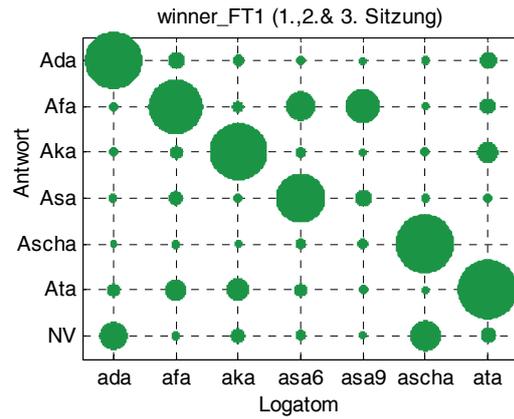


Abb. 8.31: Verwechslungsmatrix, *winner_FT1*

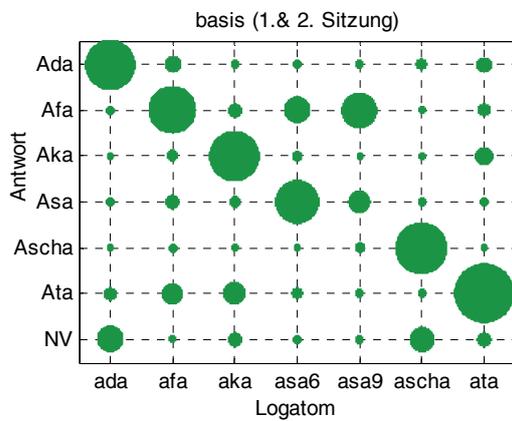


Abb. 8.32: Verwechslungsmatrix, *basis*

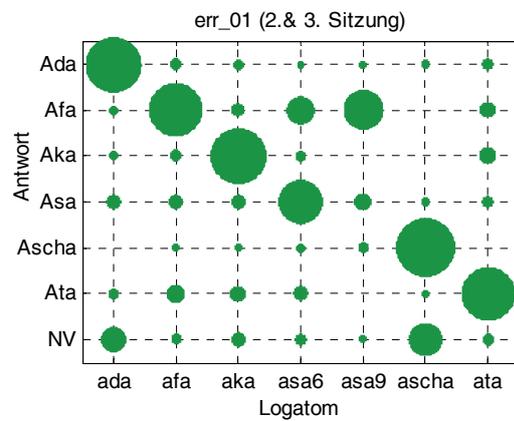


Abb. 8.33: Verwechslungsmatrix, *err_01*

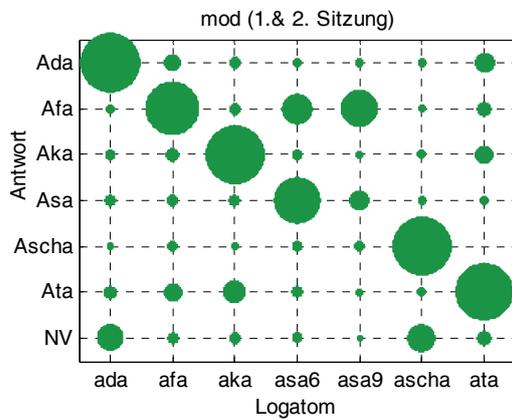


Abb. 8.34: Verwechslungsmatrix, *mod*

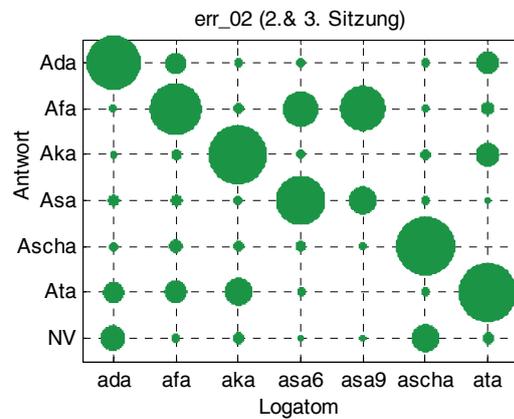


Abb. 8.35: Verwechslungsmatrix, *err_02*

8.3.6 Datalogging

Die Auswertung des Datalogging beschränkte sich auf die durchschnittliche Tragezeit pro Tag und auf die prozentuale Verteilung der Tragedauer auf die beiden Hörsystemprogramme. Ferner wurde die prozentuale Tragedauer der Hörsystemprogramme mit den

Antworten aus den beiden Interviews (**Kapitel 7.3.3**, Arbeitsschritt 7 und 15) nach den Feldtestphasen gegenüber gestellt. Die Tragezeit pro Tag wurde aus der Gesamttragedauer, dividiert durch die Tage der Aufzeichnungsdauer, ermittelt. Bei Betrachtung der Daten gab es keine nennenswerten Auffälligkeiten. Zwischen den Tragezeiten der linken und rechten Geräte wurde der Korrelationskoeffizient nach Pearson berechnet. In **Tabelle 8.3** sind diese Werte tabellarisch aufgeführt.

Tabelle 8.3: Auswertung des Datalogging für die Feldtestphasen

Feldtestphase	durchschnittliche Tragezeit pro Tag	Korrelationskoeffizient (links/rechts)
Feldtestphase 1:	9,28 h/Tag	$\rho = 0,995$
Feldtestphase 2:	8,86 h/Tag	$\rho = 0,992$

In der **Abb. 8.36** bis **Abb. 8.37** ist der Vergleich zwischen der Antwort des Probanden aus dem Interview (welches Programm ist der Gewinner?) und die Tragedauer (aus Datalogging) des Hörsystems im jeweiligen Programm gegeneinander aufgezeichnet.

Ob die Antwort des Probanden mit der Aufzeichnung des Datalogging übereinstimmte, musste in Abhängigkeit der prozentualen Verteilung der beiden Programme definiert werden. Das bedeutet, dass die Antwort des Probanden nur dann übereinstimmte, also wahr war, wenn das bevorzugte Programm auch eine bestimmte Zeit (in Prozent) getragen wurde. Der prozentuale Anteil der Tragezeit des Gewinners wurde bei der grafischen Darstellung auf die x-Achse gelegt. Auf der y-Achse ist der Anteil der Probanden in Prozent aufgetragen, für den die Aussage des Interviews mit dem Datalogging übereinstimmte (also wahr war). Somit kann bei verschiedenen Grenzwerten überprüft werden, welcher Anteil der Probanden eine wahre Aussage gemacht hat. Da das Trageverhalten stark von der Autostart Einstellung beeinflusst werden kann, wurde die Auswertung der 16 Probanden weiter aufgeteilt. Eine Gruppe (blaue Linie), bei der das bevorzugte Programm dem Autostart Programm entsprach und eine weitere Gruppe (rote Linie), bei der das bevorzugte Programm nicht dem Autostart Programm entsprach.

Ein Beispiel zur Interpretation in **Abb. 8.36**: Wenn man als Grenzwert für eine hohe Übereinstimmung von Programmpräferenz und tatsächlichem Trageverhalten annimmt, dass das Hörsystem mindestens 50 % oder mehr in dem bevorzugten Programm getragen worden sein muss, dann trifft dies für 70 % aller

Probanden zu. Differenziert man danach, welches Programm als Autostart verwendet wird, ergibt sich folgendes Bild: Diesen Grenzwert erreichten oder überschritten nur 50 % der Probanden, bei denen das bevorzugte Programm nicht dem Autostart Programm entsprach, aber 100 % der Probanden, bei denen das bevorzugte Programm als Autostart Programm programmiert war.

In der zweiten Feldtestphase war das Programm mit der schmalbandigen Änderung, der Fehler, grundsätzlich das Autostart Programm. Da beide Fehlertypen unterschiedlicher Natur waren, wurde noch zusätzlich in **Abb. 8.37** die Auswertung für beide Fehlertypen getrennt durchgeführt.

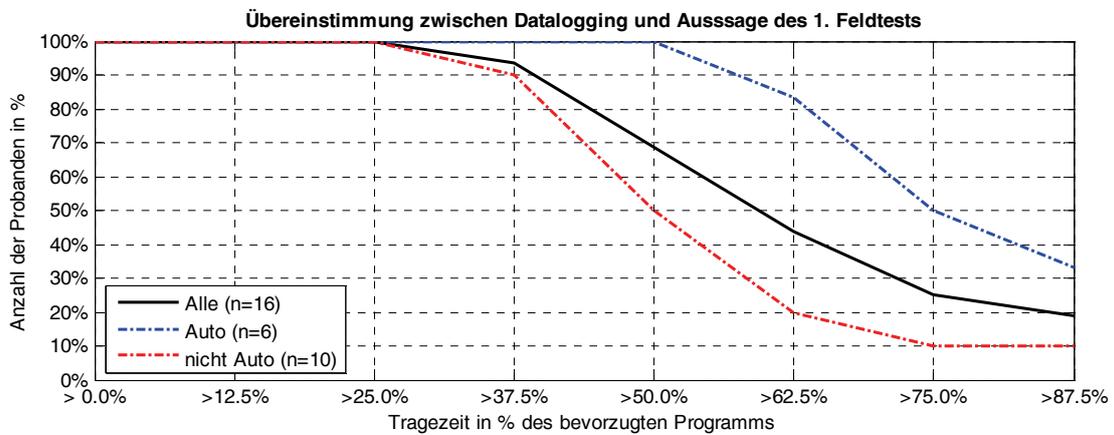


Abb. 8.36: Darstellung der Übereinstimmung zwischen Interview und Datalogging des 1. Feldtests

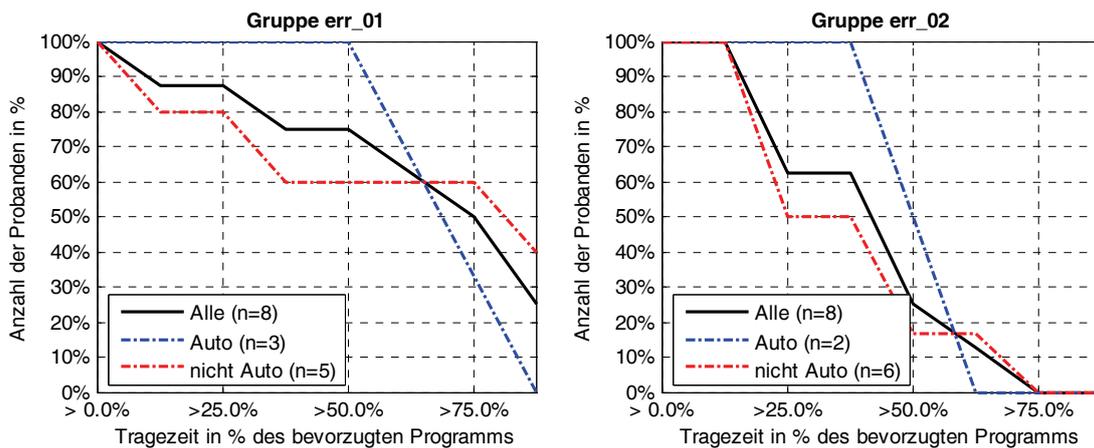


Abb. 8.37: Darstellung der Übereinstimmung zwischen Interview und Datalogging getrennt für die beiden Gruppen mit den Fehleren Typ *err_01* und *err_02*

8.3.7 Ergebnisse der subjektiven Klangbewertung

Bei der subjektiven Klangbewertung in der ersten und zweiten Laboreinheit wurden den Probanden zwei Klangbeispiele vorgespielt. Der Proband konnte zwischen den zwei Hörsystemeinstellungen beliebig oft wechseln. Die endgültige Bewertung einer Einstellung erfolgte zwar absolut, jedoch hatte der Proband zuvor Vergleiche durchgeführt, um Unterschiede und die verschiedenen Nuancen der Programme zu erkennen. Bei der Antwortmöglichkeit gab es keine Mehrfachantworten.

Die folgenden Abbildungen zeigen die Ergebnisse aus der ersten Laborsitzung und wurden über alle 16 Probanden erhoben. Die Grafiken sind nach allgemeinen Fragen zu beiden Klangbeispielen (Abb. 8.38 bis Abb. 8.40), nach spezifischen Fragen zu dem Klangbeispiel "leise Sprache" (Abb. 8.41) sowie dem Klangbeispiel "laute Musik" (Abb. 8.42), zusammengestellt.

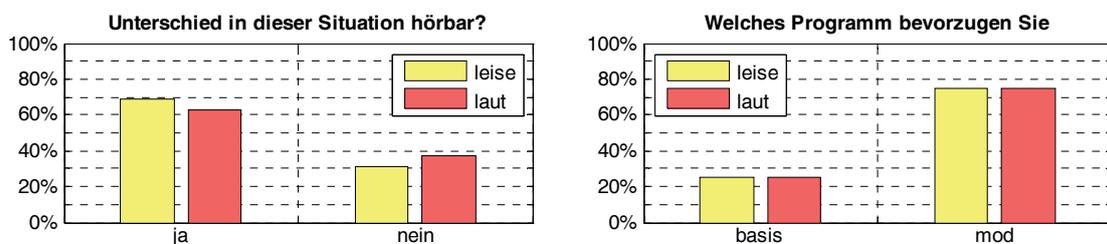


Abb. 8.38: Unterschied und Präferenz für beide Situationen

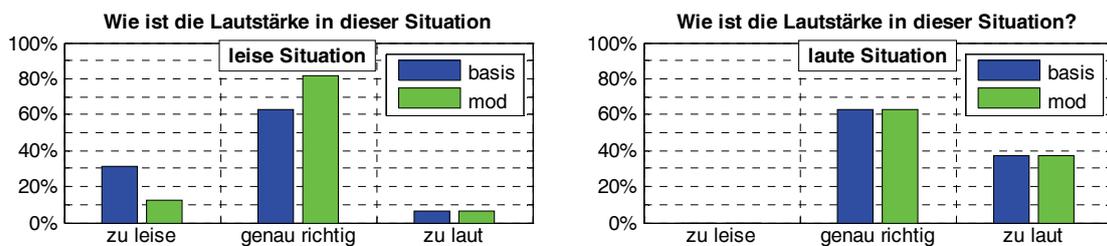


Abb. 8.39: Lautstärke für leise und laute Situation

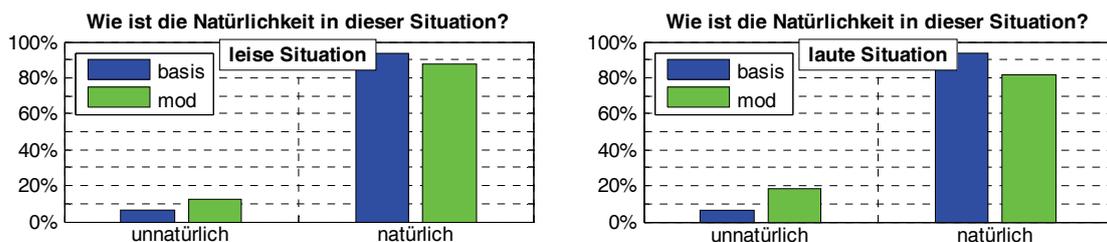


Abb. 8.40: Natürlichkeit für leise und laute Situation

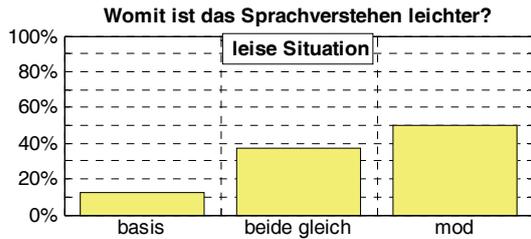


Abb. 8.41: Sprachverstehen für leise Situation

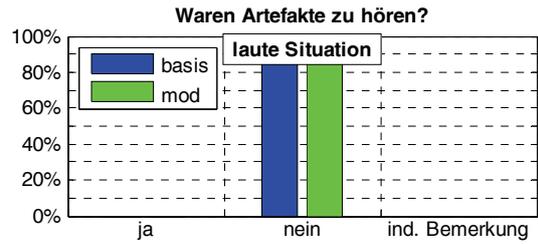


Abb. 8.42: Artefakte für laute Situation

Die Ergebnisse der zweiten Laborsitzung sind aufgeteilt in die beiden Gruppen *err_01* und *err_02*, mit 8 Probanden je Gruppe. Die Ergebnisse sind analog zur ersten Laborsitzung angeordnet.

