
Kommunikationsprobleme von Hörgeräteträgern bei der Telefonkommunikation
- Ansätze zu deren Objektivierung und Lösung

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Humanbiologie
des Fachbereiches Humanmedizin
der Justus-Liebig-Universität Gießen

vorgelegt von Matthias Latzel
aus Wesel

Gießen 2000

Aus der Hals-Nasen-Ohren Klinik

Leiterin: Prof. Dr. med. H. Glanz

des Klinikums der Justus-Liebig-Universität Gießen

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

Gutachter: Prof. Dr. med. J. Scheer

Tag der Disputation: 09. Mai 2001

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
2	Kommunikationsprobleme von Hörbehinderten	4
2.1	Epidemiologische Studien	4
2.2	Kommunikationsprobleme von Hörbehinderten am Telefon	9
2.3	Störquellen bei der Telefonkommunikation	11
2.4	Hörhilfen zur Telefonkommunikation für Hörbehinderte	14
2.4.1	Akustisches und induktives Kopplungsprinzip	14
2.4.2	Akustische versus induktive Kopplung	16
2.4.3	Andere Hilfsmittel	20
2.4.3.1	Telefonverstärker	20
2.4.3.2	Vorverarbeitung des Telefonsignals	21
2.4.3.3	Visuelle Kommunikationshilfen	21
2.4.4	Welche Kopplung für welchen Hörverlust?	22
2.5	Schlussfolgerung	22
3	Motivation zur vorliegenden Studie	24
3.1	Verständlichkeitsprobleme trotz Hörgeräteversorgung	24
3.1.1	Methode	24
3.1.2	Ergebnisse und Diskussion	25
3.1.3	Schlussfolgerung	35
3.2	DFS (<u>D</u> igital <u>F</u> eedback <u>S</u> uppression) System	36
3.3	Feldstudie mit einem kommerziellen Digitalhörgerät mit DFS	40
3.3.1	Open-Platform-Prinzip	40
3.3.2	Probanden und Methoden	41
3.3.3	Ergebnisse und Diskussion	42
3.3.4	Schlussfolgerung	47
4	Entwicklung eines Telefon-Sprachtests	48
4.1	Audiometer Telefon Interface	49
4.2	Objektiver Telefon-Sprachtest	50
4.2.1	Einheit zur Darbietung des Telefonsignals	50
4.2.2	Sprachmaterial	52
4.2.3	Positionierung des Telefonhörers	54
4.3	Physikalische Einflussgrößen	57
4.3.1	Frequenzspektrum der Sprachsignale	57

4.3.2	Ausgeglichenheit des Sprachmaterials	59
4.3.3	Kalibrierung.....	59
4.3.4	Einfluss des Referenzmikrofonschlauchs	60
4.3.5	Einfluss der Hörerposition.....	60
5	Validierung des Telefon-Sprachtests	62
5.1	Probanden und Methoden	62
5.2	Ergebnisse und Diskussion.....	64
5.3	Schlussfolgerung.....	70
6	Objektive Evaluation unterschiedlicher Hörsystem bezüglich des Nutzens für die Telefonkommunikation	72
6.1	Akustische Kopplung unter Ausnutzung des DFS Systems	72
6.1.1	Probanden und Methoden	72
6.1.1.1	Einstellung der Hörgeräte.....	73
6.1.1.2	Satztest.....	75
6.1.1.3	Verifikation der konstanten Positionierung des Telefonhörers	75
6.1.1.4	Messung der Sprachverständlichkeit	76
6.1.2	Ergebnisse und Diskussion	78
6.1.3	Schlussfolgerung.....	82
6.2	Das DFS System im Vergleich	83
6.2.1	Probanden und Methoden	84
6.2.1.1	Hörgeräte	84
6.2.1.2	Testpersonen.....	85
6.2.1.3	Einstellung der Hörgeräte.....	87
6.2.1.4	Messungen der Sprachverständlichkeit	89
6.2.1.5	Subjektive Messungen.....	89
6.2.1.6	Messung der Hörgeräteeinstellungen	92
6.2.2	Ergebnisse und Diskussion.....	95
6.2.2.1	Messungen ohne und mit eigenen Hörgeräten	95
6.2.2.1.1	Unversorgte Pegellautheitsfunktionen.....	95
6.2.2.1.2	Unversorgte und versorgte (eigenes Hörgerät) Sprachverständlichkeit im Freifeld bzw. mit Kopfhörer	96
6.2.2.1.3	Unversorgte und versorgte (eigenes Hörgerät) Sprachverständlichkeit am Telefon	98
6.2.2.1.4	Fragebogen zum eigenen Hörgerät.....	99
6.2.2.2	Evaluationsmessungen.....	102
6.2.2.2.1	Gewöhnungseffekt.....	102

6.2.2.2.2	<i>Individueller SRT</i>	103
6.2.2.2.3	Messungen der Sprachverständlichkeit	105
6.2.2.2.4	Subjektiver Paarvergleich.....	109
6.2.2.2.5	Frequenzgang der Einstellungen	112
6.2.3	Schlussfolgerung.....	117
7	Zusammenfassung und Ausblick	123
8	Summary and outlook	127
9	Literatur	131
10	Abkürzungen	139
	Anhang	A1
A	Fragebogen der epidemiologischen Umfrage (Kapitel 2.).....	A1
A.1	Anleitung zum Ausfüllen des Fragebogens	A1
A.2	Fragebogen.....	A3
B	Ergebnisse der einzelnen Items der epidemiologischen Umfrage (Kapitel 2.).....	A11
C	“Danalogic-Fragebogen“ (Kapitel 3.).....	A17
D	Telefon-Fragebogen (Kapitel 6.)	A25
E	Individuelle Verstärkungswerte der 14 Einstellungen (Kapitel 6.)	A31
F	Özet ve öneriler.....	A35

1 Einleitung

Als Alexander Graham Bell seinen Assistenten Mr. Watson im Nebenraum mit Hilfe seines ersten primitiven Telefons zu sich rief, konnte er noch nicht ahnen, welchen Einfluss seine Entwicklung auf die der Industriegesellschaft nehmen würde. Ebenso konnte er nicht vorhersehen, dass die wachsende Abhängigkeit der Gesellschaft vom Telefon dazu führt, dass Hörbehinderte zunehmend darunter leiden, dass ihr Zugang zum Telefonnetz mit all seinen Vorteilen zum einfacheren Zusammenleben stark eingeschränkt ist. Das liegt an der Tatsache, dass die Entwicklungsingenieure im Telefonsektor ihre Systeme so ausgelegt haben, dass diese nur die wesentlichen Sprachinformationen übertragen und redundante Informationen unterdrückt werden, um die Kapazitäten des Telefonnetzes möglichst effektiv ausnutzen zu können. Die Überlegungen hinsichtlich der wesentlichen Informationen in einem Sprachsignal, beziehen sich jedoch auf die Wahrnehmung von Sprache durch Normalhörende. Schwerhörige hingegen haben wesentlich weniger bis überhaupt keine redundanten Informationen in einem Sprachsignal, so dass beim Telefonieren für sie wichtige Sprachanteile nicht übertragen werden, die die Kommunikation am Telefon wesentlich erschweren.

Es besteht schon von jeher eine enge Verbindung zwischen dem Telefon und den Hörbehinderten, weil die meisten Menschen glauben, dass A. G. Bell das Telefon zufällig erfunden habe, als er damit beschäftigt war ein Gerät zu entwickeln, das seiner schwerhörigen Frau die Kommunikation erleichtern sollte. Dieser interessante Aspekt hat sich inzwischen als nicht zutreffend erwiesen, da R. V. Bruce – Bells Biograph – feststellt (Bruce, 1973), dass Bell sehr lange und hart experimentierte und sein Hauptaugenmerk der Erfindung des Telefons widmete. Bell selber war jedoch sein ganzes Leben lang interessiert an den Problemen hörbehinderter oder tauber Menschen. So zum Beispiel schrieb er kurz nach der Erfindung des Telefons in einem Brief an seine Frau: „Es wird mir jeden Tag klarer, dass das Interesse an tauben Menschen mich mein Leben lang beschäftigen wird. Ich sollte diese Aufgabe nie aus den Augen verlieren.“

1 Einleitung

Bells Interesse an hörbehinderten Menschen und seine Erfindung führte zur engen Verbindung zwischen den Telefongesellschaften und den Behinderten, insbesondere Schwerhörigen und Tauben. Diese Verbindung wurde noch intensiver, als zunehmend auch Hörgeräte von Neuentwicklungen im Telefonsektor profitierten, wie zum Beispiel dem Transistor, der zwischen 1948 und 1952 bei den Bell Telephone Laboratories entwickelt wurde. So konnten die voluminösen und Energie aufwendigen Röhrensysteme durch sehr kleine Silikonbauteile ersetzt werden.

In jüngerer Zeit wurden unter Leitung der Bell Canada Untersuchungen durchgeführt, die den Schwerhörigen den Zugang zum Telefon mit all seinen Annehmlichkeiten ermöglichen sollen. Im Rahmen dieser Untersuchungen wurde das so genannte ATI (Audiometer Telephone Interface) entwickelt (Stoker, 1982), mit Hilfe dessen eine präzise Evaluierung der Hörgeräte im Hinblick auf ihren Nutzen zur Telefonkommunikation möglich wurde.

Mit Hilfe des ATI wurde in mehreren Studien der Nutzen der verschiedenen Hörsysteme und deren Hilfsmittel zur Telefonkommunikation evaluiert. Diese Arbeiten sind jedoch zum Teil technisch überholt, da sie mit nicht mehr ganz zeitgemässen Hörgeräte-Technologien durchgeführt wurden. Zusätzlich betrachten diese Ansätze jeweils nur einen Einzelaspekt,

- *Akustische* oder *induktive* Ankopplung des Telefonsignals
- Vergleich von ausschließlich HdO-Hörgeräten
- Vergleich von ausschließlich IO-Hörgeräten,

so dass ein Gesamtüberblick fehlt, der möglichst alle Aspekte in einer Studie mit einbezieht.

Die vorliegende Arbeit greift die Idee auf, die Ankopplung zu eruieren, welche zum gegenwärtigen Zeitpunkt dem Hörbehinderten die höchste Sprachverständlichkeit beim Telefonieren ermöglicht.

Zunächst erfolgt in Kapitel 2. eine Bestandsaufnahme der unterschiedlichen Studien, die zu diesem Themenkomplex bereits durchgeführt worden sind. Das Kapitel 3. erläutert dann, warum sich der Autor speziell mit dieser Thematik auseinandergesetzt hat, obwohl die Audiologie dieser Problematik wenig Aufmerksamkeit schenkt. Im Kapitel 4. wird ein Telefon-Sprachtest entwickelt, der die wesentlichen Aspekte eines Sprachtests berücksichtigt und gleichzeitig die richtige und konstante Position des Telefonhörers zum Hörgerät sicherstellt. Dieser Telefon-Sprachtest wird anschließend in Kapitel 5. an einer Gruppe Normalhörender verifiziert.