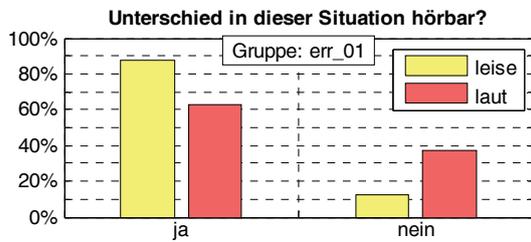


Abb. 8.43: Unterschied für beide Fehlergruppen und beide Situationen

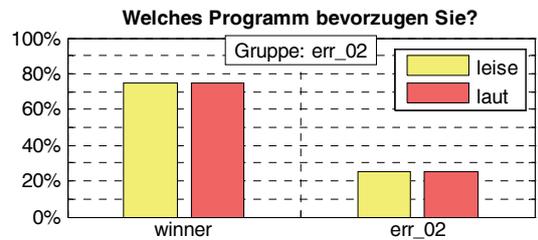
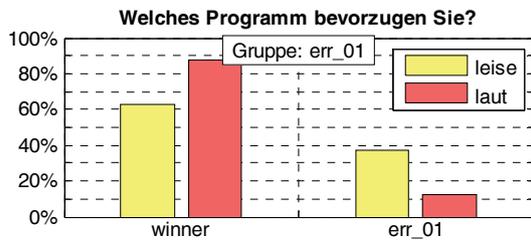
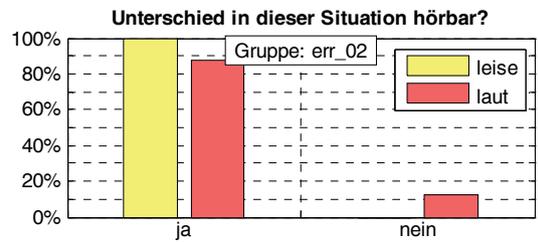


Abb. 8.44: Präferenz für beide Fehlergruppen und beide Situationen

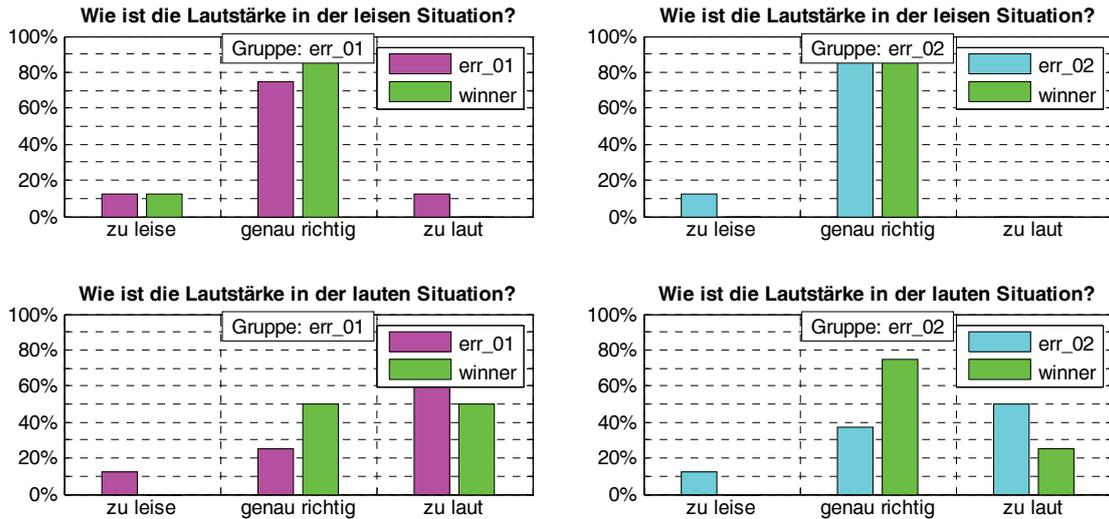


Abb. 8.45: Lautstärke für beide Fehlergruppen und beide Situationen

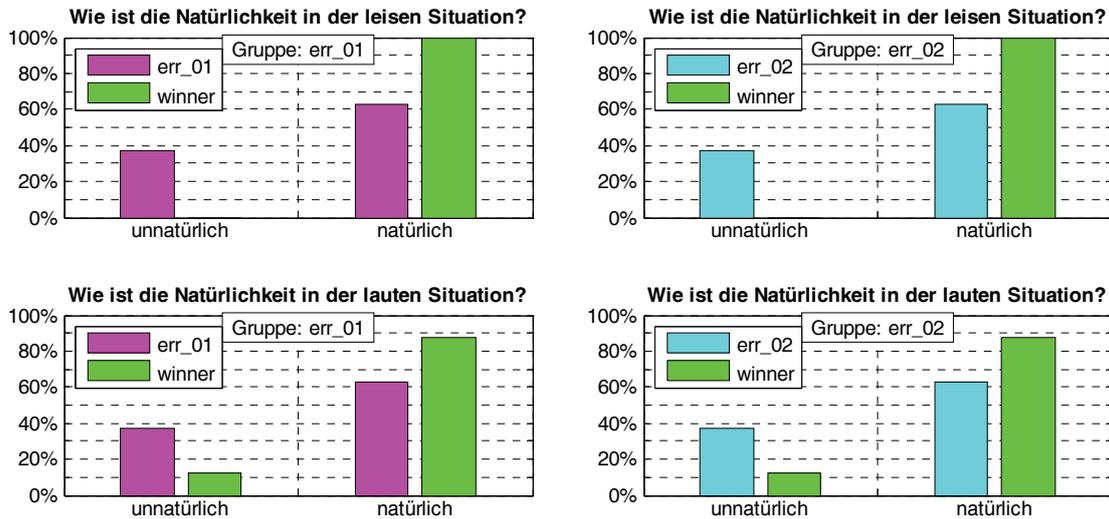


Abb. 8.46: Natürlichkeit für beide Fehlergruppen und beide Situationen

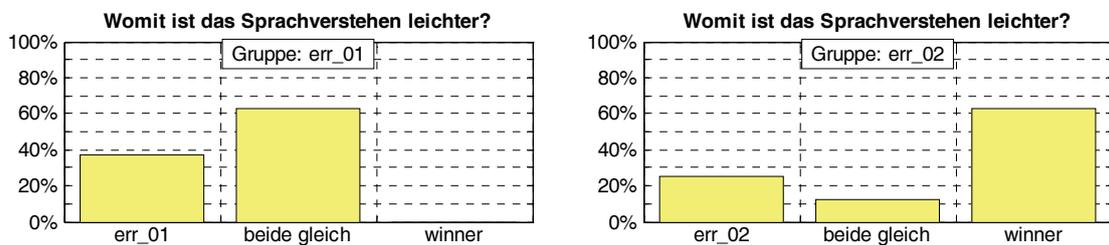


Abb. 8.47: Sprachverstehen für beide Fehlergruppen und die leise Situation

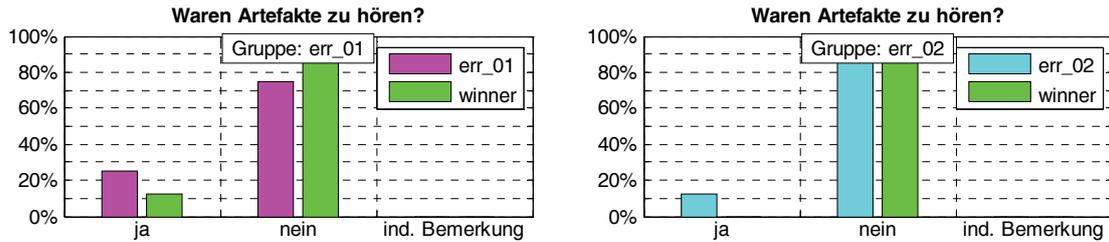


Abb. 8.48: Artefakte für beide Fehlergruppen und die laute Situation

8.3.8 Auswertung der Tagebücher

Die Auswertung der Tagebücher wurde für die beiden Situationen *leise* und *laut* in den beiden Feldtestphasen, bezogen auf die Anzahl der Bewertungen, durchgeführt. Insgesamt wurden in der ersten Feldtestphase 124 leise und 99 laute Situationen bewertet. In der zweiten Feldtestphase wurden 61/26 leise und 40/25 laute Situationen von den Gruppen *err_01/err_02* bewertet. Die Ergebnisse sind analog zu den Laborsitzungen angeordnet.

Ergebnisse erste Feldtestphase:

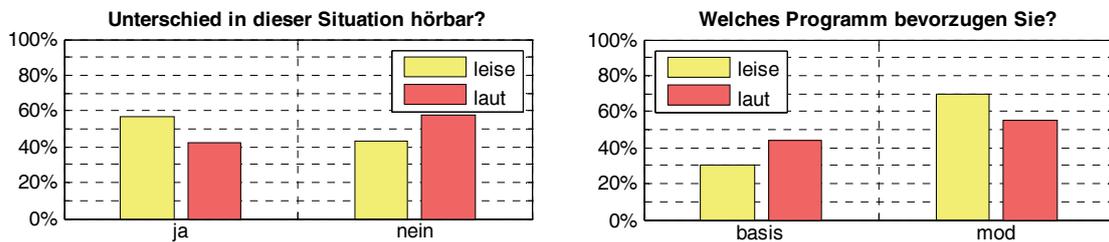


Abb. 8.49: Unterschied und Präferenz für beide Situationen

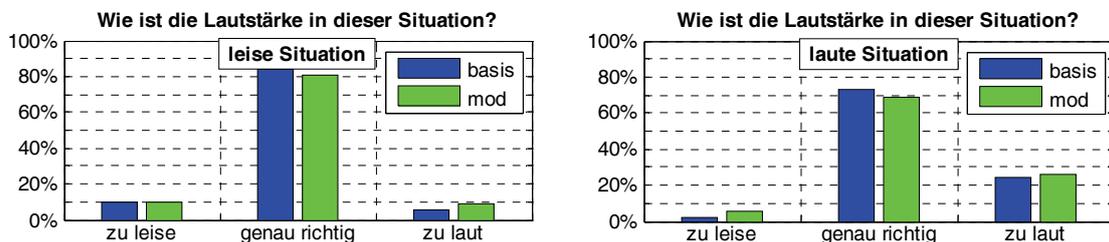


Abb. 8.50: Lautstärke für leise und laute Situation

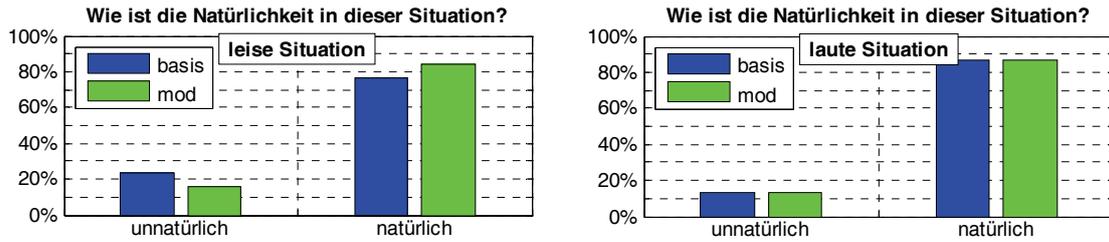


Abb. 8.51: Natürlichkeit für leise und laute Situation

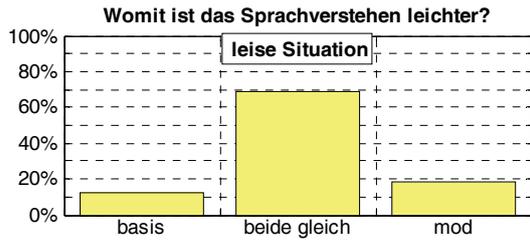


Abb. 8.52: Sprachverstehen für leise Situation

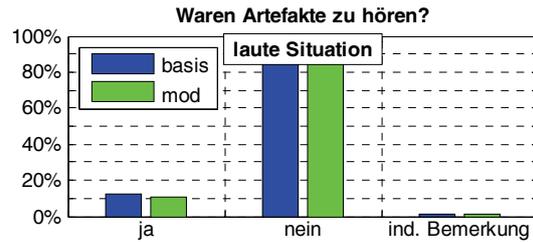


Abb. 8.53: Artefakte für laute Situation

Ergebnisse zweite Feldtestphase:

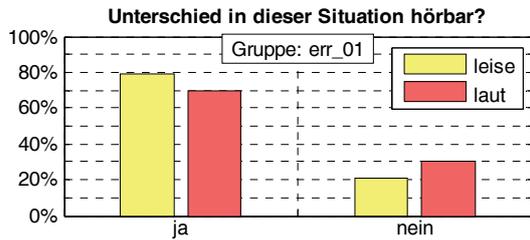


Abb. 8.54: Unterschied für beide Fehlergruppen und beide Situationen

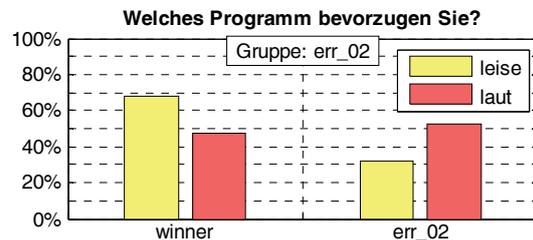
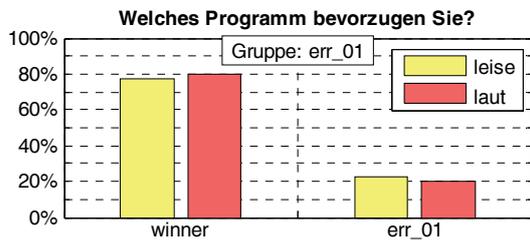
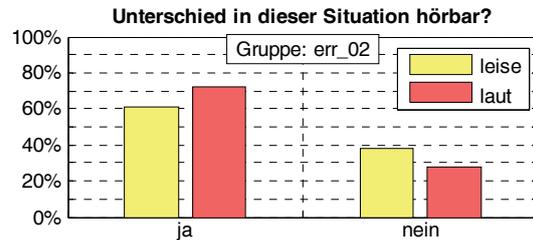


Abb. 8.55: Präferenz für beide Fehlergruppen und beide Situationen

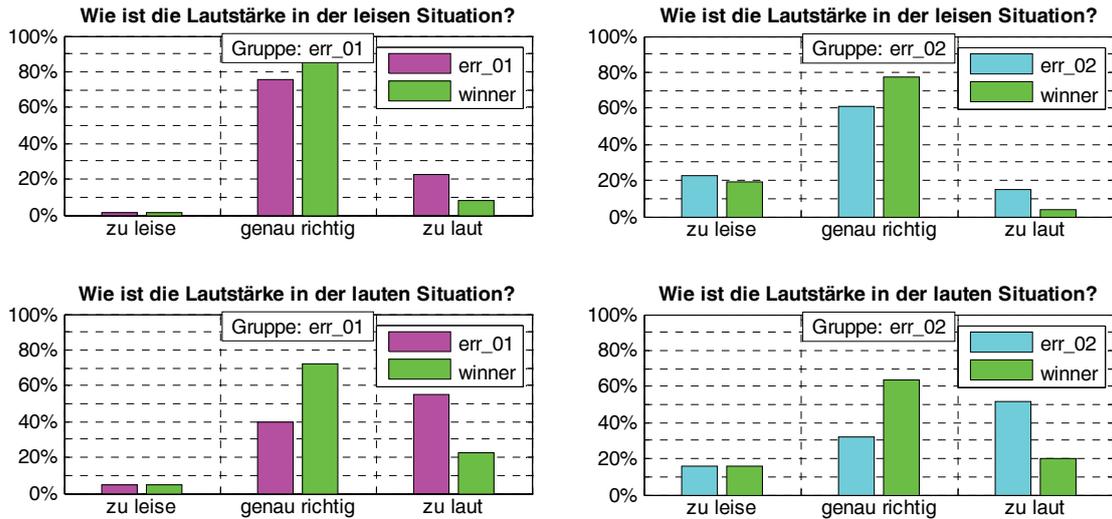


Abb. 8.56: Lautstärke für beide Fehlergruppen und beide Situationen

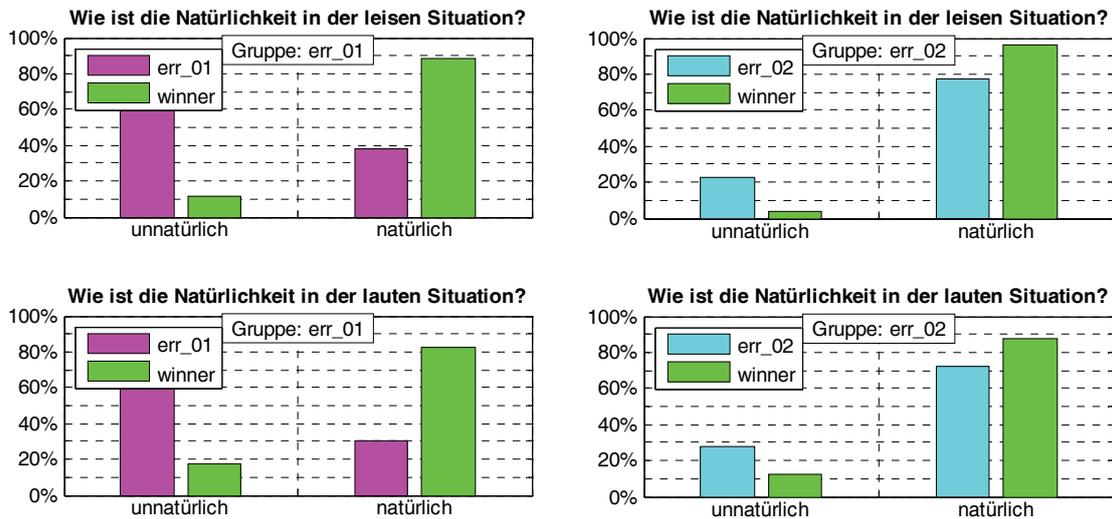


Abb. 8.57: Natürlichkeit für beide Fehlergruppen und beide Situationen

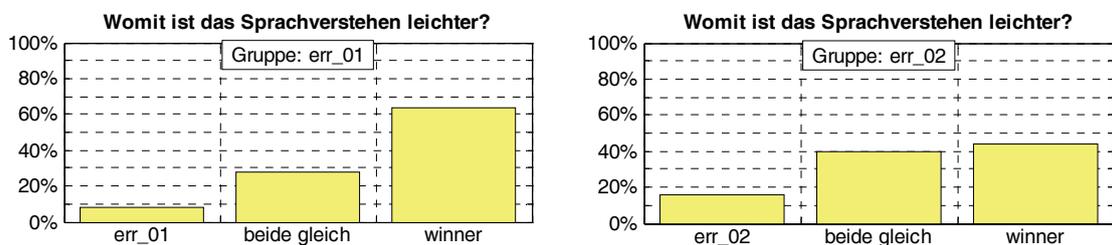


Abb. 8.58: Sprachverstehen für beide Fehlergruppen und die leise Situation

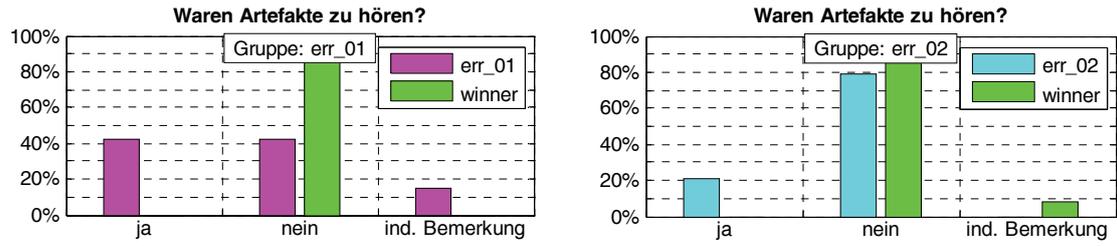


Abb. 8.59: Artefakte für beide Fehlergruppen und die laute Situation

9 Diskussion

9.1 Problematik subjektiver Untersuchungen an Probanden

Psychoakustische Messverfahren und Experimente an Probanden durchzuführen, um die Effekte von Hörsystemen zu erfassen, ist unter Umständen sehr problematisch, da zahlreiche Faktoren das Ergebnis beeinflussen können. Bei psychoakustischen Messverfahren ist der Mensch selbst ein Teil des Messinstrumentes. Dem Menschen wird ein akustischer Stimulus dargeboten und er soll anschließend eine Bewertung oder eine Reaktion liefern. Dies kann man in drei Verarbeitungsschritte einteilen. Zuerst kommt die Wahrnehmung, dann folgt die interne, individuelle Bewertung und schließlich wird eine Antwort formuliert oder gewählt. Die interne, individuelle Bewertung des Wahrgenommenen erfolgt im Gehirn des Probanden und ist für Außenstehende nicht einsehbar oder nachvollziehbar. Dieser Umstand birgt sehr viele unbekannte Variablen, die einen sehr großen Einfluss auf die Messergebnisse haben können. Um Messungen möglichst präzise zu machen, ist es also wichtig, diese Variablen so gut wie möglich zu kontrollieren und bei allen Probanden konstant zu halten. Es gibt mehrere Faktoren die diese Variablen beeinflussen. (Goldstein, 2002, Gegenfurtner, 2006, Zwicker und Fastl, 1990, Moore, 1997)

An erster Stelle steht die **Instruktion** für das jeweilige Experiment. Jeder Proband muss die gleiche Instruktion erhalten und der Versuchsleiter sollte auch ein Gefühl dafür haben, ob der Proband die Instruktion sinngemäß verstanden hat und auch in der Lage ist sie umzusetzen.

Die **physische Verfassung** des Probanden ist ein weiterer Faktor, der einen mehr oder weniger starken Einfluss auf die interne, individuelle Bewertung hat. Leidet der Proband an körperlichen Beschwerden, dann wird seine Bewertung, gegenüber einem gesunden Zustand, unweigerlich anders ausfallen. Leidet der Proband z.B. unter Kopfschmerzen, dann ist es sehr wahrscheinlich, dass laute akustische Stimuli von ihm wesentlich unangenehmer empfunden werden als das normalerweise der Fall wäre. Ein realer Fall in dieser Untersuchung war ein eingegipster rechter Arm. Der Proband, der Rechtshänder war, musste mit links den Touchscreen bedienen, was ihn erhöhte Konzentration kostete, die wahrscheinlich bei der internen Bewertung fehlte.

Den größten Einflussfaktor bilden **psychologischen Phänomene**. Hierzu gehören die allgemeine psychologische Verfassung, die mentale Situation, die persönliche Erwartung, die Gemütslage, frühere Erlebnisse und vieles mehr. Da man die Reihe der Faktoren fast bis ins Unendliche fortführen kann, wird hier lediglich anhand einiger Fälle aus dieser Untersuchung gezeigt, welche Probleme auftauchen können und zu berücksichtigen sind:

- Nachdem die Untersuchungen an Proband X1 abgeschlossen waren, erzählte er, dass er sich eigentlich nur mit Hörsystemen/Hörgeräten beschäftigt, da seine Frau ihn dazu ermutigt (drängt). Da er das eigentlich nicht möchte, könnte man vermuten, dass seine Konzentration bei den Versuchen nicht besonders hoch bzw. motiviert ist. Dies könnte zu "falschen" oder unbrauchbaren Ergebnissen führen.
- Die Hörsysteme von Proband X2 gehörten einer alten und sehr einfachen Serie an. Der Klang- und Qualitätseindruck der Testgeräte war deutlich besser als der, der eigenen Systeme. Der Proband betonte öfters, dass alle Einstellungen gegenüber seinen Systemen besser seien. Die interne Bewertung fiel bei diesem Probanden wahrscheinlich immer vergleichend zu seinen Systemen aus. War der Proband in der Lage, unabhängig von seinen Geräten die geforderten Vergleiche zwischen den verschiedenen Programmen des Testsystems durchzuführen?
- Proband X3 besaß mit die modernsten und teuersten Geräte und war damit aber nicht wirklich glücklich. Er erwartete eine Verbesserung durch die Teilnahme an diversen Studien rund ums Hören. Da die Testhörsysteme nicht zu der allerneusten Generation gehörten, machte sich schnell Unmut breit. Bei ihm war grundsätzlich alles schlechter, als mit den eigenen Systemen. Dieser Proband brach nach einer Woche ab.
- Der Proband X4 erzählte gerne viel von früheren Zeiten. Hier war es sehr schwierig, den Proband zu instruieren und seine Aufmerksamkeit auf die Untersuchungen zu lenken. War der Proband wirklich konzentriert bei der Sache, oder kreisten seine Gedanken um die nächsten Geschichten, die er nach der Messung erzählen möchte?

Bei dieser Untersuchung kann das gesamte Probandenkollektiv in zwei Gruppen eingeteilt werden. Ein Gruppe sind die "jungen" normalhörenden und die andere die "etwas älteren" schwerhörenden Probanden. Alleine der Altersunterschied machte sich bei den Instruktionen und Messungen deutlich bemerkbar. Den jüngeren Probanden fielen die geforderten Aufgaben deutlich leichter. So war z.B. die Bedienung eines Touchscreens kein Problem, da solche Systeme, durch Erfahrung mit den aktuellen Mobiltelefonen durchaus bekannt waren. Weiterhin ist es allgemein bekannt, dass jüngere Menschen in der Regel eine höhere Lernfähigkeit haben und sich somit schneller in geforderte Aufgaben einfinden können.

9.2 Diskussion der Methodik

9.2.1 Logatom-Test an 10 normalhörenden Probanden

Logatom-Tests finden für spezielle audiologische Fragestellungen, speziell wenn die kognitive Komponente (Auswertung von Kontextinformation etc.) für das Sprachverstehen soweit wie möglich ausgeschlossen werden soll, gelegentlich Verwendung (Dölp, 1992, Döring und Hamacher, 1992, Muhler et al., 2009, Kuk et al., 2010). In der vorliegenden Studie kam ein Logatom-Test zum Einsatz, da von einem derartigen Sprachtest am ehesten zu erwarten war, dass er auf geringe Änderungen in der Feinstruktur des Hörgerätefrequenzgangs reagieren würde. In den Messungen mit normalhörenden Probanden wurden zwei Verfahren, die Tonschwellenaudiometrie und der Logatom-Test angewandt. Die Tonschwellenaudiometrie diente hier lediglich zur Kontrolle, ob die Probanden auch tatsächlich normalhörend waren. Um diese Messung möglichst genau durchführen zu können, ist es wichtig, dass in der Messkabine absolute Ruhe herrscht, da die Hörschwellenwerte sehr nahe bei Pegeln um 0 dB HL erwartet werden. Geräusche von z.B. Ventilationsanlagen können hier schon zu verfälschten Ergebnissen führen.

Der Logatom-Test bei den normalhörenden Probanden lieferte in dieser Untersuchung Referenzwerte für das gewählte Setup von Logatomen. Je mehr Logatome in einem Testsetup enthalten sind, desto schwieriger ist es auch alle zuverlässig zu unterscheiden. Je geringer die Anzahl der angebotenen Logatome und damit die Zahl der Verwechslungsmöglichkeiten sind, desto höher ist die Zufalls- bzw. Ratewahrscheinlichkeit. Auch bei diesem Test sollten keine Geräusche die Messung stören. Da der Test im Freifeld, mit einem definierten Abstand zum Lautsprecher durchgeführt werden sollte, musste darauf geachtet werden, dass die Probanden ihre Sitzposition nicht veränderten. Denn eine Änderung des Abstandes zum Lautsprecher, z.B. indem man sich etwas vorbeugt, hat eine Pegeländerung zur Folge, was die Ergebnisse beeinflusst.

Die normalhörenden Probanden haben den Logatom-Test zweimal innerhalb einer Sitzung durchgeführt. Zwischen den beiden Messungen wurde eine Pause von ca. 10 min eingefügt. Bei den Ergebnissen zeigte sich, dass die Retest Messungen minimal günstiger ausfallen. Das könnte eine Anhalt dafür sein, die Pause länger zu gestalten, um Lern- bzw. Gewöhnungseffekte zu vermeiden. Ein anderer Aspekt besteht in der Möglichkeit, dass durch die erste Untersuchung schon eine Eingewöhnungsphase

durch den Probanden stattfand. Er hatte beim zweiten Durchgang eventuell die erste Hemmschwelle gegenüber einer neuen Untersuchung abgebaut und konnte sich somit auf den eigentlichen Test konzentrieren.

Eine Durchführung der Frequenzgangsglättung hätte bei normalhörenden Probanden weitere Informationen über das Testverfahren an sich geliefert, wurden aufgrund des Versuchsumfanges in dieser Untersuchung jedoch nicht durchgeführt. Der Lautheitsabgleich hätte bei normalhörenden Probanden die Kurven gleicher Lautheit liefern müssen. Test-Retest Messungen und Tests auf die Sensitivität des Verfahrens hätten hier durchaus zu stabileren Aussagen beitragen können. Dies wäre ein Ansatz für weiterführende Untersuchungen.

9.2.2 Pilotstudie – Frequenzgangsglättung

In der Pilotstudie mit schwerhörenden Probanden wurden vier Verfahren, nämlich die Tonschwellenaudiometrie, die Frequenzgangsglättung, die In-Situ Messungen und die subjektiven Klangbewertungen verwendet. Bei der Tonschwellenaudiometrie mit schwerhörenden Probanden wurde der Hörverlust für die Luft- und Knochenleitung ermittelt. Da man nicht genau weiß, wie stark die Unterschiede zwischen den beiden Ohren sind, muss man durch ein erstes Screening ermitteln, ob bei der Messung des schlechteren Ohres das bessere Ohr mit einem Rauschsignal vertäubt werden muss. Weiterhin muss bei der Messung der Knochenleitung das nicht getestete Ohr („Gegenohr“) vertäubt werden, wenn das Gegenohr eine bessere Knochenleitungsschwelle als das getestete Ohr aufweist. In dieser Untersuchung wurde, bei zu großen Differenzen zwischen der Hörleistung der beiden Ohren, so wie bei zu großer Differenz zwischen Luft- und Knochenleitung die Teilnahme an der Untersuchung abgelehnt (Ausschlusskriterium).

Die Anpassung der Hörsysteme wurde in den Schritten durchgeführt, wie es von der Anpass-Software vorgegeben wurde. Nachdem der First-Fit erstellt wurde, wurde eine Feinanpassung durchgeführt. Bei der Feinanpassung ist es besonders schwierig, die Bedürfnisse bzw. Wünsche des Probanden in eine geänderte Einstellung zu überführen. Hierzu wurde versucht, die Änderungswünsche mit der automatischen Feinanpassung der Anpass-Software zu realisieren. Der Proband führte in der Regel immer einen Vergleich mit seinen eigenen Systemen durch. Wenn nun das Test-Hörsystem in der

First-Fit Einstellung schon einen wesentlich besseren Eindruck als das eigene System macht, dann war der Proband meist ohne weitere Änderungen zufrieden. Ob das dann die optimale Einstellung aus versorgungstechnischer Sicht für den Probanden war, konnte somit nicht festgestellt werden. Ein weiteres Problem bei der Feinanpassung ist es, den beschriebenen Klangeindruck, bzw. die "Beschwerden" des Probanden richtig zu interpretieren. Ein Proband gibt an, dass das Hörsystem zu "scharf" klingt. Dies sind Aussagen, die nicht allgemein definierbar sind. "Scharf" kann für jeden Menschen etwas anderes bedeuten. In der Regel würde man hier eine Überhöhung in den hohen Frequenzen vermuten. Es könnte aber auch schon eine Überhöhung in den mittleren Frequenzen sein, es kommt darauf an, wie der jeweilige Proband sich solch einen Eindruck bildete. Der Klangeindruck "scharf" könnte aber auch entstehen, wenn Grund- und Tieftonbereich zu schwach ausfallen, wodurch diese Einstellung auch sehr leise empfunden werden müsste. Die Klangbeschreibungen von den Probanden richtig zu interpretieren, ist ein nicht zu vernachlässigendes Problem bei der Feinanpassung. Weiterhin sollten immer mehrere Lösungsversuche für die entsprechenden Probleme erprobt und dem Probanden angeboten werden. (Neumann, 2002, Tchorz und Arweiler, 2004)

Die Frequenzgangglättung wurde an diesem Probandenkollektiv zweimal innerhalb einer Sitzung durchgeführt. Die Dauer der Messung betrug im Durchschnitt ca. 5 min. pro Ohr, wobei zwischen den verschiedenen Probanden durchaus größere Unterschiede auftraten. Bei der Durchführung musste darauf geachtet werden, dass der Proband seine Sitzposition nicht veränderte. Auch hier, wie bereits bei dem Logatom-Test erwähnt, durfte der Proband den Abstand zum Lautsprecher nicht verändern oder seinen Kopf drehen. Dies hätte ebenfalls undefinierte Pegeländerungen zur Folge. Eine weitere Schwierigkeit bestand darin, den Probanden richtig zu instruieren. Bei manchen Probanden waren mehrere Übungsversuche und Beispiele nötig, um die Aufgabe richtig zu vermitteln. Auch bestand die Möglichkeit, dass mit steigender Frequenz andere Faktoren bewertet wurden und dass die Messung einen kontinuierlichen Drift (Pegelwunsch wurde mit steigender Frequenz geringer) bekam. Wenn es den Eindruck erweckte, dass dies der Fall war, konnte dem entgegengewirkt werden, indem man Vergleiche mit der Ausgangsfrequenz anbot. Das Problem, das bei hohen Frequenzen oft eine Unbehaglichkeit entsteht, die nicht vom dargebotenen Pegel bestimmt ist, ist kaum zu lösen. Hier

kann eine erneute Instruktion, "bitte achten sie nur auf die Lautstärke der beiden Signale", hilfreich sein.