1 Einleitung

Im Kapitel 6. werden dann unterschiedliche Hörsysteme mit Hilfe dieses Telefon-Sprachtests bezüglich ihres Nutzens für die Kommunikation am Telefon untersucht. Dabei werden alle oben genannten Aspekte berücksichtigt und zudem Hörsystemen miteinander verglichen, die die verschiedenen Hörgerätegenerationen , wie

- 1-kanalige analoge Signalverarbeitung, Einstellung des Geräts mechanisch über elektrische Trimmer/Potentiometer
- 3-kanalige analoge Signalverarbeitung, programmierbar
- 14-kanalige digitale Signalverarbeitung, programmierbar, mit digitaler Rückkopplungsunterdrückung

widerspiegeln, so dass zum Abschluss eine Übersicht erstellt werden kann, die erkennen lässt, welches Hörgerät, in welcher Einstellung für eine Verbesserung der Kommunikationsmöglichkeit am Telefon unter den jeweiligen Bedingungen am günstigsten erscheint.

2 Kommunikationsprobleme von Hörbehinderten

Hörgeräte sind so ausgelegt, dass sie die zwei häufigsten Formen der Schwerhörigkeit ausgleichen: die Schalleitungs- und die Schallempfindungs-Schwerhörigkeit. Während die Schalleitungs-Schwerhörigkeit relativ einfach durch eine lineare Verstärkung ausgeglichen werden kann, benötigen die meisten Patienten mit einer Schallempfindungs-Schwerhörigkeit eine zusätzliche Kompression, um dem Rekrutment entgegen zu wirken (Kießling et al., 1997). Zusätzlich gibt es noch eine Reihe von anderen Features (Störschallunterdrückung, direktionale Mikrofonssysteme, System zur Unterdrückung des Mikrofonrauschens, Rückkopplung Unterdrückungssysteme usw.), die in heutigen Hörgeräten implementiert sind und den Hörgeschädigten helfen, in Alltagssituationen wieder zufriedenstellend und ohne besondere Anstrengung kommunizieren zu können.

Aber sind diese Bemühungen auch wirklich erfolgreich? Um diese Frage zu beantworten sind in den letzten zwei Jahrzehnten eine Reihe von groß angelegten Fragebogenaktionen durchgeführt worden, in denen Hörgeräteträger auf ihre Zufriedenheit mit ihren Hörsystemen oder Probleme mit ihnen befragt werden.

2.1 Epidemiologische Studien

Berger et al. (1982) untersuchen 244 in ihrer Institution versorgte Hörgeräteträger nach einer gewissen Akklimatisationszeit, um die Qualität ihrer Versorgung zu kontrollieren. Die Fragen behandeln einerseits die Häufigkeit, mit der die Lautstärke verstellt werden muss und andererseits Situationen (siehe Tabelle 2.1/1), die besondere Probleme bereiten, um sich an das neue Hörsystem zu gewöhnen. 36,3% müssen die Verstärkung mindestens 3 Mal pro Tag verändern, was darauf zurück zu führen ist, dass zum Zeitpunkt der Untersuchung die AGC (Automatic Gain Control) noch sehr selten bis gar nicht eingesetzt wurde, eine Schaltung, die die Verstärkung entsprechend dem Umgebungspegel

2 Kommunikationsprobleme von Hörbehinderten

Anzahl Nennungen	Situation
28	Keine Probleme
135	Viele Personen unterhalten sich
107	Unterhaltung mit Hintergrundlärm, kein Sprachlärm
91	Verkehrslärm
90	Windgeräusche
84	Rückkopplung
79	Plötzliche Geräusche, wie Türschlagen
75	Telefonieren (Telefonspule)
71	Otoplastik, Gehörgang wund
67	Verstehen von leiser Sprache, Kinderstimmen
63	Eigene Stimme
60	Hintergrundlärm von Haushaltsgeräten
50	In der Kirche, im Kino, beim Vortrag
50	Verstellen der Lautstärke
47	Gefühl, dass das Ohr versopft ist
45	Wahrnehmung von neuen Schallereignissen
41	Einsetzen und Herausnehmen der Otoplastik
20	Schämen sich
8	andere

Tab. 2.1/1 Situationen, die den Teilnehmern die größten Probleme bereiten, sich an das neue Hörgerät zu gewöhnen. (nach Berger et al., 1982), Fettdruck: Kommunikationssituationen

selbstständig nachregelt. Bei der Angabe der Situationen mit den größten Problemen haben die Teilnehmer die Möglichkeit so viele Situationen anzukreuzen, wie sie wollen, so dass im Mittel jeder Teilnehmer 5,6 Situationen angibt. Die Ergebnisse dieser Studie zeigen, dass die Hörgeräteträger keineswegs mit ihren Geräten zufrieden sind und eine Verbesserung

der Technik und der Anpassung, vor allem in Kommunikationssituationen (36% der Antworten, siehe Fettdruck in Tabelle 2.1/1) in lauten Umgebungen, notwendig ist.

Etwa 8 Jahre später untersuchen *Smedley & Schow* (1990) speziell die älteren Hörgeräteträger, eine Altersgruppe, in der mehr negative Einstellungen gegenüber Hörgeräten vorherrschen. Die Autoren versenden einen Fragebogen, der am Ende Freiraum zu Kommentaren lässt, wie: „Weitere Kommentare, die ich über meine Hörgeräte machen möchte“. Obwohl die Frage mit Absicht nicht negativ formuliert ist, um die Teilnehmer nicht zu beeinflussen, wird sie überwiegend negativ (64%) beantwortet. Die tabellarische Auswertung der Antworten (siehe Tabelle 2.1/2) bestätigen die Ergebnisse der Studie von *Berger et al.* (1982). Auch hier ist ein Drittel

Nennungen in %	Situation
18	Hintergrundlärm
13	Viele Personen unterhalten sich
10	Otoplastik
8	Preis
7	Telefon
6	Schlechte Sprachverständlichkeit
6	Feedback
6	Service der Hörgeräteakustiker
5	Batterieverbrauch
5	Einsetzen und Herausnehmen der Otoplastik
5	Fernsehen
4	Verstellen der Lautstärke
3	In der Kirche, im Kino, beim Vortrag
3	Windgeräusche

Tab. 2.1/2 Situationen, in denen die Teilnehmer nicht mit ihren Hörgeräten zufrieden sind. (nach Smedley & Schow, 1990)

2 Kommunikationsprobleme von Hörbehinderten

(34%) der Hörgeräteträger mit ihrer Hörgeräteversorgung gerade in schwierigen Kommunikationssituationen unzufrieden. Die hohe Platzierung der Probleme mit der Otoplastik und dem Preis findet ihre Begründung in der Altersstruktur dieser Studie. Ältere Menschen sind insgesamt weniger fingerfertig, so dass sie mehr Probleme mit dem Einsetzen und dem Handling ihrer Ohrpassstücke haben. Außerdem spielt der Preis für einen Rentner eine übergeordnete Rolle. Deshalb ist die Erwartungshaltung an eine Hörversorgung besonders groß und folglich auch die Unzufriedenheit durch Unzulänglichkeiten des Hörsystems, gerade in mit Störlärm behafteten Umgebungen.

Anzahl der geschätzten Personen in Mio.	Gründe zur Ablehnung einer Hörgeräteversorgung
7,1	Funktionieren nicht in geräuschvoller Umgebung
6,4	Neigen zur Rückkopplung
4,8	Funktionieren nicht richtig
4,3	Funktionieren nur in bestimmten Situationen
3,9	Haben eine schlechte Klangqualität
3,1	Funktionieren nicht am Telefon

Tab. 2.1/3 Ursachen, die zu einer negativen Einstellung und zur Ablehnung einer Hörgeräteversorgung führen. (nach Kochkin, 1993a)

In einer amerikanischen Studie (Kochkin, 1993b) wird die Gesamtzahl der hörgeschädigten Personen innerhalb der USA auf 20 Millionen geschätzt. Es werden Ursachen diskutiert, warum etwa 11,1 Millionen dieser Gruppe Hörgeräten gegenüber negativ

eingestellt sind und eine Versorgung ablehnen. Die einzelnen Gründe sind in Tabelle 2.1/3 aufgelistet. Die Ergebnisse zeigen, dass durch die Unzufriedenheit der Hörgeräteträger mit ihren Hörsystemen, zumeist über Mundpropaganda, Hörgeräte auch in der Gruppe der Hörgerätekandidaten eine sehr schlechte Reputation erhalten haben. Gerade Aussagen von Hörgeräteträgern, die die beschränkten Möglichkeiten ihrer Geräte in geräuschvoller Umgebung und in Kommunikationssituationen betreffen, geben den Ausschlag, sich gegen eine Hörgeräteversorgung zu entscheiden. Infolgedessen wird die Hörbehinderung mit Aussagen wie: „Ich höre gut genug in den meisten Situationen.“ oder „Ich muss nicht unbedingt besonders gut hören.“ unterschätzt und die notwendige Versorgung herausgeschoben, so dass die Gewöhnung an die Hörgeräte später noch viel schwerer fällt.

Die bisher erwähnten Studien geben Anlass zu der Annahme, dass die Entwicklung über die letzten Jahrzehnte stagniert und keine neuen Lösungen für die Kommunikationsprobleme der Hörgeschädigten gefunden werden konnten. Eine Untersuchung von Kochkin (1996b) beweist das Gegenteil. In dieser Umfrage werden die Ergebnisse in Bezug auf die Hörgerätetechnologie diskutiert und ins Verhältnis zu

2 Kommunikationsprobleme von Hörbehinderten

Ergebnissen einer früheren Untersuchung (Kochkin, 1993b) gestellt. Hier hatte der Autor festgestellt, dass die Gesamtzufriedenheit aller Hörgeräteträger zwar von 58% auf 53% rückläufig ist, dieser Mittelwert jedoch erheblich durch Ergebnisse mit alten Hörsystemen abgewertet wird. Demgegenüber steht ein Zuwachs der Gesamtzufriedenheit von 66% auf 71%, sofern nur Anpassungen in die Analyse mit einbezogen werden, die höchstens ein Jahr zurückliegen. In der erwähnten Studie (Kochkin, 1996b), in denen der Autor mit mehreren Hörgeräteherstellern kooperiert, werden die Fragebogen der MarkeTrak Studie¹ (Kochkin, 1990), und der APHAB-Fragebogen (Cox & Alexander, 1995) an 5000 Hörgeräteträger verschickt, die innerhalb der letzten 2 Jahre versorgt worden sind. Die Analyse der Ergebnisse erfolgt nach Gruppierung der Hörgeräte in Technologiegruppen: (i) 1-Kanal Geräte mit einem Hörprogramm (ii) 1-Kanal Geräte mit mehreren HöProgrammen (iii) Mehr-Kanal Geräte mit einem Hörprogramm (iv) Mehr-Kanal Geräte