Ein systematischer Fehler der Frequenzgangsglättung kann in der Wahl der Startfrequenz liegen. Die Startfrequenz wurde auf 960 Hz festgelegt, da hier die Lautstärke in Phon dem Schalldruckpegel in Dezibel entspricht (DIN ISO 226). Da mit dem Verfahren Spitzen und Einbrüche im Frequenzgang erfasst und korrigiert werden sollen, könnte sich folgendes Szenario abspielen. Die Startfrequenz könnte zufällig auf eine Spitze oder auf einen Einbruch fallen. Dies hätte zur Folge, dass die gesamte Messung auf ein anderes Pegelniveau verschoben würde. Um dies möglicherweise zu lösen, wäre es nötig, durch ein noch zu entwickelndes Verfahren, die Startfrequenz bzw. den Referenzpegel zu definieren.

Bei der Durchführung der subjektiven Klangbewertung gab es bei diesem hörgeräteerfahrenen Probandenkollektiv keine Auffälligkeiten. Die Bedienung des Hörsystems per Fernbedienung stellte kein Problem dar, im Gegenteil, es erleichterte den Vergleich der verschiedenen Hörprogramme. Bei der Durchführung gaben manche Probanden Kommentare zu den Fragebögen ab, aus denen gefolgert werden konnte, dass nicht jeder Proband die gleiche interne Bewertung durchführte. Somit stellt sich für manche Probanden die Frage, wo der Unterschied zwischen der Eigenschaft "dumpf" und "dröhnend" ist. Dies verweist wieder auf das bereits diskutierte Problem, dass die individuelle Psychologie einen großen Einfluss auf die Antwort hat und nicht von der akustischen Darbietung getrennt werden kann. Des Weiteren zeigte sich, dass bei vielen Probanden die Frage nach der Natürlichkeit des Klangbeispiels für Verwirrung sorgte. Für manche Probanden existierte keine Abstufung der Natürlichkeit, wie sie in den Antworten (*überhaupt nicht*, *etwas* und *sehr*) vorgegeben waren. Die vorgegebenen Antwortalternativen bei geschlossenen Fragebögen werden öfters als missverständlich oder schematisch kritisiert. Offene Fragebögen haben diesen Nachteil nicht. Jedoch besteht bei offenen Fragebögen das Problem, dass sie statistisch sehr schwierig auszuwerten sind. (Mummendey und Grau, 2008, Porst, 2008)

Die In-Situ Messung bei den Probanden lieferte die Verstärkung des Hörsystems, mit dem die Differenzen zwischen den Hörprogrammen berechnet wurden. Die In-Situ Messung birgt einige Besonderheiten, die unbedingt beachtet werden sollten. Zum einen muss der Proband seine Position einhalten, alle Umgebungsgeräusche sollten minimiert werden und die Positionierung der Sondenschläuche muss exakt eingehalten werden.

Besonders schwierig ist es die Otoplastik einzusetzen ohne die Position des Sonden-schlauchs zu verändern.

Bei der Generierung des Programms *insitu* wurde versucht, die Zielkurve der Anpass-Software zu erreichen. Dies war ein sehr intuitives Vorgehen und sehr von den persönli-chen Vorstellungen des Versuchsleiters abhängig. Da es sich hierbei nur um ein Neben-experiment handelte, das bei der In-Situ Messung nebenbei durchgeführt werden konn-te, wird auf die Ergebnisse und Resultate dieses Programms nicht weiter eingegangen.

9.2.3 Hauptstudie

In der Hauptstudie wurde neben den bereits diskutierten Verfahren die 2cc-Kuppler Messung, die Felderprobung, das Datalogging und die Frequenzgangsglättung in einer erweiterten Version verwendet.

Die 2cc-Kuppler Messungen ist eine technische Messung und wird grundsätzlich nur am Hörsystem ohne Mitwirkung des Probanden durchgeführt. Mit dieser Messung sollte die Übertragungsfunktion des Systems ermittelt werden, wobei adaptive Eigenschaften des Systems möglichst eliminiert werden mussten. Hier musste bei der Programmierung besonderer Wert auf die Deaktivierung sämtlicher adaptiver Funktionen gelegt werden. Spezielle Richtwirkungen der Mikrofone oder eine stark einsetzende Störgeräuschun-terdrückung könnten die Übertragungsfunktion stark beeinflussen. Bei diesen Messun-gen gab es keine weiteren Auffälligkeiten, die besonderer Aufmerksamkeit verdienen.

In den beiden Feldtestphasen hatte der Proband die Aufgabe, für leise und laute Hörsi-tuationen die beiden Hörprogramme zu vergleichen und seine Bewertung in den Tage-büchern zu dokumentieren. Dies funktioniert in der Praxis nicht immer zufriedenstel-lend. Hierfür gibt es diverse Gründe, die hauptsächlich in der Persönlichkeit des Pro-banden verankert sind. Es kann vermutet werden, dass manchen Probanden das tägliche Ausfüllen von Fragebögen einfach zu lästig ist, oder nicht in den Tagesablauf integriert werden kann. Ein Proband berichtete nach der Feldtestphase, dass er die Tagebücher nicht ausgefüllt habe, da er seine Erlebnisse und Eindrücke der Hörprogramme lieber jetzt dem Versuchsleiter beschreiben wolle. Im Gegensatz dazu gab es Tagebücher, die so stereotyp ausgefüllt waren, dass man den Eindruck bekommen konnte, dass dieser Proband alles komplett zu einem Zeitpunkt, vermutlich kurz vor dem erneuten Besuch ausgefüllt hatte. Es besteht also eine große Problematik darin, den Probanden so zu

motivieren, dass er die geforderte Aufgabe pflichtbewusst und gewissenhaft bewältigt. Hierzu wurde der Versuch unternommen, dem Probanden zusätzlich ausreichend Zusatz- und Kontaktinformationen im Tagebuch mitzugeben. Damit konnte der Proband sich bei Bedarf erneut informieren oder telefonisch Rückfragen stellen kann. Dies nutzten einige Probanden, da noch Fragen offen waren bzw. sich neu ergeben haben oder um sich rückzuversichern. Während der Feldtestphase wurde von Seite des Versuchsleiters bewusst kein Kontakt zum Probanden aufgenommen, da dies unter Umständen als unnötige Belästigung hätte aufgefasst werden können. Die gesamte Problematik dieser Umstände erschwert es, die Glaubwürdigkeit von Tagebüchern im Gesamten zu beschreiben.

Das Datalogging war in beiden Feldtestphasen aktiviert. Bei der Bewertung der Daten muss man mehrere Dinge beachten. Wenn der Proband das Hörsystem über Nacht nicht ausschaltete, dann wurde dies als Tragezeit bzw. Nutzungsdauer registriert. Dies konnte man nachträglich nicht kontrollieren. Weiterhin konnte aus den Tragezeiten der beiden Programme in dieser Studie nicht unbedingt auf das bevorzugte Programm geschlossen werden. Dies lag daran, dass das bevorzugte Programm in speziellen Hörsituationen durch den Probanden definiert werden sollte. Werden diese Situationen nur kurzzeitig aufgesucht, dann resultiert dies natürlich in kurzen Tragezeiten.

Die erweiterte Frequenzgangglättung wurde analog zur Pilotstudie durchgeführt. Die Problematik bei dieser Messung entspricht den Problemen, die für die Pilotstudie bereits erläutert wurden. Hier ist ergänzend zu erwähnen, dass die Messung bei einem Startpegel von 75 dB noch schwieriger durchzuführen war, da hier die Entscheidung des Probanden noch stärker von der Lautstärke geprägt wurde. Bei dem geringen Startpegel von 40 dB stellte sich mehrmals der Fall ein, dass das Testsignal gar nicht gehört wurde.

9.3 Diskussion der Ergebnisse

Es gibt zahlreiche Studien die sich mit verschiedenen Methoden der Feinanpassung von Hörsystemen beschäftigten (Pastoors et al., 2003, Franck et al., 2007, Cunningham et al., 2001, Neumann, 2002, Schmalfuß, 1998, Tchorz und Arweiler, 2004, Winter und Hockley, 2006). In dieser Untersuchung wurde zur Feinanpassung ein eigens entwickeltes Verfahren zur Glättung des Frequenzganges angewandt. Vor diesem Hintergrund ist es schwierig, die vorliegenden Ergebnisse mit anderen Studien zu vergleichen. In der

Diskussion der Ergebnisse soll dennoch versucht werden, einige Bezüge zu ähnlichen, bereits durchgeführten Untersuchungen, herzustellen.

9.3.1 Logatom-Test an 10 normalhörenden Probanden

Der Logatom-Test mit 10 normalhörenden Probanden soll in dieser Studie als Standard genutzt werden, um Vergleiche mit schwerhörenden Probanden zu ermöglichen. Ein weiterer Aspekt sollte in der Reproduzierbarkeit des Verfahrens liegen. Hierzu wurde eine Test-Retest Genauigkeit ausgewertet.

Die ermittelten Standardwerte für das gewählte Setup von Logatomen sind in **Abb. 8.1** dargestellt. Hier fällt auf, dass das Logatom *ascha* die niedrigste Schwelle und Streuung aufweist. Ein Grund hierfür könnte sein, dass dieses Logatom sich vom Spektrum (vgl. **Abb. 7.9**) gegenüber den anderen stark abgrenzt. Die Verwechslungsmatrix (**Abb. 8.3**) bestätigt diese Vermutung. Hier zeigt sich, dass es kaum Verwechslungen mit anderen Logatomen gab bzw. der Pegel adaptiv so niedrig wurde, dass die Antwort "NV (nicht gehört)" öfters angewählt wurde. Ein ähnliches Verhalten ist bei dem Logatom *ada* zu beobachten, wobei hier die Schwelle nicht ganz so niedrig ausfällt. Die beiden Logatome *asa_6k* und *asa_9k* weisen die größten Streuungen auf. Bei Betrachtung der Spektren ist deutlich zu erkennen, dass sich diese beiden Logatome nur in den Frequenzbereichen bei 6 und 9 kHz unterscheiden. Des Weiteren sind die Spektren bis ca. 4 kHz fast völlig identisch mit dem Spektrum des Logatoms *afa*. In der Verwechslungsmatrix sind daher die häufigsten Verwechslungen der beiden Logatome *asa_6k* und *asa_9k* mit *afa* zu finden. Die drei Logatome *afa*, *aka* und *ata* scheinen sich recht unabhängig von den anderen Logatomen zu verhalten. Die Schwellen, Streuungen und Verwechslungshäufigkeiten dieser drei Logatome fallen ähnlich aus. Bei Betrachtung der Test-Retest Auswertung (**Abb. 8.2**) zeigt sich im Retest eine geringfügige (ca. 1,23 dB) Verbesserung (Reduzierung) der Schwelle. Die 1,96-fache Standardabweichung, entsprechend dem 95 % Konfidenzintervall, beträgt 7,79 dB. Weiter wurde hier ein ICC (Intraklassen-Korrelationskoeffizient) von 0,7250 ermittelt. Aus dem doch recht hohen ICC kann man die Aussage ableiten, dass die normalhörenden Probanden alle etwa die gleichen Schwellen für alle hier getesteten Logatome aufweisen (Asendorpf und Wallbott, 1979).

Die Ergebnisse dieses Probandenkollektivs entsprechen den Erwartungen und decken sich mit den Erfahrungen der Entwickler (Boretzki, 2009). Eine Standardabweichung

von 3,79 dB der Test-Retest Untersuchung ist für eine Schwellenmessung bei komplexen Signalen (Sprache) ein akzeptabler Wert, wenn man bedenkt, dass ein Pegelunterschied von ca. 3 dB bei komplexen Signalen gerade als Unterschied wahrgenommen werden kann. Um die Ergebnisse noch weiter zu stabilisieren, wäre es durchaus angebracht, die Anzahl der Probanden noch weiter zu erhöhen. Wichtig bei einer Schwellenmessung ist es, dass die Übertragungseigenschaften des Systems möglichst linear sind. In ersten Untersuchungen zeigte sich, durch eine Überhöhung im Bassbereich (hervorgerufen durch Eckaufstellung des Lautsprechers) eine deutlich geringere Schwelle des Logatoms *ada*. Dieses Logatom besitzt einen großen Bassanteil. Da der Test mit einem Rauschsignal auf den korrekten Pegel kalibriert wird, ist zu empfehlen, dass man zusätzlich noch eine Frequenzanalyse des Systems durchführt. Hiermit kann die Linearität des Systems an der Position des Hörers kontrolliert und gegebenenfalls korrigiert werden.

9.3.2 Pilotstudie – Frequenzgangsglättung

Die Frequenzgangsglättung an den 10 schwerhörenden Probanden lieferte erste Eindrücke bezüglich der Durchführbarkeit (und Nützlichkeit) des Verfahrens. Die Test-Retest Auswertung (**Abb. 8.4**) zeigt eine gute Übereinstimmung der beiden Messungen. Die Standardabweichung der Test-Retest Untersuchung beträgt 2,74 dB und ist als gut zu bewerten. Wie schon in **Kapitel 9.3.1** diskutiert, ist ein Pegelunterschied von ca. 3 dB bei komplexen Signalen gut zu detektieren. Bei Betrachtung der Auswertung pro Frequenzband (**Abb. 8.5**) zeigt sich ein typischer Verlauf. Ausgehend von der Startfrequenz von 1,1 kHz nimmt die Standardabweichung pro Band hin zu tiefen und hin zu höheren Frequenzen zu. Diese Tatsache kann erklärt werden, da mit zunehmender Entfernung von der Startfrequenz sich Fehler zwischen den einzelnen Messpaaren immer weiter fortpflanzen und somit vergrößern. Bei den beiden niedrigsten Frequenzen entstand ein weiteres Problem. Der Vergleich der Lautstärke war bei diesen Frequenzen fast nicht mehr eindeutig möglich, da der Abstand Nachbarfrequenz so groß war, dass sich diese Signale zu sehr unterschieden. Die Bewertung der Lautstärke bei sehr niedrigen Frequenzen stellt auch ein allgemeines Problem dar. Bei den drei höchsten Frequenzen trat des Öfteren der Fall ein, dass diese Frequenzen von den schwerhörenden Probanden gar nicht gehört wurden. Manche Probanden konnten zwar ein Geräusch wahrnehmen, aber eine Bewertung der Lautstärke bzw. der Vergleich der

beiden Signale war ihnen nicht möglich. Diese Art der Fehlhörigkeit könnte eine Folge der sogenannten *dead regions* sein (Moore et al., 2000, Summers, 2004). Die Frequenzgangsglättung kann, wie in **Kapitel 3.2.3** dargestellt, als isophone Skalierung beschrieben werden. Zur Bestimmung von Kurven gleicher Lautheit, die Isophonen, gibt es eine Vielzahl von Verfahren und zugehörigen Untersuchungen (Gabriel, 1996, Robinson und Gatehouse, 1996, Cox et al., 1997, Palmer und Lindley, 1998, Villchur und Killion, 2008, Boretzki et al., 1994).

Eine Auswertung der Frequenzgangsglättung wurde hinsichtlich der Pegeländerung zum *basis* Programm für ein gleichlautes Empfinden durchgeführt (**Abb. 8.6**). Da die Änderungen individuell sehr unterschiedlich ausfallen, wurde hier der Median, der Interquartilbereich und die Min/Max Werte über der Frequenz aufgetragen. In den hohen Frequenzen zeigen sich Spitzenwerte im Bereich von -20 bis 20 dB. Hieraus könnte man auf das Vorhandensein von Resonanzen schließen. Der Interquartilbereich erstreckt sich im oberen Frequenzbereich von 0 bis 10 dB. Dies könnte darauf hinweisen, dass obwohl das *basis* Programm zwar den persönlichen Vorlieben entspricht, in den hohen Frequenzen jedoch zu wenig Verstärkung liefert, um zu einem gleichlauten Empfinden der einzelnen Frequenzen zu führen. In den niedrigen Frequenzen erstreckt sich der Interquartilbereich von 5 bis 10 dB. Hier ist zu bedenken, dass die Messgenauigkeit in den niedrigen Frequenzen unter Umständen zu gering ist.

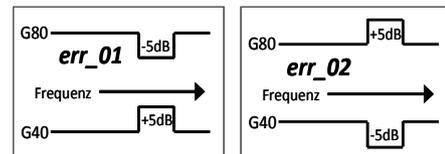
Aus den ermittelten Verstärkungen der In-Situ Messungen wurden die Differenzen zwischen den beiden Hörsystemeinstellungen ermittelt. Diese Differenz müsste im Idealfall der Pegeländerung aus der Frequenzgangsglättung entsprechen und die Differenz dieser Beiden sollte dementsprechend null ergeben. Die Differenz zwischen der gemessenen und gewünschten Pegeländerung für ein gleichlautes Empfinden ist in **Abb. 8.7** dargestellt. Der Median liegt von 0,6 bis 3,9 kHz recht nahe bei 0 dB. Das Hörsystem hat also die gewünschten Pegeländerungen gut umgesetzt. Jedoch gibt es bei einzelnen Frequenzen hohe Abweichungen. Hier wurde bei der Frequenzgangsglättung eine sehr große Pegeländerung gefordert, die vom Hörsystem offenbar nicht umgesetzt werden konnte. Das Hörsystem kann nicht bei allen Frequenzen beliebig hohe Verstärkungen liefern, da es entweder technisch begrenzt ist oder die Unbehaglichkeitsschwelle erreicht wurde. Weiterhin muss man beachten, dass das Hörsystem unter Umständen die Nachbarbänder des Frequenzbandes, das man gerade ändert, mit geändert hat. Da die

beiden höchsten Frequenzen extrapoliert wurden, treten hier extreme Werte auf, die unrealistisch sein können.

Die subjektive Klangbewertung (**Abb. 8.8** bis **Abb. 8.14**) zeigt für beide Klangbeispiele keine eindeutige Präferenz für das *basis* oder das *mod* Programm. Über alle Bewertungen gesamt betrachtet ist das *insitu* Programm der Verlierer. Das *mod* Programm erzeugt für viele Situationen keine extremen Bewertungen und wird meist in einem konzentrierten Antwortbereich angesiedelt. Dagegen ergeben sich für das *basis* Programm des Öfteren auch extremere Bewertungen. Da beide Programme sich im Mittel nur wenig unterscheiden, könnten mögliche schmalbandige Spitzen oder Einbrüche im Frequenzgang des *basis* Programms extremere Bewertungen zur Folge haben. Aus der subjektiven Klangbewertung kann der Schluss gezogen werden, dass für einige Probanden das geglättete Programm von Vorteil ist.

9.3.3 Hauptstudie

Die Frequenzgangglättung wurde in der Hauptstudie erweitert, indem die Glättung bei niedrigen und hohen Eingangspegeln durchgeführt wurde. Die Test-Retest Auswertung wurde über das gesamte Set an Messungen ausgeführt. In **Abb. 8.15** sind die Test-Retest Daten dargestellt. Die Ergebnisse fallen etwas günstiger aus als in der Pilotstudie. In der Hauptstudie wurden bei der Frequenzgangglättung die beiden niedrigsten und die drei höchsten Frequenzen ausgelassen, da sich in der Pilotstudie bei diesen Frequenzen diverse Probleme



zeigten. Die Standardabweichung über den gesamten Test-Retest betrachtet, beträgt nur 2,47 dB, was durchaus als sehr gute Reproduzierbarkeit interpretiert werden kann. Bei der Auswertung der Test-Retest Stabilität pro Frequenzband (**Abb. 8.16**) zeigt sich die gleiche Entwicklung der Standardabweichung wie in der Pilotstudie. Um die Reliabilität dieses Verfahrens weiter zu verifizieren wurde ein Test auf die Sensitivität der Frequenzgangglättung durchgeführt. Hierzu wurden im zweiten Teil der Hauptstudie zwei definierte Fehler in den Frequenzgang integriert. In **Abb. 8.17** und **Abb. 8.18** sind die Ergebnisse der Frequenzgangglättung für die Sensitivitätsprüfung dargestellt. Dementsprechend bilden sich die eingestellten schmalbandigen Änderungen gut ab, jedoch scheint sich der Fehler *err_02* wesentlich stärker als erwartet in der Frequenzgangglät-

tung auszuwirken. Dies könnte in einer erhöhten Linearität des Systems in diesem Frequenzbereich, wodurch der Dynamikbereich von niedrigen bis zu hohen Pegeln größer geworden ist, begründet sein.

Die Auswertung der Frequenzgangsglättung hinsichtlich der gewünschten Änderung für ein gleichlautes Empfinden in allen Bändern zeigt für niedrige und hohe Eingangspegel unterschiedliche Trends (**Abb. 8.19** und **Abb. 8.20**). Für das gleichlaute Empfinden bei Eingangspegeln von 40 dB ist hin zu den hohen Frequenzen mehr Verstärkung gewünscht und für 75 dB Eingang weniger Verstärkung. Wie auch in der Pilotstudie gibt es für beide Messpegel extreme Spitzen von bis zu ± 20 dB, was auf Resonanzen zurückgeführt werden kann. Bei Betrachtung der Präferenz (**Tabelle 8.2** und **Tabelle 8.3**) zeigt sich, dass das *mod* Programm von ca. 75% der Probanden präferiert wurde. Auch die Übereinstimmung der Entscheidung getrennt für laute und leise Situationen, sowie nach der ersten Feldtestphase zeigt ein homogenes Entscheidungsverhalten. Das geglättete Programm *mod* wird subjektiv besser empfunden als das *basis* Programm.

Die 2cc-Kuppler Messungen zeigen eine sehr hohe Test-Retest Übereinstimmung (**Abb. 8.21**). Die Standardabweichung beträgt nur 0,87 dB. Wie auch in der Pilotstudie wurden die Differenzen der 2cc-Kuppler Messung mit denen der Frequenzgangsglättung gegenübergestellt (**Abb. 8.22** und **Abb. 8.23**). Der 50% Bereich zwischen dem unteren und oberen Quartil hat für die Messung bei Eingangspegeln von 40 und 75 dB jeweils eine Breite von ca. 5 dB. Dies bedeutet, dass das Hörsystem die geforderten Änderungen sehr gut übernommen bzw. realisiert hat. Jedoch sind auch hier einige Extremwerte von ± 15 dB vorhanden. Eine Tendenz ist darin zu erkennen, dass für niedrige Pegel das Hörsystem etwas zu wenig und für hohe Pegel etwas zu viel Verstärkung lieferte. Bei der Darstellung der mittleren Differenzen zwischen *err_01/2* und *winner* auf Niveau des Messpegels (**Abb. 8.24**) zeigt sich, dass die Änderungen bei G40 auch die etwas höheren Pegel beeinflusst. Die Einstellungen bei G40 bzw. bei G80 beeinflussen also auch die gesamte Dynamik. Theoretisch hätte man erwartet, dass Änderungen bei 65 dB komplett null wären. Des Weiteren ist festzustellen, dass Änderungen bei G40 wesentlich stärker ausfallen als bei G80. Offenbar ist das Hörsystem bzw. die Software des Systems im unteren Dynamikbereich wesentlich empfindlicher als bei höheren Eingangspegeln.

Die Test-Retest Untersuchung (**Abb. 8.25**) des Logatom-Tests fällt gegenüber den normalhörenden Probanden etwas schlechter aus. Die Standardabweichung beträgt für

die schwerhörenden Probanden 7,12 dB, jedoch liegt der Mittelwert sehr nahe bei null. Dies mag seine Erklärung durch die größere Pause (7 bis 14 Tage) zwischen den beiden Messungen gegenüber den normalhörenden Probanden, die beide Messungen in einer Sitzung absolvierten, finden. Die Test-Retest Auswertung pro Logatom (**Abb. 8.26**) zeigt große Standardabweichungen für die beiden Logatome *asa_6k* und *asa_9k*. Bei den Messungen fällt auf, dass die schwerhörenden Probanden extreme Schwierigkeiten bei diesen beiden Logatomen hatten und nicht immer eine Schwelle adaptiv ermittelt werden konnte. Die Verwechslungsmatrizen (**Abb. 8.30** bis **Abb. 8.35**) bestätigen dieses Verhalten, da diese beiden Logatome fast ausschließlich mit *afa* verwechselt wurden. Der Grund für dieses Phänomen liegt in der Ähnlichkeit der Logatome unterhalb von 4 kHz. Es kann vermutet werden, dass das Hörsystem oberhalb von 4 kHz nicht genügend Verstärkung liefert oder eine Fehlhörigkeit der Probanden vorlag. Die Studie von Boothroyd beschäftigte sich mit dem Zischlaut /s/ von verschiedenen Sprechern und fand ähnliche Merkmale bezüglich der Spektren heraus. Als Folgerung wurde für "*high-fidelity hearing aid*" einen Frequenzgang bis hin zu 10 kHz gefordert, um die verschiedenen Aussprachen des Zischlautes /s/ unterscheiden zu können (Boothroyd und Medwetsky, 1992). Die Schwellen der einzelnen Logatome (**Abb. 8.27**) haben sich gegenüber der unversorgten Situation verbessert und auch die Standardabweichung wurde geringer. Eine Ausnahme stellt auch hier wieder das Logatom *asa_6k* und *asa_9k* dar. Die Schwellen der normalhörenden Probanden konnte für kein Logatom erreicht werden. Hörsysteme liefern in der Regel für sehr niedrige Eingangspegel bis zu ca. 30 dB sehr wenig bzw. keine Verstärkung aufgrund der Expansion in der Verstärkungskennlinie (*Soft Squelch*), da sonst Grundrauschen und Störgeräusche viel zu sehr präsent wären. Aus diesem Grund ist es auch grundsätzlich unwahrscheinlich Schwellenwerte kleiner als 30 dB zu erreichen.

Die Unterschiede zwischen den Programmen (**Abb. 8.28**) fallen sehr gering aus, wobei das *mod* Programm in der Tendenz etwas günstiger als das *basis* Programm ausfällt. In **Abb. 8.29** sind die Differenzen für die beiden Programme *err_01* und *err_02* dargestellt. Da das Programm *err_01* ca. 10 dB in den drei hohen Frequenzen bei kleinen Eingangspegeln mehr Verstärkung als das Programm *err_02* liefert, würde man für das Programm *err_01* günstigere Schwellen erwarten. Dies tritt bei den Logatomen *afa*, *asa_6k*, *ascha* und *ata* ein. Die Logatome *ada* und *aka* bleiben unverändert, da sie nur geringe Anteile in hohen Frequenzen aufweisen (**Abb. 7.9**).

Die Auswertung des Datalogging wurde ausführlich in **Kapitel 8.3.6** präsentiert. An dieser Stelle wird nur auf einige zusätzliche Beobachtungen eingegangen. Beim Datalogging stellt sich das Problem dar, dass die Anschaltzeit des Gerätes als Tragezeit interpretiert wird. Wenn der Proband das Gerät über Nacht angeschaltet lässt, resultiert dies natürlich in scheinbar hohen Tragezeiten. Dies kann nachträglich nicht überprüft bzw. korrigiert werden. Ein weiteres Problem ist eine klare Definition des Grenzwertes für eine hohe Übereinstimmung von Programmpräferenz und tatsächlichem Trageverhalten. Wenn der Proband in alltäglichen Hörsituationen keine Präferenz ausbilden kann, dann wird die Präferenz wahrscheinlich in den beiden Spezialsituationen (leise und laut) entwickelt. Wenn nun diese Spezialsituation selten oder nur von kurzer Dauer sind, dann sind natürlich die Tragezeiten auch sehr gering. Vor diesem Hintergrund wurde hier keine feste Grenze definiert. Vielmehr wurde in **Abb. 8.36** und **Abb. 8.37** der Grenzwert gleitend auf der x-Achse aufgetragen. Die unterschiedlichen Verläufe der Übereinstimmung von Gruppe *err_01* und *err_02* sind durch die Eigenschaften der schmalbandigen Änderungen zu erklären. Fehlertyp *err_01* liefert für hohe Frequenzen bei niedrigen Eingangspegeln mehr Verstärkung, was anscheinend im täglichen Leben als sehr störend empfunden wird und deshalb bewusst abgewählt wurde. Fehlertyp *err_02* erzeugt eine schmalbandige Senke in den hohen Frequenzen für niedrige Eingangspegel, was hier wohl nicht gehört bzw. nicht als störend empfunden wurde. Deshalb konnten die Probanden der Gruppen *err_02* vermutlich keine eindeutigen Präferenzen im täglichen Leben ausbilden. In einer Studie von Kießling et al. zeigte sich eine gute Übereinstimmung zwischen Selbsteinschätzung und Datalogging (Kießling et al., 2007), das sich auch in dieser Studie zeigte.

Im letzten Teil der Ergebnisdiskussion soll auf die subjektive Klangbewertung im Labor und die Tagebücher aus den Feldtests eingegangen werden. Im ersten Modul der Hauptstudie wurden die beiden Programme *basis* und *mod* an den 16 Probanden im Labor (**Abb. 8.38** bis **Abb. 8.42**) und im Feldtest (**Abb. 8.49** bis **Abb. 8.53**) mit jeweils den gleichen Fragen erfasst. Im Labor konnten über die Hälfte der Probanden Unterschiede zwischen den Programmen in den beiden Situationen wahrnehmen. Im Feldtest dagegen gerade noch die Hälfte in der leisen und etwas weniger als die Hälfte in der lauten Situation. Die Präferenz liegt für beide Situationen im Labor zu 75% beim Programm *mod* und im Feldtest liegt die Präferenz für das *mod* Programm noch bei 55% (laute) und 70% (leise Situation). Bei der Bewertung der Lautstärke und der Natürlichkeit im

Labor und im Feldtest schneiden beide Programme für beide Situationen in etwa gleich gut ab. Lediglich bei der Frage nach dem Sprachverstehen zeigen sich im Labor und Feldtest Differenzen. Im Labor ist das Sprachverstehen mit dem *mod* Programm besser und im Feldtest werden beide Programme als gleich gut bewertet. Artefakte (Rückkopplungspfeifen, Grundrauschen, technisch bedingte Verzerrungen, etc.) traten für beide Hörprogramme so gut wie gar nicht auf.

Im zweiten Modul der Hauptstudie wurden die beiden Programme *winner* und *err_01* bzw. *err_02* von den beiden Gruppen zu je 8 Probanden im Labor (**Abb. 8.43** bis **Abb. 8.48**) und Feldtest (**Abb. 8.54** bis **Abb. 8.59**) bewertet. Auch zeigte sich allgemein über die Fragen ein sehr ähnliches Bild zwischen den Ergebnissen aus der Labor- und Feldtestuntersuchung. Beide Fehlertypen werden von dem Großteil der Probanden detektiert und die Präferenz liegt in der Regel bei dem *winner* Programm. Die Präferenz für das *winner* Programm zeigt sich auch bei der Frage nach der Lautstärke und der Natürlichkeit. Das Programm *err_01* wird erwartungsgemäß bei der Natürlichkeit extrem schlecht bewertet. In einer Studie von van Buuren, in der sehr schmalbandige Peaks von 10, 20 und 30 dB untersucht wurden, zeigten sich in der Klangqualität deutliche Verschlechterungen und erst für Peaks von 30 dB Verschlechterungen für das Sprachverstehen (van Buuren et al., 1996). Beim Sprachverstehen gehen die Ergebnisse zwischen Labor- und Feldtest etwas auseinander. Das Programm *err_01* bietet im Labor ein gutes Sprachverstehen, im Feldtest dagegen liegt die Präferenz beim Programm *winner*. Artefakte traten nur bei den Programmen *err_01* und *err_02* auf.