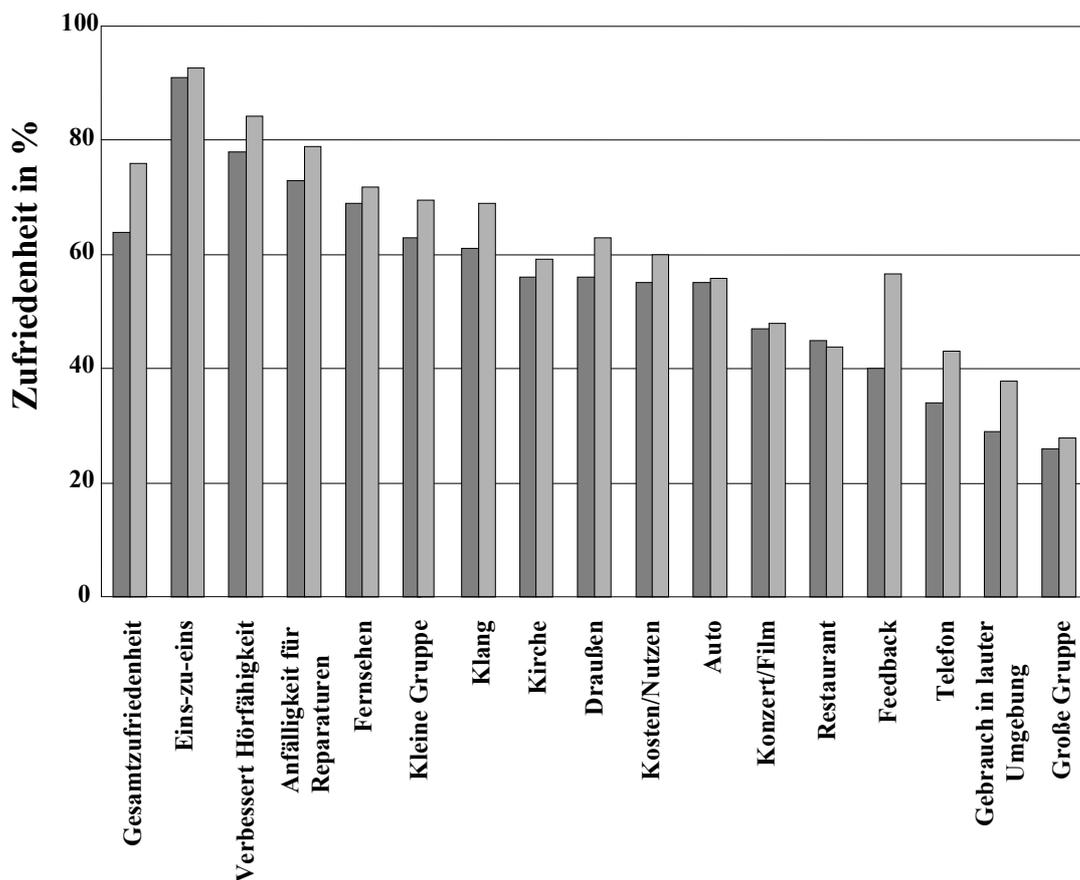


Abb. 2.1/1 Zufriedenheit in Prozent von Hörgeräteträgern mit ihren Geräten in verschiedenen Situationen. Die dunkelgrauen Balken entsprechen dem Ergebnis einer Studie von 1993 (Kochkin, 1993b), während die hellgrauen Balken, die einer Studie von 1996 wiedergeben (nach Kochkin 1996a).

¹ Diese Studie dient der Beobachtung des Hörgerätemarktes in den Vereinigten Staaten von Amerika und wird im Auftrag der HIA (Hearing Industries Association) zweimal jährlich an 20.000 Haushalte, die Mitglied der NFO (National Family Opinion) sind, verschickt.

2 Kommunikationsprobleme von Hörbehinderten

mit mehreren Hörprogrammen. Der Übersichtlichkeit halber werden hier nur die Ergebnisse der Gesamtgruppe dargestellt (siehe Abbildung 2.1/1). Es lässt sich leicht ablesen, dass außer in der Situation im Restaurant die neue Hörgerätegeneration die Zufriedenheit verbessert. Die Gesamtzufriedenheit kann im Mittel in den Jahren von 1993 – 1996 um 10% gesteigert werden.

Zur genaueren Analyse ist es interessant, die Faktoren herauszustellen, welche einen entscheidenden Einfluss auf die Zufriedenheit haben. In einem anderen Teil der MarkeTrak Reihe (Kochkin, 1993b) wird diese Analyse durchgeführt und folgende Faktoren werden als ausschlaggebend definiert:

- Kosten/Nutzen
- Klangqualität
- Anfälligkeit für notwendige Reparaturen
- Zufriedenheit in mehreren Hörsituationen

Am stärksten korreliert die Gesamtzufriedenheit mit der Anzahl der Hörsituationen, in denen der Hörgeschädigte das Gefühl hat, dass er einen Nutzen von seinem Hörsystem hat. Hörgeräte, die den Verbraucher nur in einer von 10 Situationen zufriedenstellen, erhalten eine Gesamtzufriedenheit von 15%, während sich die Gesamtzufriedenheit der Hörgeräte, die den Verbraucher in allen 10 Situationen zufriedenstellen, auf 92% beläuft (Kochkin, 1993b). Eine Übertragung der „Zufriedenheits“-Faktoren auf die aktuelle Studie (Kochkin, 1996b) zeigt, dass alle Faktoren durch die neueren Hörsysteme eine Verbesserung erfahren, die sich dann in einer höheren Gesamtzufriedenheit niederschlägt. Diese Hörgerätegeneration löst die Probleme in mehreren Hörsituationen wie z. B.: Unterhaltung mit einer Person, kleine Gruppen und die Situation im Freien. In schwierigen Situation jedoch, also Situationen mit Störlärm (Restaurant, laute Umgebung, Telefon, große Gruppe) sind auch diese Hörgeräte noch verbesserungsbedürftig, aber die positive Tendenz zeigt, dass mit den neuen Technologien ein Anfang gemacht wurde. In der neusten Publikation von *Kochkin & Rogin* (2000) wird der Einfluss von Hörgeräten auf die Lebensqualität untersucht, wobei die Teilnehmer in Hörgeräteträger und Nicht-Hörgeräteträger aufgeteilt werden. Es zeigt sich, dass durch die Verwendung von Hörgeräten die Hörgeschädigten eine deutlich bessere Lebensqualität in unterschiedlichen Bereichen des täglichen Lebens und in ihrem sozialen Umfeld erfahren.

2.2 Kommunikationsprobleme von Hörbehinderten am Telefon

In der heutigen modernen Gesellschaft ist die Fähigkeit am Telefon zu kommunizieren absolut notwendig. Das Telefon dominiert inzwischen viele Bereiche unseres Lebens und reist sogar mit uns um die Welt. Anrufbeantworter, Mobiltelefone und Pager wurden noch vor einigen Jahren als High-Tech bezeichnet, die nur sehr wenigen zur Verfügung steht. Inzwischen bedient sich jedoch ein Großteil der Bevölkerung dieser Kommunikationsmittel. Den weitverbreiteten Gebrauch von Telekommunikations-einrichtungen kann man als Möglichkeit betrachten, mit der Welt in Verbindung zu stehen. Besonders gilt dies für behinderte Personen oder solchen mit beschränkten Transportmöglichkeiten. Der Gebrauch des Telefons kann einerseits ein Weg sein, um Unabhängigkeit zu erlangen, andererseits jedoch ein weiteres Hindernis darstellen, um erfolgreich kommunizieren zu können.

Dieses Problem stellt sich besonders den Menschen mit einem Hörverlust. Im Abschnitt 2.1 wurden mehrere Studien vorgestellt, in denen die Kommunikationsprobleme von Hörgeschädigten trotz Hörgeräteversorgung beobachtet werden. Es lässt sich ein Trend ablesen, dass die Kommunikation am Telefon einen nicht zu unterschätzenden Stellenwert besitzt: In den Studien von *Berger et al.* (1982) und *Smedley & Schow* (1990) rangiert das Telefonproblem auf Rang sieben der größten Probleme. In den Publikationen von *Kochkin* (1996a, 1996b) wird das Telefon sogar an zweiter bzw. dritter Stelle genannt.

Unterstützt wird dieser Trend von einer epidemiologischen Studie in Deutschland (*Stock et al.*, 1995). Hier schätzen 674 Hörgeräteträger ihre Fähigkeit sich am Telefon mit ihren Hörgeräten zu verständigen auf einer 5-stufigen Skala von 1-„sehr gut“ bis 5-„sehr schlecht“ als „es geht“ (3) ein (Mittelwert 3,00) ein. Damit ist die Verständigung am Telefon bei einer Aufstellung der größten Kommunikationsprobleme auf dem dritten Platz.

Die National Acoustics Laboratories in Australien (*May et al.*, 1990) untersuchen die Vor- und Nachteile von CIC, IO und HdO Hörgeräten durch eine Befragung von 144 älteren (Mittelwert 73 Jahre) Hörgerätekandidaten. Auch in dieser Studie hat das Telefonproblem eine sehr hohen Stellenwert und nimmt den 2. Platz ein. Dabei werden alle drei Hörgeräte-Bauarten gleich schlecht beurteilt.

In den bereits erwähnten Umfragen, ist die Telefonproblematik lediglich angerissen worden, d. h. nur ein oder zwei Fragen beschäftigten sich mit der Kommunikation am

2 Kommunikationsprobleme von Hörbehinderten

Telefon. Daneben existieren auch Arbeiten, in denen Fragebögen verschickt werden, die sich ausschließlich mit dem Telefonproblem befassen. In diesem Zusammenhang sind besonders zwei Studien zu nennen:

Kepler et al. (1990, 1992) untersuchen die Telefongewohnheiten in der schwerhörigen Bevölkerung mit Hilfe eines Fragebogens mit 43 Fragen. Ziel dieser Studie ist es, die Zufriedenheit der Hörbehinderten mit ihren Hörgeräten bei der Kommunikation am Telefon zu ermitteln und dabei zusätzlich zu erfahren, wie effektiv die verschiedenen Hilfsmittel sind, auf die später noch im Detail eingegangen wird und wie oft diese benutzt werden. Außerdem interessieren die Aspekte, die beim Telefonieren mit Hörgeräten die meisten Probleme bereiten. Der Fragebogen wird an 138 Hörgeräteträger verschickt und von 104 (80,6%) ausgefüllt zurückgesandt. Diese relativ hohe Beantwortungsrate für einen Fragebogen mit einem solchem Umfang spricht deutlich für das Interesse der Befragten an dieser Thematik. In dieser Arbeit ergeben sich interessante Erkenntnisse, die das Ausmaß der Behinderung bei der Kommunikation mit Hilfe des Telefons erst richtig verdeutlichen. So berichten 81%, dass ihre Hörbehinderung einen mittelmäßigen bis großen Effekt auf die Verwendung des Telefons hat, da ihnen die Sprache zu leise ist oder der Hintergrundlärm sie stört, so dass 51% versuchen, Telefongespräche zu vermeiden. 57% beenden ihr Telefonat, wenn ihnen das Gespräch aufgrund der Verständnisschwierigkeiten zu anstrengend wird. Die Hälfte berichtet zudem, dass sie den Eindruck habe, der Gesprächspartner nehme nicht wahr, dass sie hörbehindert sind und nehme folglich keine besondere Rücksicht. Arbeitnehmer, die das Telefon zur Ausübung ihres Berufes dringend benötigen, erhalten von ihren Arbeitgebern entsprechende Hilfsmittel - in den meisten Fällen Telefonverstärker - zur Verfügung gestellt. Aber auch dieses Hilfsmittel führt nur bei knapp der Hälfte zu zufriedenstellenden Ergebnissen.

Die aktuellste Erhebung fand ebenfalls in den USA (Holmes et al., 1998) statt. Hier wird ein völlig offener Fragebogen an 50 Hörbehinderte verschickt. Die niedrige Beantwortungsrate von 38% liegt vermutlich eher an der Konzeption des Fragebogens, als am fehlenden Interesse. Die Studie hat primär zum Ziel, die Fragen zu ermitteln, die für einen Fragebogen zur Erfassung des subjektiven Hörvermögens am Telefon im Rahmen von klinischen Evaluationen von Interesse sind. Nur 16% der Teilnehmer sind mit der Kommunikationsmöglichkeit am Telefon zufrieden und etwa ein Fünftel vermeidet es, das Telefon zu benutzen. Die Ergebnisse der Studie zeigen die Vorteile eines offenen Fragebogens, da in dieser Form auch Probleme von den Befragten aufgeworfen werden

können, die in einem geschlossenen Fragebogen nicht angesprochen werden. (Barcham & Stephens, 1980; Stephens, 1980; Tyler et al., 1983)

2.3 Störquellen bei der Telefonkommunikation

Wie in den vorgehenden Abschnitten beschrieben, stellt die Kommunikation am Telefon für viele Hörbehinderte ein großes Problem dar. Der Grund für dieses Problem ist vielschichtig. Die Qualität der Sprachübertragung über das Telefonnetz ist nicht besonders hoch. Die Ingenieure der Telefongesellschaften sind aus Kostengründen darum bemüht, unter Ausnutzung der Redundanz der Sprache, nur soviel Informationen zu übertragen, wie zur Telefonkommunikation absolut notwendig sind.

Im folgenden sollen die verschiedenen Störquellen bei der Telefonkommunikation allgemein diskutiert werden. Die wesentlichen Merkmale verdeutlicht Abbildung 2.3/1.

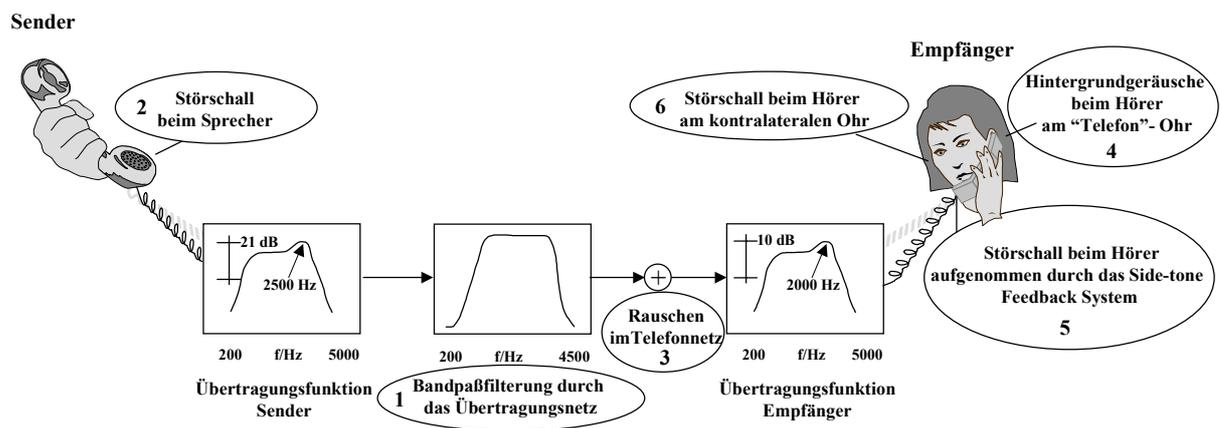


Abb. 2.3/1 Die Übertragung von Sprach-Signalen über das Telefonnetz. Die Qualität des Signals beim Sender verschlechtert sich aufgrund diverser Störfaktoren (numeriert).

1. Die Übertragung des Sprachsignals über das Telefonsystem erfolgt mit einer Beschränkung der Signalbandbreite von ca. 300 bis 3500 Hz (International Telecommunication Union (im folgenden mit ITU abgekürzt), 1996).
2. Störgeräusch im Hintergrund des Sprechers wird über die Telefonleitung übertragen und überlagert das Sprachsignal.
3. Das Rauschen des Telefonsystems (z. B. Übersprechen - Sprachsignale auf benachbarten Leitungen, die magnetisch von der Nutzleitung eingekoppelt werden) überlagert das Sprachsignal, insbesondere bei Ferngesprächen.
4. Störgeräusch im Hintergrund des Hörers überlagert sich mit dem Ausgangssignal des Telefonhörers direkt am Ohr des Hörers.

2 Kommunikationsprobleme von Hörbehinderten

5. Störschall im Hintergrund des Hörers wird vom Side-Tone Feedback System des Telefons aufgenommen und überlagert mit dem Telefonsignal vom Telefonhörer abgestrahlt. Das *Side-Tone Feedback System* (Janota & Janota, 1991) ist in allen gewöhnlichen Telefonen integriert. Es dient der Lautstärkekontrolle des Senders, in dem dessen Sprachsignal durch das Telefonmikrofon aufgenommen, verstärkt und direkt am Senderohr wieder abstrahlt wird. Das hat zur Folge, dass ebenfalls der Störschall in der Umgebung des Empfängers von dessen Mikrofon aufgenommen wird. Im Telefon überlagert sich dieses Mikrofonsignal mit dem Telefonsignal und wird am Ohr des Empfängers als Summensignal abgestrahlt.
6. Störschall im Hintergrund des Hörers wird zusätzlich vom kontralateralen Ohr aufgenommen.

Zunächst soll betrachtet werden, wie Normalhörende durch die Qualitätsverluste und Informations-einbußen bei der Telefonkommunikation beeinträchtigt werden.

Eine Studie (Holmes et al., 1983) setzt sich mit dieser Thematik auseinander. In dieser Arbeit mit 30 normalhörenden Probanden

(American National Standards Institute (im folgenden mit ANSI abgekürzt) S3.6-1969) werden die Einflüsse des Störschalles im Hintergrund des Empfängers (siehe Abbildung 2.3/1: Störquellen 4 bis 6) auf die Sprachverständlichkeit untersucht. Dem Probanden wird dazu ein Einsilbertest (Tillman & Carhart, 1966) über einen Telefonhörer dargeboten. Die Simulation des Telefonnetzes (siehe Abbildung 2.3/1: Störquellen 1 und 3) übernimmt ein Audiometer Telephone Interface (ATI) (Stoker, 1982a), welches zwischen Audiometer und Telefon geschaltet wird (siehe Abbildung 2.3/2). Details über das ATI werden in Kapitel 4 erläutert. Die Störquelle 2 (Abbildung 2.3/1) wird in dieser Untersuchung vernachlässigt. Die Ergebnisse dieser Studie zeigen, dass die Verständlichkeit statistisch signifikant vom Pegel (75 dB SPL und 85 dB SPL), der Art des Störschalls und der Zu- oder Abschaltung des Side-Tone Feedback Systems abhängig ist. Die Verständlichkeit nimmt ab, wenn der Pegel angehoben und/oder Babble-Noise statt Weißem Rauschen (Carhart et al., 1969) verwendet und/oder das Side-Tone Feedback System angeschaltet wird. Ein Einfluss des

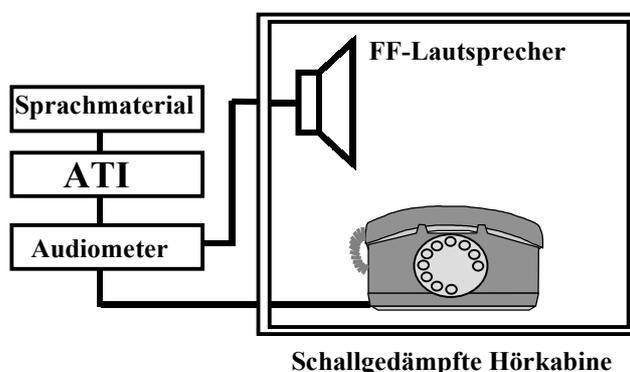


Abb. 2.3/2 Testaufbau für eine Sprachtest dargeboten über Telefon (nach Stoker, 1982a)

2 Kommunikationsprobleme von Hörbehinderten

kontralateralen Ohres kann nicht nachgewiesen werden, d.h. es ergibt sich keine Änderung der Sprachverständlichkeit, wenn das kontralaterale Ohr verschlossen wird. Wird der gleiche Test bei einem Störschallpegel von 65 dB SPL durchgeführt, was dem durchschnittlichen Störschallpegel in der Umgebung von Telefonaten entspricht (Seacord, 1940), ergeben sich keine signifikanten Einflüsse der oben angeführten Parameter und eine durchschnittliche Sprachverständlichkeit von etwa 90%. Das bedeutet, dass Normalhörende bei einem Telefonat in normaler akustischer Umgebung nur sehr geringe Informationseinbußen hinnehmen müssen, die einen vernachlässigbaren Einfluss auf die Sprachverständlichkeit haben.

Betrachtet man nun den besonderen Fall des Hörbehinderten, so lassen sich drei wesentliche Gründe angeben, die dafür verantwortlich sind, dass Hörbehinderte, wie in den Abschnitten 2.1 und 2.2 dargestellt, nur sehr unbefriedigend am Telefon kommunizieren können:

1. Durch die geringe Bandbreite von 300 bis 3000 Hz werden die hochfrequenten Anteile des Sprachsignals, die besonders zur Sprachverständlichkeit (Frikativlaute) beitragen, herausgefiltert. Gerade aber diese Sprachanteile müssen in den meisten Fällen bei einer Hörgeräteversorgung wiederhergestellt werden, in dem der hochfrequente Bereich besonders hoch verstärkt wird. Die Bandfilterung beim Telefon wirkt sich deshalb besonders bei Kinder- und Frauenstimmen aus, die von Hörbehinderten nur sehr schlecht verstanden werden können (Kepler et al., 1992).
2. Das Telefonsignal wird vom Hörbehinderten aufgrund des Hörverlustes mit einem wesentlich geringeren SL (Sensation Level) wahrgenommen, was die Verständigung erschwert.
3. Aufgrund der nur geringen akustischen Information, die einem Hörbehinderten in einer Kommunikationssituation zur Verfügung stehen, bedient dieser sich gewöhnlich zusätzlicher visueller Information, wie zum Beispiel dem Lippenlesen. Auch diese zusätzlich Information steht dem Hörbehinderten bei der Telefonkommunikation nicht zur Verfügung.