Allgemein lässt sich hier feststellen, dass die Ergebnisse aus Labor- und Feldtests eine sehr hohe Übereinstimmung liefern. Ein Grund hierfür mag sein, dass die Klangbeispiele sehr passend gewählt wurden und/oder die Probanden die Feldtestbewertung in der richtigen Situation durchgeführt haben. Lediglich das Sprachverstehen im Feldtest stellt eine Ausnahme dar. Hier wurden eventuell von den Probanden häufig Situationen bewertet, die möglicherweise nicht leise genug war.

9.4 Schlussfolgerungen

Aus den Ergebnissen der vorliegenden Untersuchungen lassen sich folgende Schlussfolgerungen und Empfehlungen ableiten:

Wissenschaftliche und methodische Schlussfolgerungen

1. Vor der Durchführung des Logatom-Tests ist es ratsam den Frequenzgang des Übertragungssystems auf Linearität zu prüfen (Terzanalyse oder Impulsantwort des Systems).
2. Es zeigte sich eine hohe Reproduzierbarkeit der Frequenzgangsglättung und des Logatom-Tests.
3. Weitere Untersuchungen zu dieser Thematik mit erhöhter Probandenzahl sind zu empfehlen.
4. Die beiden Fehlertypen *err_01* und *err_02* wurden von der Frequenzgangsglättung gut erfasst, was die Sensitivität des Verfahrens belegt.
5. Bei geeigneter Wahl von Klangbeispielen entsprechen die Bewertungen in den Laboruntersuchungen denen aus den Feldtestphasen.
6. Eine einheitliche und verständliche Probandeninstruktion für die geplante Untersuchung ist zwingend erforderlich.

Schlussfolgerung für die praxisorientierte Anwendung

1. Die Frequenzgangsglättung hat sich als nützliche Hilfsmittel für die Hörgerätefeinanpassung erwiesen.
2. Der Logatom-Test eignet sich gut zur Objektivierung des Sprachverstehens in den verschiedenen Phasen der Hörgeräteanpassung.
3. Eine schmalbandige Anhebung der Verstärkung (*err_01*) wird stärker bzw. störender empfunden als eine Senke (*err_02*).
4. Das geglättete Programm *mod* wird subjektiv als besser empfunden als das *basis* Programm.
5. Die Persönlichkeit und die psychische Verfassung des Probanden bzw. mit Hörsystemen zu versorgendem Menschen muss individuell berücksichtigt werden.
6. Das hierbei verwendete Hörsystem *Savia Art 211* der Firma *Phonak AG* ermöglicht auf Grund der Signalverarbeitung in 20 Bänder eine sehr präzise Anpassung des Frequenzgangs und hat sich damit als sehr brauchbares Werkzeug für die Glättung des Frequenzganges erwiesen.

10 Zusammenfassung

Ziel: Das Ziel der Untersuchung war die Frequenzgangsglättung als Instrument zur Feinanpassung von Hörsystemen zu entwickeln, zu verifizieren und bezüglich ihres Nutzens zu validieren.

Probanden & Methode: Das Probandenkollektiv unterteilte sich in drei Gruppen: 10 normalhörende Probanden als Kontrollgruppe, 10 schwerhörende Probanden für die Pilotstudie und 16 schwerhörende Probanden für die Hauptstudie. Die 10 normalhörenden Probanden führten den Logatom-Test zur Referenzwertbestimmung durch. In der Pilotstudie wurde eine eigens entwickelte Frequenzgangsglättung untersucht und die daraus resultierenden Hörsystemeinstellungen objektiv (sprachaudiometrisch) und subjektiv durch die Probanden bewertet. In der Hauptstudie wurde die Frequenzgangsglättung in einer erweiterten Version (auf Basis der Erkenntnisse der Pilotstudie) im Labor und im Feld erprobt.

Ergebnisse: Bei der Untersuchung an den 10 normalhörenden Probanden zeigte sich eine starkes Clustering der Schwellen, sowie eine gute Reproduzierbarkeit des Logatom-Tests. In der Pilotstudie wurde mit der Frequenzgangsglättung das Programm *mod* erstellt, welches in der subjektiven Bewertung als etwas besser empfunden wurde als das *basis* Programm. In der Hauptstudie zeigte sich eine hohe Reliabilität der erweiterten Frequenzgangsglättung (für zwei Eingangspegel) sowie des Logatom-Test. Auch in der Hauptstudie konnte tendenziell eine Präferenz für das geglättete Programm *mod* festgestellt werden. Die im zweiten Teil der Hauptstudie eingeführten Fehlertypen haben die erwarteten Effekte ausgelöst und konnten mit dem Verfahren der Frequenzgangsglättung detektiert werden.

Schlussfolgerungen: Die hier entwickelte Frequenzgangsglättung hat sich als ein nützliches Verfahren im Rahmen der Feinanpassung erwiesen. Ferner hat sich gezeigt, dass sich der Logatom-Test zur Validierung des Nutzens einer Frequenzgangsglättung eignet. Dabei weisen die Frequenzgangsglättung und der Logatom-Test eine hohe Reproduzierbarkeit auf. Schließlich hat die vorliegende Untersuchung gezeigt, dass im Frequenzgang geglättete Hörsystemeinstellungen ein etwas besseres Silbenverstehen bieten und subjektiv als angenehmer bewertet werden.

11 Summary

Objective: It was the aim of this study to develop and to verify a procedure for frequency response smoothing as an instrument for hearing aid fine tuning and to validate its practical use.

Subjects & methods: The entire group of test subjects was subdivided into three subgroups: 10 normal hearing listeners as reference group, 10 hearing impaired subjects for the pilot study and 16 hearing impaired subjects for the main study. The normal hearing listeners performed out a "logatom test" to establish a set of the reference data for this speech material. In the pilot study a basic (at one input level) frequency response smoothing procedure particularly developed for this study was examined and the resultant fitting of the hearing aid for the subjects was assessed both objectively (speech audiometry) and subjectively (quality judgement). In the main study frequency response smoothing was tested and evaluated in an extended version (on the basis of the results of the pilot study) in laboratory tests and field trials.

Results: The results of the logatom test for the 10 normal listeners show a clustering of speech recognition thresholds and a fairly good reproducibility. In the pilot study the program *mod* achieved by frequency response smoothing was rated by the test subjects to be a little better than the *basis* program. In the main study high reliability was observed for the extended (at two input levels) frequency response smoothing as well as for the logatom test. In this part of the study the subjects also trend to prefer the smoothed program *mod* over the *basis* program. The *error-types* examined in the second part of the main study resulted in the expected effects. They could be detected reliably by the subjects using the frequency response smoothing procedure developed in this study.

Conclusions: Smoothing of the frequency response as examined in this study has proved to be as a useful method for hearing aid fine tuning. The study has demonstrated that the logatom test is an appropriate tool for the validation of the benefit of frequency response smoothing. In this context, smoothing of the frequency response as well as the logatom test, show a high reproducibility. Finally, the results of this study suggest that a smoothed hearing aid frequency response provides a somewhat better recognition of syllables and its sound is subjectively considered to be more pleasant.

12 Literaturverzeichnis

Normen:

DIN EN 60118-0: Hörgeräte, Messung der Akustischen Eigenschaften.

DIN EN 60318-5: 2ccm Kuppler für Hörgeräte

DIN ISO 226: Akustik, Normalkurven gleicher Lautstärkepegel (1987 und 2003)

DIN ISO 8253: Akustik, Audiometrische Prüfverfahren

Literatur:

Leitlinien der Deutschen Gesellschaft für Hals-Nasen-Ohrenheilkunde, Kopf-Hals-Chirurgie zur Hörgeräteversorgung, <http://www.hno.org>.

2005. *Bundesausschuss der Ärzte und Krankenkassen - Indikationskriterien zur Versorgung mit Hörgeräten - Hilfsmittelrichtlinien*, Bundesanzeiger.

ASENDORPF, J. & WALLBOTT, H. G. 1979. Maße der Beobachterübereinstimmung: Ein systematischer Vergleich. *Zeitschrift für Sozialpsychologie*, 131, 243-252.

BAITSCH, H. A. 2004. *Potentielle Auswirkung der Genese der Schwerhörigkeit auf die subjektiv empfundene Lebensqualität*, Med. Diss.

BLAND, J. M. & ALTMAN, D. G. 1986. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet*, 1, 307-10.

BLAND, J. M. & ALTMAN, D. G. 1999. Measuring agreement in method comparison studies. *Stat Methods Med Res*, 8, 135-60.

BÖHME, G. & WELZL-MÜLLER, K. 2005. *Audiometrie*, Bern, Huber.

BOOTHROYD, A. & MEDWETSKY, L. 1992. Spectral distribution of /s/ and the frequency response of hearing aids. *Ear Hear*, 13, 150-7.

BORETZKI, M. 2009. The Phoneme Test. *Field Study News September*. Stäfa, Schweiz: Phonak AG.

BORETZKI, M., HELLER, O., KNOBLACH, W., FICHTL, E., STOCK, A. & OPITZ, M. Year. Untersuchungen zur Reliabilität und Sensitivität der Hörfeldaudiometrie. In: DAGA '94, 1994 Dresden. DPG, 1433-1436.

BORTZ, J. 2005. *Statistik für Human- und Sozialwissenschaftler*, Heidelberg.

CONSTAM, A. 1998. *Probleme mit Hörgeräten aus der Sicht des Praktikers*. In: Sill, A. (Hrsg.): *Fortschritte der Akustik - DAGA '98*, Oldenburg, DEGA e.V.

COX, R. M., ALEXANDER, G. C., TAYLOR, I. M. & GRAY, G. A. 1997. The contour test of loudness perception. *Ear Hear*, 18, 388-400.

CUNNINGHAM, D. R., WILLIAMS, K. J. & GOLDSMITH, L. J. 2001. Effects of providing and withholding postfitting fine-tuning adjustments on outcome measures in novice hearing aid users: a pilot study. *Am J Audiol*, 10, 13-23.

- DAVIS, A. C. 1989. The prevalence of hearing impairment and reported hearing disability among adults in Great Britain. *Intern J Epidemiol*, 18, 911-917.
- DÖLP, U. Year. Entwicklung eines offenen Logatomtests zur Analyse des Sprachhörverlusts - erst Ergebnisse einer exemplarischen Untersuchung. In: KOLLMEIER, B., ed. *Moderne Verfahren der Sprachaudiometrie*, 1992 Seeburg. Median, 169-195.
- DÖRING, W. H. & HAMACHER, V. Year. Neue Sprachverständlichkeitstests in der Klinik: Aachener Logatomtest und "Dreinsilbertest" mit Störschall. In: KOLLMEIER, B., ed. *Moderne Verfahren der Sprachaudiometrie*, 1992 Seeburg. Median, 137-168.
- ESSER, L. 1994. *Einfluss außerberuflicher Lärmexposition auf das Hörvermögen Jugendlicher und junger Erwachsener*. In: *Fortschritte der Akustik - DAGA*, Bad Honnef, DPG.
- FABRY, D. 2005. DataLogging: A clinical tool for meeting individual patient needs. *Hearing Review*, 12, 32-36.
- FLYNN, M. C. 2005. Datalogging: A new paradigm in the hearing aid fitting process. *Hearing Review*, 12, 52-57.
- 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, 388-97.
- FUDER, G. & KRAAK, W. 1988. *Erfassung der Informationskapazität des Gehörs bei Innenohrschäden mit Recruitment*. In: Kraak, W. (Hrsg.): *Angewandte Akustik*, Berlin, VEB Verlag Technik.
- GABRIEL, B. 1996. *Equal-loudness Level Contours: Procedures, Factors and Models*. Dissertation, Carl-von-Ossietsky-Universität.
- GEERS, W. & HAUBOLD, J. 1993. Anpassung von Hörgeräten mit natürlichen Klangbildern. *Fortschritte der Akustik - DAGA*. Bad Honnef: DPG-GmbH.
- GEGENFURTNER, K. R. 2006. *Gehirn & Wahrnehmung*, Farnkfurt, Fischer-Taschenbuch-Verl.
- GOLDSTEIN, E. B. 2002. *Wahrnehmungspsychologie*, Heidelberg, Spektrum Akademischer Verlag.
- HELLBRÜCK, J. 1993. *Hören; Physiologie und Pathologie*, Göttingen, Dr. C. H. Hogrefe Verlag.
- HELLBRÜCK, J. & MOSER, L. M. 1985. Hörgeräteaudiometrie: ein computerunterstütztes psychologisches Verfahren zur Hörgeräteanpassung. *Psychol*, 27, 478-493.
- HELLBRÜCK, J. & MOSER, L. M. 1986. Psychophysical measurements of inner ear processes with category scaling of loudness. *ORL J Otorhinolaryngol Relat Spec*, 48, 135-136.
- HELLBRÜCK, J. & SCHICK, A. 1989. 10 Jahre "Walkman" - Grund zum Feiern oder Anlaß zur Sorge? . *Z Lärmbekämpfung*, 36, 121-136.
- HELLER, O. 1982. *Theorie und Praxis des Verfahrens der Kategorienunterteilung (KU)* In: *Forschungsbericht 1981*, Würzburger Psychologisches Institut III.

- HERBST, K. G. 1983. *Psycho-social consequences of disorders of hearing in the elderly* In: Hinchcliff R. (Hrsg.): *Hearing and balance in the elderly*, Edinburgh, Churchill, Livingstone.
- HOHMANN, V. & KOLLMEIER, B. 1995. Weiterentwicklung und klinischer Einsatz der Hörfeldskalierung. *Audiol. Akustik*, 34, 48-59.
- HOLUBE, I., KINKEL, M. & KOLLMEIER, B. Year. Messungen zur monauralen und binauralen Zeit- und Frequenzauflösung. In: DAGA '91, 1991. 549-552.
- ISING, H. 1995. *Gehörgefährdung durch laute Musik* In: *Bericht 18 Tonmeistertagung*, München, Verlag K.G. Saur.
- KAERNBACH, C. 2001. Adaptive threshold estimation with unforced-choice tasks. *Percept Psychophys*, 63, 1377-88.
- KELLER, F. 1980. *Technische Hilfe bei der Rehabilitation Hörgeschädigter*, Berlin, Heidelberg, Springer.
- KIEBLING, J. 1996. Die Kategorial-Lautheitsskalierung: Grundlagen, Durchführung und klinische Anwendung. *DAGA*, 56-59.
- KIEBLING, J. 2004. Skalierungsverfahren in der Audiometrie. 7. *DGA Jahrestagung*, 1-4.
- KIEBLING, J., BRENNER, B., NELSON, J., DYRLUND, O. & GROTH, J. A. 2007. Feldstudie zum Nutzungsverhalten von Hörgeräten: Datalogging versus Selbsteinschätzung. *Z Audiol*, 46, 48-55.
- KIEBLING, J., KOLLMEIER, B. & DILLER, G. 1997. *Versorgung und Rehabilitation mit Hörgeräten*, 1. Auflage, Stuttgart, Thieme Verlag.
- KIEBLING, J., MUELLER, M. & LATZEL, M. 2006. Fitting strategies and candidature criteria for unilateral and bilateral hearing aid fittings. *Int J Audiol*, 45 Suppl 1, S53-62.
- KIEBLING, J., PFREIMER, C. & SCHUBERT, M. 1996. Recruitmentnachweis - Kategorial-Lautheitsskalierung und klassische überschwellige Audiometrie im Vergleich. *Laryngo-Rhino-Otol*, 75, 10-17.
- KIEBLING, J., SCHUBERT, M. & WAGNER, I. 1994. Lautheitsskalierung. *HNO*, 42, 350-357.
- KIEBLING, J., SCHUBERT, M. & WAGNER, I. 1995. ScalAdapt - Ein adaptives Verfahren zur Hörgeräteanpassung mittels Lautheitsskalierung. *Hörakustik*, 3, 4ff.
- KIEBLING, J., STEFFENS, T. & WAGNER, I. 1993. Untersuchungen zur praktischen Anwendbarkeit der Lautheitsskalierung. *Audiol Akust*, 4, 100-115.
- KINKEL, M. & MOSER, L. M. 1998. Untersuchungen über den Zusammenhang zwischen der Reinton-Hörschwelle und der mit Hilfe der kategorialen Lautheitsskalierung ermittelten Hörschwelle. *Z Audiol*, 2, 56-64.
- KOLLMEIER, B. *Skript zur Vorlesung "Physiologische, psychologische und audiologische Akustik, Universität Oldenburg* http://www.physik.unioldenburg.de/Docs/medi/html/teaching_download.html.
- KOLLMEIER, B. 1992. Cocktail-Parties und Hörgeräte: Probleme und Lösungsansätze bei der Rehabilitation Schwerhöriger. *DAGA*, 73-83.