2.4 Hörhilfen zur Telefonkommunikation für Hörbehinderte

Die meisten (55%) der Hörgeräteträger benutzen ihre Hörgeräte, wenn sie ein Telefonat führen (Kepler et al., 1992). Es ist zwar naheliegend, die eingestellte Verstärkung des Hörgerätes zur Verbesserung der Kommunikation am Telefon zu verwenden, jedoch stößt so manche Hörgeräteversorgung an ihre physikalischen Grenzen: Es tritt die Rückkopplung (auch Feedback genannt) auf (siehe Tabelle 2.4.1/1), sobald der Telefonhörer (oder auch ein anderer beliebiger Gegenstand, wie zum Beispiel ein Hut) an das Ohr und somit auch in die Nähe des Hörgerätes gebracht wird und sich somit die akustischen Bedingungen verändern. Folglich wird das Ausgangssignal des Hörgerätes vom Mikrofon wieder aufgenommen und das System beginnt zu Schwingen, was sich in einem Rückkopplungspfeifen bemerkbar macht. Die Rückkopplung gilt als das größte Problem, wenn das Mikrofon zur Telekommunikation verwendet wird (Kepler et al.; 1992). Es existiert eine Reihe von Strategien, dieses Feedback zu verringern oder ganz zu eliminieren, in dem der Telefonhörer in bestimmten Positionen und/oder Winkeln zum Hörgerät gehalten wird. Diese Hörerhaltung ist aber oft sehr unbequem oder das Telefonmikrofon wird so weit vom Mund weg gehalten (Smith, 1971; Selwyn, 1975a; Selwyn, 1975b; Rayment 1981), so dass die Sprache des Hörgeschädigten den Gesprächspartner nur sehr gedämpft erreicht. Zusätzlich erleichtert die Verwendung des Hörgerätemikrofons beim Telefonieren auch die Einkopplung von Störschall aus der Umgebung (Kepler et al.; 1992). Eine Lösungsalternative dieser Probleme ist die Einführung der Telespule. Im folgenden Abschnitt sollen beide Prinzipien – Mikrofon und Telefonspule - miteinander verglichen werden.

2.4.1 Akustisches und induktives Kopplungsprinzip

Das Hörgerät wird also entweder **akustisch** oder **induktiv** mit dem Telefon verkoppelt. Bei der akustischen Kopplung wird der Hörer des Telefons nahe an das Hörgerätemikrofon gehalten. Die notwendige Lautstärke kann dann über den VC (Volume Control) eingestellt werden. Bei der induktiven Kopplung wird der Hörer nahe an das Gehäuse des Gerätes gehalten, bzw. beim HdO-Hörgerät an das obere äußere Ende der Pinna. Das magnetische Feld in der Größenordnung von 25 – 50 mA/m (Stoker et al., 1986), das bei der Abstrahlung am Hörer des Telefons entsteht, induziert eine Spannung in der Telespule des Hörgerätes, die das Telefonsignal als elektrisches Signal im Hörgerät abbildet (Gladstone,

2 Kommunikationsprobleme von Hörbehinderten

1975). In Tabelle 2.4.1/1 sind die wesentlichen Vor- und Nachteile der beiden Kopplungsarten aufgeführt, die später im Detail ausgeführt werden.

Kopplung	Vorteile	Nachteile
Akustisch	Einfach, mit jedem Hörgerät und Telefon verfügbar, mehr Verstärkung.	Feedback, fast ungedämpfte Einkopplung Störschall, Störung durch Mobiltelefone, Störung der Übertragungsfunktion des Telefonhörers (nur bei HdO-Geräten).
Induktiv	Einkopplung von Störschall nur indirekt über das Side-Tone Feedback System, kein Feedback, keine Störung durch Mobiltelefone.	Hörgerät mit Telespule notwendig, Telefonhörer mit ausreichender magnetischer Feldstärke notwendig, weniger Verstärkung, Einkopplung Netzbrummen (Neon-Röhren), optimalen Positionierung des Telefonhörers schwierig.

Tab. 2.4.1/1 Akustische versus induktive Kopplung: Vor- und Nachteile

Die Möglichkeit das Hörgerät induktiv an das Telefon anzukoppeln, entstand eigentlich völlig zufällig, da es sich bei der Erzeugung des Magnetfeldes durch einen dynamische Schallsender, also dem Telefonhörer, eher um ein Nebenprodukt handelt (Smith, 1974). Dieses Wandlerprinzip ist jedoch mehr und mehr von anderen Prinzipien (z. B. piezokeramisches Prinzip) verdrängt worden, so dass das Magnetfeld heute viel zu schwach ist, um eine ausreichend hohe Spannung im Hörgerät zu induzieren (Selwyn, 1975a; Lybarger, 1982; Holmes & Chase, 1985). Zusätzlich nahm die Verstärkung in den Telefonendgeräten um bis zu 30 dB ab (Goldberg, 1975). In Amerika gab es deshalb in den 60er Jahren erhebliche Kontroversen zwischen der Telefonindustrie auf der einen sowie den Hörgeräteträgern und der Hörgeräteindustrie auf der anderen Seite. Hier wurde debattiert, welche Kopplungsmethode oder welches Hilfsmittel die beste Lösung sei, um dem Hörgeschädigten zu helfen ohne die Telefonindustrie und die Normalhörenden zu sehr zu belasten. Infolgedessen entstand eine Reihe von Forschungsarbeiten, welche die zwei Kopplungsarten untereinander und mit anderen Hilfsmitteln vergleichen (z. B. Sung & Hodgson, 1971; Sung et al., 1973, Sung et al., 1974; Lowe, 1979; Stoker, 1981; Holmes, 1985).

2.4.2 Akustische versus induktive Kopplung

Durch die Einführung von neuen Telefonhörern wurde das erzeugte Magnetfeld im Hörer zu klein, um die Telefonspule ausreichend zu treiben. Trotzdem war die Telefonindustrie nicht dazu bereit, die alten und klobig wirkenden Hörsysteme weiter zu verwenden. Stattdessen wurde von Seiten der Telefonindustrie einige Speziallösungen angeboten (Smith, 1974), wie z. B. einen Telefonadapter (Teder, 1983), der auch heute noch Verwendung findet. Dieser wird am Hörer des Telefons befestigt und dient der Verstärkung der magnetischen Feldstärke. Eine andere Entwicklung war ein Spezialhörer, der ähnlich starke magnetische Felder erzeugt, wie die 500er Serie (Inglis & Tuffnell, 1951) von Bell Systems.

Stoker et al. (1986) vergleichen diese beiden Lösungsansätze miteinander: den Standardhörer der 500er Serie, den modifizierten neuen Hörer BAR (Balanced Armature Receiver) jetzt mit zusätzlicher Spule, also BARC (BAR mit Coil) und einen Telefonadapter, der an ein dynamisches Hörsystem angekoppelt wird. Dem Patienten wird, wie bereits in 2.3 beschrieben (siehe auch Abbildung 2.3/2), über den Telefonhörer ein Satztest dargeboten. Der Hörer wird dabei so an das Hörgerät gehalten, dass das Telefonsignal optimal von der Telespule eingekoppelt werden kann. Es ergibt sich die höchste Sprachverständlichkeit mit dem Standardhörer und der modifizierten neuen Hörergeneration BARC. Interessant ist an diesem Ergebnis, dass die Verwendung des Telefonadapters, obwohl dieser nahezu die gleiche Feldstärke erzeugt, keine ähnlich guten Ergebnisse liefert. Die schlechtere Sprachverständlichkeit hat den folgenden Grund: Wird allgemein eine induktive Kopplung verwendet, existiert zusätzlich eine zweite akustische Komponente, die über ein Vent in der Otoplastik oder direkt im IO-Hörgerät direkt ans Trommelfell gelangen kann. Beim Vent handelt es sich um eine Bohrung in der Otoplastik oder direkt im IO-Hörgerät, die entweder der Belüftung des Ohres, dem Druckausgleich oder auch der Verbesserung der Klangqualität der eigenen Stimme dient. Diese angesprochene zweite Komponente wird jedoch durch ein Gummi, das sich zwischen Hörer und Adapter befindet, stark gedämpft. Allgemein ist der Telefonadapter relativ unbeliebt, da er Batterie betrieben, unansehnlich und dazu wegen der sehr umständlichen Bedienung noch sehr unpraktisch ist (Lowe & Goldstein, 1982).

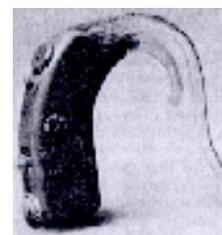


Abb. 2.4.1/1 Das modifizierte HdO-Hörgerät mit der „Schlauchlösung“ (aus Casman et al. 1982)

2 Kommunikationsprobleme von Hörbehinderten

Eine andere Speziallösung der Telefonindustrie zeigt auf der einen Seite den Einfallsreichtum der Ingenieure, auf der anderen Seite jedoch auch eine gewisse Unempfindlichkeit für die Bedürfnisse von Höreräteträgern. Da das Magnetfeld, wie bereits angedeutet, durch die Einführung neuartiger Telefonhörer zu schwach war, um die Telespule im Hörgerät zu treiben, drängt die Telefonindustrie zur Verwendung der akustischen Kopplung. Diese Kopplungsart hat jedoch einen erheblichen Nachteil: Gerade in Umgebungen mit Störschall ist sie der induktiven Kopplung meist unterlegen (Stoker, 1981; Holmes, 1985; Holmes & Frank, 1984), da der Störlärm fast ungedämpft vom Mikrofon aufgenommen wird (siehe Tabelle 2.4.1/1). Um diese direkte Aufnahme zu verhindern entwickelt die Telefonindustrie das so genannte Schlauchprinzip. Hier wird direkt am Mikrofoneingang ein Kunststoffschlauch befestigt (Arndt, 1977), der direkt an den Telefonhörer angeschlossen werden kann (siehe Abbildung 2.4.1/1). In einer von der Telefonindustrie beauftragten Studie (Casman et al., 1982) wird das Schlauchprinzip gegen eine „normale“ akustische und eine induktive Kopplung getestet. Im Freifeld ergeben sich für das Hörgerät mit und ohne Schlauch vergleichbare psychoakustische Parameter. Im 2. Teil der Studie wird mit Hilfe des in der Abbildung 2.3/2 dargestellten Untersuchungseinheit ein Satztest über den Telefonhörer dargeboten, um die Sprachverständlichkeit zu messen. Zusätzlich soll sich der Patient subjektiv zu seinen Eindrücken mit dem neuen System äußern. Durch die Verwendung des Standard Telefonhörers der 500er Serie ergibt sich die höchste Sprachverständlichkeit, wenn die induktive Kopplung verwendet und in der Hörkabine zusätzlich über einen Freifeld-Lautsprecher Störschall dargeboten wird. Das Schlauchprinzip erweist sich im Störschall der „normalen“ akustischen Ankopplung überlegen. Auch die subjektiven Einschätzungen der Patienten zur Klangqualität und Sprachverständlichkeit bestätigen das positive Ergebnis für das Schlauchprinzip. Die Einschätzung des Komforts lässt jedoch das Ergebnis wieder relativieren: Ein Großteil der Teilnehmer lehnen das Schlauchprinzip ab, nachdem ihnen ein Spiegel vorgehalten wird.

Auch *Lowe & Goldstein* (1982) vergleichen die induktive und akustische Kopplung, wobei für die unterschiedlichen Kopplungsarten, verschiedene Telefonhörer verwendet werden, um für die Telespule ein ausreichendes Magnetfeld zur Verfügung zu stellen. Der SPIN Satztest (Kalikow et al., 1977) und eine subjektive Beurteilung der Sprachqualität, einer Passage eines gesprochenen Texts, werden durchgeführt, wobei das Sprachmaterial über die Telefonhörer dargeboten wird. Es kristallisiert sich keine Kopplungsart als die Beste

2 Kommunikationsprobleme von Hörbehinderten

heraus, jedoch die Verknüpfung der Ergebnisse des objektiven und subjektiven Tests gibt einen Hinweis auf eine optimale individuelle Kopplung für den jeweiligen Patienten.

Einer der wesentlichen Nachteile der induktiven Kopplung ist die geringere Verstärkung (siehe Tabelle 2.4.1/1) gegenüber der akustischen Kopplung bei gleicher Einstellung des Hörgerätes (Sung et al., 1974). Mehrere Publikationen haben sich mit dem Vergleich der Übertragungsfunktionen der beiden Kopplungsarten beschäftigt (Tannahill, 1983). In der Arbeit von *Rodriguez et al.* (1985) weichen die Übertragungsfunktionen der beiden Kopplungsarten, gemessen in der Messbox, signifikant voneinander ab, wobei die Telespule einen wesentlich geringeren Ausgangsschalldruck liefert, als das Mikrofon. Ähnliche Ergebnisse erhalten *Rodriguez et al.* (1991), indem sie den Vergleich der Übertragungscharakteristiken in situ durchführen. Hier wird die Ausrichtung des Telefonhörers zum Hörgerät so lange optimiert, bis das Ausgangssignal maximal ist. Dann erst wird die in situ Messung mit Breitband-Rauschen, welches durch den Telefonhörer angeboten wird, aufgezeichnet. Auch in dieser Publikation kann nachgewiesen werden, dass die Hörgeräte über die akustische Kopplung einen wesentlich höheren Ausgangsschalldruck (hier 10-20 dB) liefern. Die subjektiv bevorzugte Hörgeräte-Einstellung bei akustischer bzw. induktiver Kopplung ermitteln *Rodriguez et al.* (1993). Den Teilnehmern wird über die in Abschnitt 2.3 vorgestellte Messanordnung (siehe Abbildung 2.3/2) ein Text vorgespielt. Währenddessen wird die Einstellung der Hörgeräte geändert und der Patient hat die Aufgabe aus 12 verschiedenen Extremeinstellungen die ihm angenehmste in Paarvergleichen (Sullivan et al., 1988) auszuwählen. Die Patienten bevorzugen für Telespule und Mikrofon die gleiche Übertragungscharakteristik: mehr Verstärkung im tieffrequenten Bereich (Sung et al., 1974) und einen allmählichen Anstieg zu den hohen Frequenzen. Die Bevorzugung dieser Einstellung ist damit zu erklären, dass beim HdO-Hörgerät die normale Übertragungscharakteristik des Telefonhörers verändert wird, da der Hörer am oberen Ende der Pinna angesetzt wird und das System folglich akustisch nicht abgeschlossen ist (Smith, 1974; Goldberg 1975; Terry et al., 1992). Dies wirkt sich wesentlich bei tiefen Frequenzen aus, die dann durch eine höhere Hörgeräteverstärkung ausgeglichen werden muss. Da die bevorzugten Einstellungen erheblich von dem Vorschlag der verwendeten präskriptiven Formel (NAL) abweichen, empfehlen die Autoren ein Mehrprogramm-Hörgerät zu verwenden, das für verschiedene Alltagssituationen, wie auch der Telefonsituation, unterschiedliche Einstellungen zur Verfügung stellt. Das kann allerdings zur Folge haben, dass mit dem Telespulenprogramm Probleme in solchen Situationen auftreten können, in denen die Telespule sonst noch

2 Kommunikationsprobleme von Hörbehinderten

verwendet wird, wie zum Beispiel im Theater oder in der Schulklasse. Ist nämlich das Telefonspulenprogramm für Telefonate optimiert, wirkt die Anhebung der tiefen Frequenzen in den genannten Situationen kontraproduktiv.

Bei der akustischen Ankopplung ist die direkte Einstreuung und Überlagerung mit dem Telefonsignal ein großes Problem (siehe Tabelle 2.4.1/1). Zur Abdämpfung der Einstreuung des Störschalls führen *Janota & Janota* (1991) Untersuchungen mit Mikrofonen durch, die nach dem Gradienten-Empfänger-Prinzip (Cremer, 1976) arbeiten. Aus diesem Grund befestigen sie nacheinander drei verschiedene Mikrofonssysteme (omnidirektional, bidirektional und kardioid) am oberen Ende der Pinna eines Kunstkopfes und verkoppeln diese mit einem Telefonhörer. Gemäß dem Aufbau in Abbildung 2.3/2 wird über den Telefonhörer das Material eines Sprachtests mit Störschall dargeboten und der Ausgang des Mikrofons aufgezeichnet. Anschließend wird die Aufnahme hörgeschädigten Versuchspersonen über einen Hörgerätehörer mit Otoplastik vorgespielt und die Sprachverständlichkeit bestimmt. Die beiden Mikrofone, die nach dem Gradientenprinzip arbeiten (bidirektional und kardioid), liefern statistisch signifikant bessere Ergebnisse als das omnidirektionale Mikrofon. Dieses Ergebnis resultiert aus der Tatsache, dass Mikrofone, die nach dem Gradientenprinzip funktionieren, empfindlicher sind für Schall im Nahfeld (Gayford, 1971). Da der Telefonhörer sehr nahe an das Mikrofon herangeführt werden kann (es kann kein Feedback entstehen), befindet sich das Telefonsignal im Nahfeld und wird deshalb besser übertragen als der Störschall, der im Fernfeld abgestrahlt wird. Leider wurde diese Idee von der Hörgeräteindustrie nicht weiter verfolgt, was sicherlich damit zu begründen ist, dass die verwendeten Mikrofonssysteme in dieser Studie zu groß waren, um in einem Hörgerät untergebracht zu werden.

Die einzige Arbeit, die beim Vergleich der beiden Kopplungsarten IO-Hörgeräte verwendet, ist eine Veröffentlichung von *Plyer et al.* (1998), die untersucht, ob die induktive Kopplung die Sprachverständlichkeit in ruhiger Umgebung verbessert. Für IO-Hörgeräte ist nämlich Anordnung, Orientierung und Größe der Telespule abhängig von den individuellen Abmessungen des Hörgeräteträgers (Compton, 1994). Die Ergebnisse zeigen, dass die induktive Kopplung keine Vorteile sowohl für die Sprachverständlichkeit in Ruhe, als auch bei der Frage nach der maximalen Toleranzpegel von Störschall, liefert. Die Ausrichtung, Größe und Orientierung der Telespule sind keine signifikanten Einflussgrößen (Stoker et al., 1986), da die Orientierung und Anordnung durch die Hörerhaltung ausgeglichen werden können. Die Größe der Spule scheint ebenfalls kein ausschlaggebender Parameter zu sein.

2 Kommunikationsprobleme von Hörbehinderten

Eine zusätzliche Störquelle für die akustische Ankopplung setzte mit der Einführung der Mobiltelefone ein. In der Vorverstärkerstufe des Hörgerätemikrofons wird das elektromagnetische Signal des Mobiltelefons demoduliert, und dem NF-Signal in der Signalverarbeitungsstufe überlagert und somit für den Hörgeschädigten deutlich hörbar (bis zu 122,5 dB SPL (Scopec, 1998; Ravn et al., 2000)). Diese Störungen konnten merklich durch Implementation von zwei HF-Kondensatoren reduziert werden, so dass inzwischen mit einigen Hörgeräten mobil telefonieren möglich geworden ist. Nokia hat für seine Mobiltelefone ein Schleifensystem entwickelt (**Inductive Loop Set => ILS-1**), welches am Telefon angesteckt und anschließend über den Hals gelegt wird. Bei einem Telefonat wird die Telefonspule des Hörgerätes eingeschaltet und das Telefonsignal induktiv eingekoppelt. Aufgrund des fehlenden Side-Tone Feedback Systems lässt dieses Zubehör gute Ergebnisse erwarten.

2.4.3. Andere Hilfsmittel

Neben den in Abschnitt 2.4.2 bereits erwähnten Telefonadapter existiert noch eine Reihe von weiteren Hilfsmitteln (Kaplan, 1996), die den Hörgeschädigten zur Telefonkommunikation zur Verfügung stehen.

2.4.3.1 Telefonverstärker

An erster Stelle ist der Telefonverstärker zu erwähnen, der das Telefonsignal verstärkt und mit einem höheren Ausgangsschalldruck abstrahlt, als bei einem gewöhnlichen Telefonhörer. (siehe Abbildung 2.3.3/1). Die Studie von *Kepler et al.* (1992) zeigt, dass 73% der Teilnehmer einen Telefonverstärker verwenden. Der Telefonverstärker bietet viele Vorteile und konnte daher im Vergleich mit allen anderen erwähnten Hilfsmitteln signifikant bessere Ergebnisse erzielen (Pichora-Fuller, 1981; Stoker, 1982b; Holmes & Frank, 1984, Holmes et al. 1983; Holmes, 1985; Fikret-Pasa & Garstecki, 1993). In vielen Fällen wird das Hörgerät zum Telefonieren obsolet, weil der



Abb. 2.3.3/1 Telefonverstärker von Bell Canada. Die Verstärkung kann mit Hilfe des Potentiometers in der Mitte des Hörers verstellt werden. (nach Pichora-Fuller, 1981)

Telefonverstärker das Side-Tone Feedback Problem löst (Holmes et. al, 1983; Plyer et

al., 1998). Das Side-Tone Feedback System folgt nämlich einer nichtlinearer Funktion bei Anhebung der Verstärkung im Telefonverstärker (Holmes et al., 1983). Wird die Verstärkung z. B. um 20 dB gesteigert, folgt die Verstärkung des Side-Tone Feedback Systems nur um 4-7 dB. Demzufolge kann durch einen Telefonverstärker eine deutliche Verbesserung des SNR (hier 20 dB) im Vergleich zum direkten Störschall und zusätzlich eine Verbesserung des Verhältnisses des Telefonsignals zum Side-Tone Feedback Signal erreicht werden.

2.4.3.2 Vorverarbeitung des Telefonsignals

Die Telefonindustrie gab eine Studie in Auftrag, das Telefonsignal für die Hörbehinderten entsprechend digital aufzuarbeiten. Denn *Bowe* (1991) hat in seiner Studie festgestellt, dass 57% der befragten Hörgeschädigten bereit wäre, ein solches System Geld zu kaufen. *Terry et al.* (1992) untersucht ein derartiges System, in dem das Telefonsignal so verstärkt wird, dass es den entsprechenden Hörverlust kompensiert. Die Verzögerung durch die Signalverarbeitung (hier 50 ms) ist in dieser Untersuchung unerheblich, da durch die Abwesenheit von visuellen Informationen die fehlende Synchronisation zwischen der akustischen und visuellen Information (Lippenlesen) nicht stört. Ergebnis dieser Studie ist, dass zumindest für leichte Hörverluste ein solches System sinnvoll erscheint.