- KOLLMEIER, B. 1997a. *Hörflächenskalierung - Grundlagen und Anwendung der kategorialen Lautheitsskalierung für die Hördiagnostik und Hörgeräte-Versorgung*, Heidelberg, Median-Verlag.
- KOLLMEIER, B. 1997b. *Klinische Diagnostik mit der Lautheitsskalierung*, In: Kollmeier B. (ed) *Hörflächenskalierung - Grundlagen und Anwendung in der kategorialen Lautheitsskalierung für Hördiagnostik und Hörgeräteversorgung*, Heidelberg, Median.
- KUK, F., LAU, C. C., KORHONEN, P., CROSE, B., PEETERS, H. & KEENAN, D. 2010. Development of the ORCA nonsense syllable test. *Ear Hear*, 31, 779-95.
- LEHNHARDT, E. & LASZIG, R. 2009. *Praxis der Audiometrie*, Thieme.
- LODWIG, A. 1998. *Ein System zur Anpassung von Hörgeräten - Messtechnik, patientenbezogene Modellierung, Optimierung der Komponenten*, Aachen, Shaker-Verlag.
- MCGRAW, K. O. & WONG, S. P. 1996. Forming inferences about some intraclass correlation coefficients. *Psychological Methods*, 1, 30-46.
- MEDERER, W. 2005. *Untersuchung der Wirkung der Multi-Mikrophon-Technologie (AudioZoom) in digitalen Hörgeräten der Firma Phonak bei monauraler und binauraler Versorgung mit dem Verfahren des Würzburger Hörfeldes*, Würzburg, Med. Diss.
- MEISENBACHER, K. 2008. *Entwicklung und Evaluation eines adaptiven Logatomtests zur Ermittlung der Konsonantenverständlichkeit*. Diplomarbeit, Fachhochschule Oldenburg.
- MOORE, B. C. J. 1997. *An Introduction to the Psychology of Hearing*, San Diego, California, Academic Press.
- MOORE, B. C. J. 2003. *An Introduction to the Psychology of Hearing*, Academic Press.
- MOORE, B. C. J., HUSS, M., VICKERS, D. A., GLASBERG, B. R. & ALCANTARA, J. I. 2000. A test for the diagnosis of dead regions in the cochlea. *British Journal of Audiology*, 34, 205-224.
- MOSER, L. M. 1987. Das Würzburger Hörfeld - ein Test für prothetische Audiometrie. *HNO*, 35, 318-321.
- MOSER, L. M. 1996. Das Würzburger Hörfeld - kategoriale Lautheitsskalierung. *HNO*, 44, 556-558.
- MROWINSKI, D. & SCHOLZ, G. 2006. *Audiometrie*, Stuttgart, Thieme.
- MUHLER, R., ZIESE, M. & ROSTALSKI, D. 2009. Development of a speaker discrimination test for cochlear implant users based on the Oldenburg Logatome corpus. *ORL J Otorhinolaryngol Relat Spec*, 71, 14-20.
- MÜLLER, H. G. & HORNSBY, B. 2002. *Selection, Verification and Validation of Maximum Output*. In: Valente, M. (Hrsg): *Strategies for selecting and verifying aid fittings*, New York, Thieme.
- MUMMENDEY, A. D. & GRAU, I. 2008. *Die Fragebogen-Methode*, Hogrefe-Verlag.
- NEUMANN, J. 2002. Ideale Feinanpassung: Herausforderung für geläufige Anschauungen in der Hörgeräte-Industrie. Eriksholm.

- PALMER, C. V. & LINDLEY, G. A. T. 1998. Reliability of the Contour Test in a population of adults with hearing loss. *J Am Acad Audiol*, 9, 209-15.
- PASTOORS, A., KIESSLING, J. & GEBHART, T. 2003. Adaptiv-interaktive Verfahren zur Anpassung und Feinanpassung von Hörgeräten. *Z Audiol*, 42, 62-66.
- PETERMANN, F. & EID, M. 2006. *Handbuch der Psychologischen Diagnostik*, Hogrefe-Verlag.
- PIERCE, J. R. 1999. *Klang. Musik mit den Ohren der Physik*, Spektrum, Akad. Verl. .
- PORST, R. 2008. *Fragebogen. Ein Arbeitsbuch*, Wiesbaden, VS Verlag.
- ROBINSON, K. & GATEHOUSE, S. 1996. Test-retest reliability of loudness scaling. *Ear and Hearing*, 17, 120-123.
- SCHMALFUß, G. Year. Algorithmische Optimierung bei der Feinanpassung von Hörgeräten mit natürlichen Klangbildern. In: Fortschritte der Akustik DAGA '98, 1998 Zürich. DEGA, 124-125.
- SCHMALFUß, G. C. 2003. *Anwendung psychoakustischer Methoden und Modelle zur Feinanpassung von Hörgeräten mit natürlichen Schallen*, Diss.
- SCHORN, K. 1994. *Hörgeräte*. In: *Oto-Rhino-Laryngologie in Klinik und Praxis*, Stuttgart, Thieme-Verlag.
- SHROUT, P. E. & FLEISS, J. L. 1979. Intraclass correlations: Uses in assessing rater reliability. *Psychological Bulletin*, 86, 420-428.
- STEEGER, H. G., MAUTHE, M. & LINNERT, P. 1991. *Digitalisierung in der Hörgerätetechnik: Fortschritt ohne Grenzen?* In: *Fortschritte der Akustik - DAGA '91*, Bad Honnef, DPG-GmbH.
- STEVENS, J. P. 2002. *Applied Multivariate Statistics for the Social Sciences*, London.
- STROHM, M. 1994. *Traumatologie des Ohres*. In: *Oto-Rhino-Laryngologie in Klinik und Praxis*, Stuttgart, New York, Thieme-Verlag.
- SUMMERS, V. 2004. Do tests for cochlear dead regions provide important information for fitting hearing aids? *J Acoust Soc Am*, 115, 1420-3.
- TCHORZ, J. & ARWEILER, I. 2004. Wie viel Feinanpassung benötigt ein modernes Hörsystem? *Hörakustik*, 39, 28-29.
- TESCH-RÖMER, C. 1994. *Erfolgreiches Altern als Bewältigung alterskorrelierter Belastungen: Die Herausforderung durch Presbyakusis, Fortsetzungsantrag an die Deutsche Forschungsgemeinschaft*.
- TESCH-RÖMER, C. & WAHL, H.-W. 1996. *Was es bedeutet, (nicht) hören und sehen zu können* In: *Tesch-Römer C., H.-W. Wahl (Hrsg.): Seh- und Höreinbußen älterer Menschen: Herausforderung in Medizin, Psychologie und Rehabilitation*, Darmstadt, Steinkopf Verlag.
- VALENTE, M. 2002. *Strategies for selecting and verifying aid fittings*, New York, Thieme.
- VAN BUUREN, R. A., FESTEN, J. M. & HOUTGAST, T. 1996. Peaks in the frequency response of hearing aids: evaluation of the effects on speech intelligibility and sound quality. *J Speech Hear Res*, 39, 239-50.

- VILLCHUR, E. & KILLION, M. C. 2008. Measurement of individual loudness functions by trisection of loudness ranges. *Ear Hear*, 29, 693-703.
- VONLANTHEN, A. 1995. *Handbuch der Hörgerätetechnik*, Zürich, Julius Verlag.
- WINTER, R. & HOCKLEY, N. S. 2006. Eine neue Dimension in der Feinanpassung. *Hörakustik*, 41, 64-70.
- WIRTZ, M. & CASPAR, F. 2002. *Beurteilungsübereinstimmung und Beurteilerreliabilität*, Göttingen, Hogrefe.
- ZWICKER, E. & FASTL, H. 1990. *Psychoacoustics. Facts and Models*, Springer.

13 Abbildungsverzeichnis

Abb. 4.1: Aufbau eines klassischen HdO-Gerätes (Quelle Phonak AG, Angabe ohne Jahresangabe).....	12
Abb. 4.2: Fotografie des Hörsystems, einer individuellen Otoplastik und der Fernbedienung	14
Abb. 4.3: Screenshot der Anpasssoftware iPFG 2.5a; Dargestellt ist die Ansicht der Kategorie Anpassung, Unterpunkt Manuelle Feinanpassung.....	16
Abb. 7.1: Hörschwellenmittelwerte der 10 normalhörenden Probanden (Referenz)	22
Abb. 7.2: Anpassbereich <i>Savia Art 211</i> und mittelgradiger Hörverlust.....	22
Abb. 7.3: Hörschwellenmittelwerte der 10 schwerhörenden Probanden (Pilotstudie)...	23
Abb. 7.4: Hörschwellenmittelwerte der 16 schwerhörenden Probanden (Hauptstudie)	24
Abb. 7.5: Benutzeroberfläche für das Verfahren der Frequenzgangglättung	29
Abb. 7.6: Benutzeroberfläche für Wiedergabe und Eingabe der Darbietungspegel	30
Abb. 7.7: Beispiel für die Ergebnisdarstellung der Frequenzgangglättung	31
Abb. 7.8: Touchscreen zur Eingabe des gehörten Logatoms	32
Abb. 7.9: Spektrogramme der einzelnen Konsonanten inklusive der An- und Auslaute /a/	33
Abb. 7.10: Merktzettel für den Feldtest.....	47
Abb. 8.1: Mittelwerte und Standardabweichung der Schwellen aller Messungen.....	56
Abb. 8.2: Test-Retest Darstellung der Differenzen gegenüber den Mittelwerten.....	57
Abb. 8.3: Verwechslungsmatrix für die zwei Wiederholungen der Normalhörenden ...	57
Abb. 8.4: Test-Retest Darstellung von 20 Ohren für alle Bändern	58
Abb. 8.5: Mittelwerte (und STD) von Test minus Retest je Band (n=20 Ohren)	58
Abb. 8.6: Pegeländerung zum <i>basis</i> Programm für ein gleichlautes Empfinden	59
Abb. 8.7: Differenz zwischen der gemessenen (In-Situ) und der gewünschten Pegeländerung	60

Abb. 8.8: Zufriedenheit für Musik und Sprache im Störschall	61
Abb. 8.9: Lautstärke für Musik und Sprache im Störschall	61
Abb. 8.10: Natürlichkeit für Musik und Sprache im Störschall	61
Abb. 8.11: Sprachverstehen für Sprache im Störschall.....	62
Abb. 8.12: Sprachanstrengung für Sprache im Störschall.....	62
Abb. 8.13: Klangfarbe für Sprache im Störschall	62
Abb. 8.14: Klangeigenschaften für Musik	62
Abb. 8.15: Test-Retest Darstellung aller Bänder (n=32 Ohren).....	63
Abb. 8.16: Mittelwerte der Differenz von Test minus Retest pro Band (n=32Ohren)...	63
Abb. 8.17: Mittelwerte der Abweichungen zur ISO für die Gruppe <i>err_01</i> getrennt für die beiden Messpegel 40 und 75 dB.....	64
Abb. 8.18: Mittelwerte der Abweichungen zur ISO für die Gruppe <i>err_02</i> getrennt für die beiden Messpegel 40 und 75 dB.....	64
Abb. 8.19: Pegeländerung zum <i>basis</i> Programm für ein gleichlautes Empfinden bei 40 dB	65
Abb. 8.20: Pegeländerung zum <i>basis</i> Programm für ein gleichlautes Empfinden bei 75 dB	65
Abb. 8.21: Test-Retest Darstellung der 2cc-Messung bei einem Messpegel von 65 dB	66
Abb. 8.22: Differenz zwischen der gemessenen (2cc-Kuppler) und der gewünschten Pegeländerung 40 bei dB.....	67
Abb. 8.23: Differenz zwischen der gemessenen (2cc-Kuppler) und der gewünschten Pegeländerung 75 bei dB.....	67
Abb. 8.24: Darstellung der mittleren Differenzen zwischen <i>err_01</i> bzw. <i>err_02</i> und <i>winner</i> auf Niveau des Messpegels gemessen am 2cc-Kuppler.....	68
Abb. 8.25: Test-Retest der Schwellenmessung mit den Programmen <i>basis</i> , <i>mod</i> , <i>err_0x</i> und <i>winner_FT1</i>	68
Abb. 8.26: Mittelwerte der Differenz von Test minus Retest pro Logatom und Programm	69

Abb. 8.27: Mittelwerte und Standardabweichungen der Schwellen der schwer- und normalhörenden Probanden jeweils für den unversorgten und die versorgten Situationen mit den Programmen <i>basis</i> und <i>mod</i>	69
Abb. 8.28: Änderung der Schwelle durch die Versorgung mit den Hörsystemprogrammen <i>basis</i> , <i>mod</i> , <i>err_01</i> und <i>err_02</i>	70
Abb. 8.29: Differenz zwischen den Programmen <i>winner_FT1</i> und <i>err_01</i> bzw. <i>err_02</i>	70
Abb. 8.30: Verwechslungsmatrix, <i>Unversorgt</i>	71
Abb. 8.31: Verwechslungsmatrix, <i>winner_FT1</i>	71
Abb. 8.32: Verwechslungsmatrix, <i>basis</i>	71
Abb. 8.33: Verwechslungsmatrix, <i>err_01</i>	71
Abb. 8.34: Verwechslungsmatrix, <i>mod</i>	71
Abb. 8.35: Verwechslungsmatrix, <i>err_02</i>	71
Abb. 8.36: Darstellung der Übereinstimmung zwischen Interview und Datalogging des 1. Feldtests	73
Abb. 8.37: Darstellung der Übereinstimmung zwischen Interview und Datalogging getrennt für die beiden Gruppen mit den Fehleren Typ <i>err_01</i> und <i>err_02</i>	73
Abb. 8.38: Unterschied und Präferenz für beide Situationen	74
Abb. 8.39: Lautstärke für leise und laute Situation	74
Abb. 8.40: Natürlichkeit für leise und laute Situation	74
Abb. 8.41: Sprachverstehen für leise Situation	75
Abb. 8.42: Artefakte für laute Situation	75
Abb. 8.43: Unterschied für beide Fehlergruppen und beide Situationen	75
Abb. 8.44: Präferenz für beide Fehlergruppen und beide Situationen	75
Abb. 8.45: Lautstärke für beide Fehlergruppen und beide Situationen	76
Abb. 8.46: Natürlichkeit für beide Fehlergruppen und beide Situationen	76
Abb. 8.47: Sprachverstehen für beide Fehlergruppen und die leise Situation	76
Abb. 8.48: Artefakte für beide Fehlergruppen und die laute Situation	77

Abb. 8.49: Unterschied und Präferenz für beide Situationen	77
Abb. 8.50: Lautstärke für leise und laute Situation	77
Abb. 8.51: Natürlichkeit für leise und laute Situation	78
Abb. 8.52: Sprachverstehen für leise Situation	78
Abb. 8.53: Artefakte für laute Situation	78
Abb. 8.54: Unterschied für beide Fehlergruppen und beide Situationen	78
Abb. 8.55: Präferenz für beide Fehlergruppen und beide Situationen	78
Abb. 8.56: Lautstärke für beide Fehlergruppen und beide Situationen.....	79
Abb. 8.57: Natürlichkeit für beide Fehlergruppen und beide Situationen.....	79
Abb. 8.58: Sprachverstehen für beide Fehlergruppen und die leise Situation	79
Abb. 8.59: Artefakte für beide Fehlergruppen und die laute Situation	80