2.4.3.3 Visuelle Kommunikationshilfen

Martin (1983) stellt in seiner Publikation eine Reihe von visuellen Kommunikationshilfen vor. Zum einen gibt es Schreibtelefone, die ganz ohne akustische Informationen funktionieren, indem der Text beim Sender mit einer Tastatur eingegeben wird und anschließend auf einem Display beim Empfänger erscheint. Demgegenüber steht das Bildtelefon, das sowohl akustische als auch visuelle Informationen – also das Gesicht/die Lippen des Gesprächspartners – zur Verfügung stellt. Aber erst im Zeitalter des ISDN bzw. der Lichtwellenleiter existieren ausreichende Ressourcen, um die notwendigen Daten (fast) in Echtzeit übertragen zu können.

Um diesen Datentransfer gering halten zu können, hat sich eine schwedische Forschungsgruppe damit beschäftigt, das Gesicht und die Bewegung der Lippen erst am Empfängerort zu generieren (*Agelfors et al.*, 1999). In diesem System werden mit Hilfe eines aufwendigen Rechnerprogramms (Automatic Speech Recognition => ASR-System), aufgrund von Informationen aus dem akustischen Signal, auf einem synthetischen Gesicht eine Mimik erzeugt, welche die Lippenbewegungen des akustischen Signals wiedergibt.

Mit Hilfe dieser Einrichtung konnte bei Hörgeschädigten mit mittleren bis tiefen Hörverlusten die Sprachverständlichkeit um 10% gesteigert werden. Auch eine anschließende subjektive Beurteilung durch die Patienten fällt durchweg positiv aus.

2.4.4 Welche Kopplung für welchen Hörverlust?

Allgemein ist festzustellen, dass es sicherlich nicht „die Methode“ gibt. Vorteile hat sicherlich der Telefonverstärker, der in allen Vergleichen bessere objektive und subjektive Ergebnisse erzielen konnte. Ein Nachteil dieser Lösung ist die Verfügbarkeit, da bei einem Telefonat beim Nachbarn oder in der Telefonzelle kein Verstärker zur Verfügung steht. Ansonsten empfiehlt es sich individuell mit dem Patienten die optimale Lösung zu erarbeiten, wobei jeweils auch Hörverlust, Lebensumstände und „gewünschte“ Kopplungsart eine Rolle spielen. Tabelle 2.5/1 gibt eine Übersicht, über die in den Publikationen diskutierten Lösungsansätze. Die Komplexität dieser Tabelle beweist, dass kein eindeutiger Vorschlag gemacht werden kann, aber es soll als Hilfe verstanden werden, für welchen Hörverlust welche Kopplungsart am sinnvollsten erscheint.

2.5 Schlussfolgerung

Zusammenfassend muss konstatiert werden, dass trotz aller Studien die Forschung in Bezug auf eine Verwendung des Telefons der Hörbehinderten und die Verbesserung ihrer Situation ein relativ vernachlässigtes Arbeitsgebiet der Audiologie ist. Deutlich wird die Unterschätzung dieses Problems, studiert man die allgemein verfügbaren Fragebögen zur subjektiven Einschätzung des Hörvermögens, in denen höchstens eine Frage auf die Problematik der Telefonkommunikation eingeht (Holube & Kollmeier, 1991; Ringdahl et al., 1993; Holube und Kollmeier, 1994; Cox & Alexander, 1995; Gatehouse, 1997).

Es existieren einige Ansätze, sowohl von Seiten der Hörgeräteindustrie, als auch von der Telefonindustrie, den Hörgeschädigten geeignete Hilfsmittel zur Telefonkommunikation zur Verfügung zu stellen, jedoch sind diese wenig effektiv oder sehr aufwendig. Die Einführung des Digitalen Feedback Suppression (DFS) Systems der Firma Danavox im digitalen Hörgerät Danalogic (Details siehe Kapitel 3) ist eine innovative Methode, um diese Problematik anzugehen, nämlich die akustischen Kopplung der Einfachheit halber wieder in den Vordergrund zu stellen und die Rückkopplung durch raffinierte Signalverarbeitung zu unterdrücken. Die vorliegende Arbeit wird sich deshalb primär mit einer Evaluation dieses DFS-Systems beschäftigen, insbesondere im Hinblick auf eine mögliche Verbesserung der Kommunikationsfähigkeit beim Telefonieren.

2 Kommunikationsprobleme von Hörbehinderten

Autor	Hörverlust	Hilfsmittel	Klinische Empfehlung	Bemerkung
Plyer et al., 1998	hochgradig	IO	induktive Kopplung	Sprachverständlichkeit in Ruhe besser als mit akustischer Kopplung, mit Störschall ist die Sprachverständlichkeit für beide Kopplungen gleich, der Störschall wird bei der induktiven Kopplung als nicht so störend empfunden
Holmes, 1985	gering bis mittelgradig	Telefonverstärker	Gegebenenfalls individuelle Lösung erforderlich	Hörgerät bietet in beiden Kopplungsvarianten keine Vorteile in ruhigen Umgebungen
Rodriguez et al., 1985			Telefonspulenprogramm mit mehr Verstärkung auslegen, als für Mikrofonprogramme	Sollte eine induktive Kopplung empfohlen werden, unbedingt die elektroakustischen Messungen im "T"-Betrieb durchführen
Rodriguez et al., 1993	mittelgradig	Hörgerät	induktive/akustische Kopplung	Verstärkung im Tieftonbereich anheben, Frequenzgang allmählich ansteigend oder flach, gegebenenfalls Mehrprogramm-Hörgeräte verwenden
Lowe & Goldstein 1982			es gibt nicht "DIE" Methode	Verkopplung der Daten von Sprachverständlichkeitsmessungen und subjektiver Einschätzung läßt Schluß auf ideale individuelle Lösung zu
Terry et al., 1992		Hörgerät		Betonung des hochfrequenten Bereichs mit allmählicher Steigung
Holmes & Frank, 1984	Hochtonabfall	Standard Telefon		
	leichte Steigung (bei 1 kHz etwa 30-60 dB HL)	Telefonverstärker		
	panotonaler Hörverlust (bei 1 kHz etwa 40-70 dB HL)	Hörgerät, besser Telefonverstärker	Individuelle Lösung mit Patient finden und beraten	Information des Hörgeräteträgers: akustische Kopplung bringt keine wirklichen Vorteile
	0-25 dB HL	Standard Telefon		
Nielsen & Gilberg, 1978	30-45 dB HL	Telefonverstärker		
	60-70/75 dB HL	Hörgerät	induktive Kopplung	
	> 70/75 dB HL	Telefonverstärker plus Hörgerät	induktive Kopplung	

Tab. 2.5/1

Übersicht über die in den Publikationen diskutierten Lösungsansätze

3 Motivation zur vorliegenden Studie

3.1 Verständlichkeitsprobleme trotz Hörgeräteversorgung

Durch die rasante technologische Weiterentwicklung der Hörgeräte in den letzten Jahren sind Studien, die die wesentlichen Probleme von Hörgeräteträgern untersuchen, schon nach relativ kurzer Zeit wieder veraltet (Barcham & Stephens, 1980; Kochkin, 90; May et al., 1990; Smedley & Schow, 1990; Kochkin 1993a; Kochkin 1993b; Stock et al., 1995). Zusätzlich lassen die meisten solcher epidemiologischen Studien eine Art Hitliste der wesentlichen Probleme vermissen. Sie fragen zwar den Nutzen der Hörgeräte in den unterschiedlichen Situationen ab, messen jedoch nicht, ob die jeweilige Situation im Alltagsleben des Hörgeräteträgers auch wirklich eine Rolle spielt. Aus diesem Grund wird in der vorliegenden Arbeit eine Fragebogenstudie durchgeführt, die einerseits die größten Probleme der Hörgeräteträger mit ihren System eruiert und dieses Ergebnis dann bzgl. der Wichtigkeit für die einzelnen Teilnehmer analysiert.

3.1.1 Methode

Aus unterschiedlichen bereits existierenden Fragebögen (Holube & Kollmeier, 1991; Ringdahl et al., 1993; Holube & Kollmeier, 1994; Cox & Alexander, 1995) werden die Items extrahiert, die sich für die Bestimmung der wichtigsten Probleme der Hörgeräteträger am besten eignen. Dieser Fragenkatalog wird neben Fragen zur Person (Alter und Geschlecht) und zur Versorgung allgemein (Tragedauer pro Tag, wie lange grundsätzlich mit Hörgeräten versorgt, wie lange mit dem letzten System versorgt, monaurale/bilaterale Versorgung) mit Fragen zur allgemeinen Zufriedenheit, Handling, Genierlichkeit und Klangqualität ergänzt, so dass sich ein Fragenkomplex mit 22 Items ergibt. In diesen 22 Items ist außerdem eine offene Frage enthalten, in denen die Hörgeräteträger Situationen beschreiben können, die gegebenenfalls im Fragebogen nicht abgefragt werden. Zusätzlich existieren eine Reihe von „Sub“-Items, die in einzelnen

3 Motivation zur vorliegenden Studie

Situationen zusätzlich Informationen z. B. zur Klangqualität abfragen. Diese Sub-Items wurden bei der Konzeption des Fragebogens implementiert, um aufgrund der Aussagen der Teilnehmer, Ansätze für eine Feinanpassungsstrategie zu erhalten. Die Sub-Items sollen allerdings im Rahmen dieser Arbeit nicht näher diskutiert werden. Die Teilnehmer erhalten die Aufgabe, den Fragebogen möglichst vollständig auszufüllen und die aufgeführten Situationen mit Hilfe der Antwortkategorien „keine Probleme“, „kaum Probleme“, „große Probleme“ und „sehr große Probleme“ zu beurteilen. Eine zusätzliche Option erlaubt es den Teilnehmern, die Fragen mit „*Die Situation kommt bei mir nicht vor*“ zu beantworten. Diese Antwortalternative soll vermeiden, dass die Beurteilung der Funktionalität des Hörgerätes in bestimmten Situationen, die im täglichen Leben des Teilnehmers eigentlich gar nicht auftreten, die aber aus Vollständigkeitsgründen ausgefüllt werden, das Gesamtergebnis beeinflussen. Die letzte Frage gibt den Hörgeräteträgern die Möglichkeit, die drei Situationen zu benennen, die ihnen in ihrem Alltagsleben am wichtigsten erscheinen. Der komplette Fragebogen ist in Anhang A dargestellt. Als besonderen Anreiz ist das Ausfüllen und Zurücksenden des Fragebogens mit der Teilnahme an einem Preisausschreiben verbunden.