14 Tabellenverzeichnis

Tabelle 2.1: Differenzierung von Schallleitungs- und Schallempfindungsschwerhörigkeit.....	4
Tabelle 4.1: Indikationskriterien zur Hörsystemversorgung laut der Deutschen Gesellschaft für HNO, Kopf-Hals-Chirurgie und laut der Hilfsmittelrichtlinien des Bundesausschusses der Ärzte und Krankenkassen.....	9
Tabelle 4.2: Auflistung der Eigenschaften des Hörsystems <i>Savia Art 211 dSZ</i>	14
Tabelle 7.1: Allgemeine Ein- Ausschlusskriterien.....	21
Tabelle 7.2: Mitten- und Eckfrequenzen der Schmalbandsignale.....	28
Tabelle 7.3: Parameter des Logatom-Tests	32
Tabelle 7.4: Klangbeispiele der Pilot- und Hauptstudie.....	34
Tabelle 7.5: Bezeichnung der Hörsystemprogramme	37
Tabelle 7.6: Übersicht über die Parameter und Werte der Hörsystemeinstellung.....	38
Tabelle 7.7: Bezeichnung der Hörsystemprogramme in der Hauptstudie.....	42
Tabelle 7.8: Übersicht über die Parameter und Werte der Hörsystemeinstellungen für die Labor- und Feldtestuntersuchungen	44
Tabelle 7.9: Kombination der Autostartprogramme.....	50
Tabelle 7.10: Übersicht der verwendeten Hard und Software.....	54
Tabelle 8.1: Präferenz und Übereinstimmung aus der ersten Laboreinheit	66
Tabelle 8.2: Präferenz und Übereinstimmung nach der ersten Feldtestphase.....	66
Tabelle 8.3: Auswertung des Datalogging für die Feldtestphasen	72

15 Anhang

15.1 Fragebögen der Pilotstudie

Musik:

1. Wie ist die Lautstärke des Klangbeispiels?							
	viel zu leise	zu leise	etwas zu leise	genau richtig	etwas zu laut	zu laut	viel zu laut
1	<input type="checkbox"/>						
2	<input type="checkbox"/>						
3	<input type="checkbox"/>						

2. Ist der Klang scharf?			
	überhaupt nicht	etwas	sehr
1	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
2	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
3	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

3. Ist der Klang dumpf?			
	überhaupt nicht	etwas	sehr
1	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
2	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
3	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

4. Ist der Klang dröhnend			
	überhaupt nicht	etwas	sehr
1	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
2	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
3	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

5. Ist der Klang blechernd?			
	überhaupt nicht	etwas	sehr
1	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
2	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
3	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

6. Ist der Klang unnatürlich?			
	überhaupt nicht	etwas	sehr
1	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
2	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
3	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

7. Insgesamt bin ich mit den Hörsystemen in dieser Situation ...						
	sehr zufrieden	zufrieden	eher zufrieden	eher unzufrieden	unzufrieden	sehr unzufrieden
1	<input type="checkbox"/>					
2	<input type="checkbox"/>					
3	<input type="checkbox"/>					

Sprache im Störschall:

1. Wie ist die Lautstärke des Klangbeispiels?							
	viel zu leise	zu leise	etwas zu leise	genau richtig	etwas zu laut	zu laut	viel zu laut
1	<input type="checkbox"/>						
2	<input type="checkbox"/>						
3	<input type="checkbox"/>						

2. Wie viel Können Sie verstehen?							
	alles	sehr viel	viel	etwas	wenig	sehr wenig	gar nichts
1	<input type="checkbox"/>						
2	<input type="checkbox"/>						
3	<input type="checkbox"/>						

3. Wie anstrengend ist es, die Sprache zu verstehen?							
	nicht	sehr wenig	wenig	mittel	deutlich	sehr	extrem
1	<input type="checkbox"/>						
2	<input type="checkbox"/>						
3	<input type="checkbox"/>						

4. Wie beurteilen Sie die Klangfarbe?							
	sehr dumpf	dumpf	etwas dumpf	genau richtig	etwas scharf	scharf	sehr scharf
1	<input type="checkbox"/>						
2	<input type="checkbox"/>						
3	<input type="checkbox"/>						

5. Ist der Klang unnatürlich?			
	überhaupt nicht	etwas	sehr
1	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
2	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
3	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

6. Insgesamt bin ich mit den Hörsystemen in dieser Situation ...						
	sehr zufrieden	zufrieden	eher zufrieden	eher unzufrieden	unzufrieden	sehr unzufrieden
1	<input type="checkbox"/>					
2	<input type="checkbox"/>					
3	<input type="checkbox"/>					

15.2 Fragebögen der Hauptstudie

leise Situationen

Datum:

<p>In welcher leisen Situation befanden Sie sich heute?</p> <p>Bitte beschreiben Sie kurz diese leise Situation.</p>	<p>1. leise Situation:</p> <p><input type="checkbox"/> Gespräche in Ruhe <input type="checkbox"/> Radio / TV <input type="checkbox"/> Naturerlebnis (Waldspaziergang) <input type="checkbox"/> Andere</p> <p>.....</p>	<p>2. leise Situation:</p> <p><input type="checkbox"/> Gespräche in Ruhe <input type="checkbox"/> Radio / TV <input type="checkbox"/> Naturerlebnis (Waldspaziergang) <input type="checkbox"/> Andere</p> <p>.....</p>																								
<p>Konnten Sie in der leisen Situation Unterschiede zwischen den beiden Programmen hören?</p>	<p>ja: <input type="checkbox"/> nein: <input type="checkbox"/></p>	<p>ja: <input type="checkbox"/> nein: <input type="checkbox"/></p>																								
<p>Wie bewerten Sie in der leisen Situation die Lautstärke der Programme?</p>	<table border="1"> <thead> <tr> <th></th> <th>zu leise</th> <th>genau richtig</th> <th>zu laut</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>P1</td> <td><input type="checkbox"/></td> <td><input type="checkbox"/></td> <td><input type="checkbox"/></td> </tr> <tr> <td>P2</td> <td><input type="checkbox"/></td> <td><input type="checkbox"/></td> <td><input type="checkbox"/></td> </tr> </tbody> </table>		zu leise	genau richtig	zu laut	P1	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	P2	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<table border="1"> <thead> <tr> <th></th> <th>zu leise</th> <th>genau richtig</th> <th>zu laut</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>P1</td> <td><input type="checkbox"/></td> <td><input type="checkbox"/></td> <td><input type="checkbox"/></td> </tr> <tr> <td>P2</td> <td><input type="checkbox"/></td> <td><input type="checkbox"/></td> <td><input type="checkbox"/></td> </tr> </tbody> </table>		zu leise	genau richtig	zu laut	P1	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	P2	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
	zu leise	genau richtig	zu laut																							
P1	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>																							
P2	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>																							
	zu leise	genau richtig	zu laut																							
P1	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>																							
P2	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>																							
<p>Wie bewerten Sie in der leisen Situation die Natürlichkeit der Programme?</p>	<table border="1"> <thead> <tr> <th></th> <th>unnatürlich</th> <th>natürlich</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>P1</td> <td><input type="checkbox"/></td> <td><input type="checkbox"/></td> </tr> <tr> <td>P2</td> <td><input type="checkbox"/></td> <td><input type="checkbox"/></td> </tr> </tbody> </table>		unnatürlich	natürlich	P1	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	P2	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<table border="1"> <thead> <tr> <th></th> <th>unnatürlich</th> <th>natürlich</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>P1</td> <td><input type="checkbox"/></td> <td><input type="checkbox"/></td> </tr> <tr> <td>P2</td> <td><input type="checkbox"/></td> <td><input type="checkbox"/></td> </tr> </tbody> </table>		unnatürlich	natürlich	P1	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	P2	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>						
	unnatürlich	natürlich																								
P1	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>																								
P2	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>																								
	unnatürlich	natürlich																								
P1	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>																								
P2	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>																								
<p>Mit welchem Programm ist Ihnen das Verstehen von Sprache leichter gefallen?</p>	<table border="1"> <thead> <tr> <th></th> <th>P1 leichter</th> <th>beide gleich</th> <th>P2 leichter</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td></td> <td><input type="checkbox"/></td> <td><input type="checkbox"/></td> <td><input type="checkbox"/></td> </tr> </tbody> </table>		P1 leichter	beide gleich	P2 leichter		<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<table border="1"> <thead> <tr> <th></th> <th>P1 leichter</th> <th>beide gleich</th> <th>P2 leichter</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td></td> <td><input type="checkbox"/></td> <td><input type="checkbox"/></td> <td><input type="checkbox"/></td> </tr> </tbody> </table>		P1 leichter	beide gleich	P2 leichter		<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>								
	P1 leichter	beide gleich	P2 leichter																							
	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>																							
	P1 leichter	beide gleich	P2 leichter																							
	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>																							
<p>Welches Programm haben Sie in der leisen Situation bevorzugt?</p>	<p>P1: <input type="checkbox"/> P2: <input type="checkbox"/></p>	<p>P1: <input type="checkbox"/> P2: <input type="checkbox"/></p>																								

laute Situationen

Datum:

In welcher lauten Situation befanden Sie sich heute? Bitte beschreiben Sie kurz diese laute Situation.	1. laute Situation: <input type="checkbox"/> Einkaufszone <input type="checkbox"/> Veranstaltung (Konzert etc.) <input type="checkbox"/> Straßenlärm <input type="checkbox"/> Andere 	2. laute Situation: <input type="checkbox"/> Einkaufszone <input type="checkbox"/> Veranstaltung (Konzert etc.) <input type="checkbox"/> Straßenlärm <input type="checkbox"/> Andere 																								
Konnten Sie in der lauten Situation Unterschiede zwischen den beiden Programmen hören?	ja: <input type="checkbox"/> nein: <input type="checkbox"/>	ja: <input type="checkbox"/> nein: <input type="checkbox"/>																								
Wie bewerten Sie in der lauten Situation die Lautstärke der Programme?	<table style="width: 100%; text-align: center; border-collapse: collapse;"> <tr> <td></td> <td style="border-right: 1px dashed black;">zu leise</td> <td style="border-right: 1px dashed black;">genau richtig</td> <td>zu laut</td> </tr> <tr> <td style="border-right: 1px dashed black;">P1</td> <td style="border-right: 1px dashed black;"><input type="checkbox"/></td> <td style="border-right: 1px dashed black;"><input type="checkbox"/></td> <td><input type="checkbox"/></td> </tr> <tr> <td style="border-right: 1px dashed black;">P2</td> <td style="border-right: 1px dashed black;"><input type="checkbox"/></td> <td style="border-right: 1px dashed black;"><input type="checkbox"/></td> <td><input type="checkbox"/></td> </tr> </table>		zu leise	genau richtig	zu laut	P1	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	P2	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<table style="width: 100%; text-align: center; border-collapse: collapse;"> <tr> <td></td> <td style="border-right: 1px dashed black;">zu leise</td> <td style="border-right: 1px dashed black;">genau richtig</td> <td>zu laut</td> </tr> <tr> <td style="border-right: 1px dashed black;">P1</td> <td style="border-right: 1px dashed black;"><input type="checkbox"/></td> <td style="border-right: 1px dashed black;"><input type="checkbox"/></td> <td><input type="checkbox"/></td> </tr> <tr> <td style="border-right: 1px dashed black;">P2</td> <td style="border-right: 1px dashed black;"><input type="checkbox"/></td> <td style="border-right: 1px dashed black;"><input type="checkbox"/></td> <td><input type="checkbox"/></td> </tr> </table>		zu leise	genau richtig	zu laut	P1	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	P2	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
	zu leise	genau richtig	zu laut																							
P1	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>																							
P2	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>																							
	zu leise	genau richtig	zu laut																							
P1	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>																							
P2	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>																							
Wie bewerten Sie in der lauten Situation die Natürlichkeit der Programme?	<table style="width: 100%; text-align: center; border-collapse: collapse;"> <tr> <td></td> <td style="border-right: 1px dashed black;">unnatürlich</td> <td>natürlich</td> </tr> <tr> <td style="border-right: 1px dashed black;">P1</td> <td style="border-right: 1px dashed black;"><input type="checkbox"/></td> <td><input type="checkbox"/></td> </tr> <tr> <td style="border-right: 1px dashed black;">P2</td> <td style="border-right: 1px dashed black;"><input type="checkbox"/></td> <td><input type="checkbox"/></td> </tr> </table>		unnatürlich	natürlich	P1	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	P2	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<table style="width: 100%; text-align: center; border-collapse: collapse;"> <tr> <td></td> <td style="border-right: 1px dashed black;">unnatürlich</td> <td>natürlich</td> </tr> <tr> <td style="border-right: 1px dashed black;">P1</td> <td style="border-right: 1px dashed black;"><input type="checkbox"/></td> <td><input type="checkbox"/></td> </tr> <tr> <td style="border-right: 1px dashed black;">P2</td> <td style="border-right: 1px dashed black;"><input type="checkbox"/></td> <td><input type="checkbox"/></td> </tr> </table>		unnatürlich	natürlich	P1	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	P2	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>						
	unnatürlich	natürlich																								
P1	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>																								
P2	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>																								
	unnatürlich	natürlich																								
P1	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>																								
P2	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>																								
Waren seltsame Artefakte (Klangverfärbungen) zu hören (Zischeln, Rumpeln, Echos, Quäken, etc.)?	<table style="width: 100%; text-align: center; border-collapse: collapse;"> <tr> <td></td> <td style="border-right: 1px dashed black;">ja</td> <td style="border-right: 1px dashed black;">nein</td> <td>Bemerkung:</td> </tr> <tr> <td style="border-right: 1px dashed black;">P1</td> <td style="border-right: 1px dashed black;"><input type="checkbox"/></td> <td style="border-right: 1px dashed black;"><input type="checkbox"/></td> <td><input type="checkbox"/></td> </tr> <tr> <td style="border-right: 1px dashed black;">P2</td> <td style="border-right: 1px dashed black;"><input type="checkbox"/></td> <td style="border-right: 1px dashed black;"><input type="checkbox"/></td> <td><input type="checkbox"/></td> </tr> </table>		ja	nein	Bemerkung:	P1	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	P2	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<table style="width: 100%; text-align: center; border-collapse: collapse;"> <tr> <td></td> <td style="border-right: 1px dashed black;">ja</td> <td style="border-right: 1px dashed black;">nein</td> <td>Bemerkung:</td> </tr> <tr> <td style="border-right: 1px dashed black;">P1</td> <td style="border-right: 1px dashed black;"><input type="checkbox"/></td> <td style="border-right: 1px dashed black;"><input type="checkbox"/></td> <td><input type="checkbox"/></td> </tr> <tr> <td style="border-right: 1px dashed black;">P2</td> <td style="border-right: 1px dashed black;"><input type="checkbox"/></td> <td style="border-right: 1px dashed black;"><input type="checkbox"/></td> <td><input type="checkbox"/></td> </tr> </table>		ja	nein	Bemerkung:	P1	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	P2	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
	ja	nein	Bemerkung:																							
P1	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>																							
P2	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>																							
	ja	nein	Bemerkung:																							
P1	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>																							
P2	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>																							
Welches Programm haben Sie in der lauten Situation bevorzugt?	P1: <input type="checkbox"/> P2: <input type="checkbox"/>	P1: <input type="checkbox"/> P2: <input type="checkbox"/>																								

16 Erklärung

„Ich erkläre: Ich habe die vorgelegte Dissertation selbstständig, ohne unerlaubte fremde Hilfe und nur mit den Hilfen angefertigt, die ich in der Dissertation angegeben habe. Alle Textstellen, die ich wörtlich oder sinngemäß aus veröffentlichten oder nicht veröffentlichten Schriften entnommen sind, und alle Angaben, die auf mündlichen 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.“

17 Danksagung

Ich bedanke mich bei

Prof. Dr. Jürgen Kießling für die freundliche Überlassung des Themas sowie für die wertvollen Hinweise und die Unterstützung, die er mir bei Ausführung und Verfassung der Arbeit zuteil werden ließ.

Dr. Volker Kühnel, Dr. Michael Boretzki und Nicola Schmitt, der Firma *Phonak AG*, Stäfa (Schweiz), die mir durch Unterstützung, Anregung und durch großzügige Bereitstellung der Hörsysteme diese Arbeit erst ermöglichten.

Dr. Jörn Pons-Kühnemann aus der Arbeitsgruppe Medizinische Statistik für die Beratung bei der statistischen Auswertung und Darstellung der Daten.

Jan-Phillip Denkert für die Hilfe und Unterstützung bei Fragen rund ums Thema Hörsysteme.

allen Probanden für die engagierte Teilnahme an dieser Studie.

Ein ganz besonderer Dank gilt

meiner Familie für ihr Verständnis und ihr Vertrauen in mich. Ihr habt die Grundsteine für meinen Lebensweg gelegt. Ohne eure uneingeschränkte Unterstützung wäre ich nicht in der Position in der ich jetzt glücklicherweise bin.

meiner Freundin Sandra Schierz zwar abschließend, aber von ganzem Herzen. Du warst stets eine große Hilfe und hast mich immer wieder von neuem ermutigt. Ohne Dich hätte ich das nicht geschafft. VIELEN DANK!

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

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