Es werden 401 Patienten des Funktionsbereichs Audiologie der Universitäts-HNO-Klinik angeschrieben, wobei diese nach folgenden Kriterien ausgewählt werden:

- Hörgeräteträger
- Keine Schallleitungskomponente
- Keine sonstigen Ausschlusskriterien
- Auswahl der ersten 401 Patienten der Datenbank, die diese drei aufgeführten Bedingungen erfüllen

Ansonsten findet keine Unterscheidung oder Gruppierung bzgl. des Hörverlustes bzw. der Hörgeräteversorgung statt.

3.1.2 Ergebnisse und Diskussion

Zur Vermeidung eines systematischen Fehlers wird die Alters- und Geschlechtsverteilung der Stichprobe, mit der aller Patienten der Datenbank verglichen. Es ergeben sich weder beim Median, noch beim Mittelwert, Unterschiede zwischen der Stichprobe und der gesamten Datenbank. Die Altersverteilung zeigt Abbildung 3.1.2/1. Nur 36% der Teilnehmer sind weiblichen Geschlechts, dieser Anteil korreliert jedoch mit den Einträgen der gesamten Datenbank. 149 der angeschriebenen Hörgeräteträger schicken den Fragebogen ausgefüllt im beigefügten Freiumschlag zurück, wovon 135 verwertbar

3 Motivation zur vorliegenden Studie

sind. 33 Teilnehmer sind verstorben oder verzogen. Die Antwortrate von 45,6% ist im Vergleich zu früheren ähnlichen Studien (etwa 25%) wesentlich höher als erwartet für einen Fragebogen mit diesem Umfang. Aufgrund der übersichtlichen Darstellung ergeben sich 8 DIN-A4 Seiten für den gesamten Fragebogen (vergleiche Anhang A). Eine vermutete Einflussgröße ist jedoch nicht, wie zunächst angenommen, das mit dem Ausfüllen des Fragebogens verbundene Preisausschreiben. Eine spätere Studie, in der ein

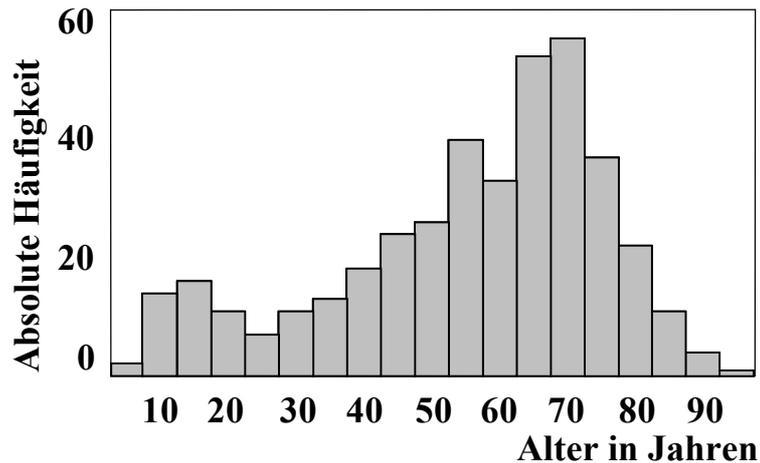


Abb. 3.1.2/1 Altersverteilung der angeschriebenen Patienten.

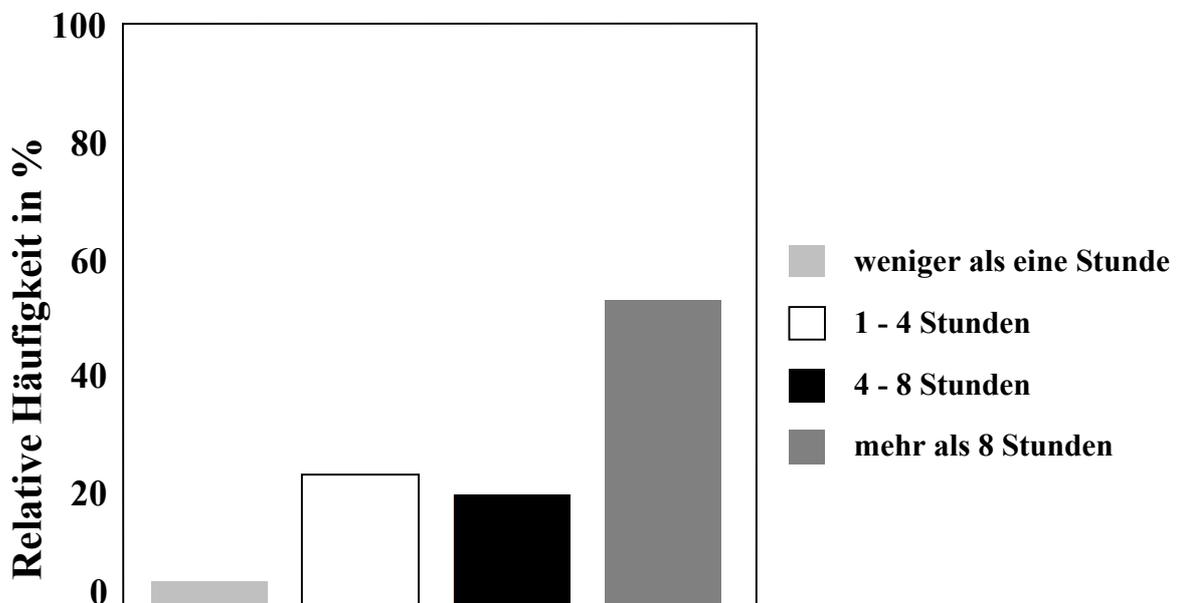


Abb. 3.1.2/2 Tragezeit der Hörgeräte pro Tag. Prozentualer Anteil bezogen auf alle Teilnehmer.

3 Motivation zur vorliegenden Studie

Fragebogen mit einem ähnlichen Umfang verschickt wird, erreicht eine noch höhere Antwortrate (51,5%), obwohl mit dem Ausfüllen des Fragebogen kein Preisausschreiben verbunden ist. Ein anderer Grund für die hohe Antwortrate ist eventuell, dass in der Datenbank überwiegend Probanden verzeichnet sind, die sich im Vorfeld grundsätzlich zur Teilnahme an Studien des Klinikums bereit erklärt haben.

Der Anteil der bilateralen Versorgung ist mit 72,5% ungewöhnlich hoch. Dieser Umstand ist wohl darauf zurück zu führen, dass in Kliniken offenbar progressiver versorgt wird als in niedergelassenen HNO-Praxen.

53% der Teilnehmer verwenden ihre Hörgeräte mehr als 8 Stunden am Tag (Abbildung 3.1.2/2), was darauf schließen lässt, dass vorwiegend die Personen teilnehmen, die von ihrem Hörsystem abhängig sind. Sie haben ein besonderes Interesse an Studien für Weiterentwicklungen im Hörgerätesektor mitzuwirken, mit der Hoffnung, in Zukunft auch ihre eigene Situation verbessern zu können. Die Gesamtzufriedenheit ist ungewöhnlich hoch (Abbildung 3.1.2/3), so dass 92% mit ihrer Hörgeräteversorgung mindestens mittelmäßig zufrieden sind. Dies ist ein außergewöhnlich hoher Prozentsatz vergleicht man dieses Ergebnis mit denen anderer Studien, wie z. B. die Studie von *Stock et al.* (1995) die etwa 4 Jahre zuvor durchgeführt wurde. Hier ergab sich eine mittlere Zufriedenheit für 70% der Responder.

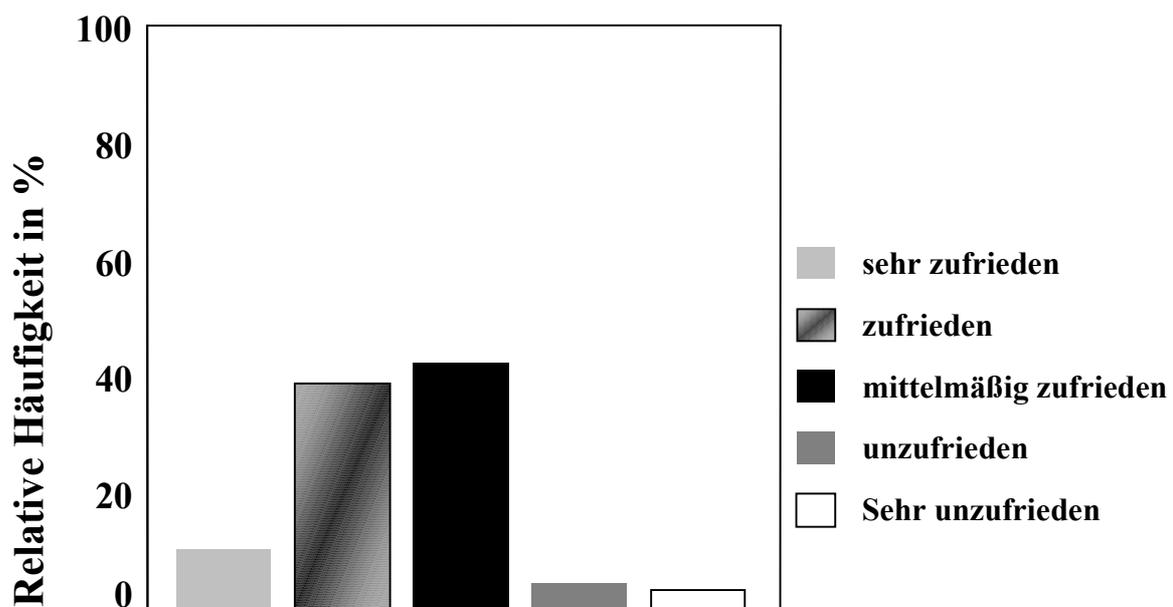


Abb. 3.1.2/3 Gesamtzufriedenheit mit dem derzeitigen Hörsystem. Prozentualer Anteil bezogen auf alle Teilnehmer.

3 Motivation zur vorliegenden Studie

Das gute Ergebnis zur Gesamtzufriedenheit ist vermutlich abhängig von vielen Faktoren, die einerseits wünschenswert sind oder andererseits das Ergebnis unerwünscht beeinflussen könnten:

Mögliche unerwünschte Einflussfaktoren:

- Der Fragebogen wird an Patienten der eigenen Klinik verschickt, die sich unter Umständen dem Haus verpflichtet fühlen.
- Einige Teilnehmer sind eventuell der Meinung, dass sich durch eine positive Bewertung die Chancen beim Preisausschreiben erhöhen, obwohl im Anschreiben eindeutig darauf hingewiesen wird, dass dies nicht der Fall ist. Da die Teilnahme am Preisausschreiben natürlich mit der Angabe der persönlichen Daten verbunden ist, ist die Möglichkeit einer anonymen Beantwortung nicht mehr gegeben.
- Die Frage zur Zufriedenheit wird nur einmal zu Beginn des Fragebogens gestellt. Aus statistischen Gründen ist es häufig sehr hilfreich, die Frage in einer ähnlichen Form an andere Stelle des Fragebogens noch einmal zu stellen, um die Verlässlichkeit der Antwort zu überprüfen. Vom psychologischen Standpunkt aus betrachtet: Die Frage wird vor dem eigentlichen Fragenkatalog der verschiedenen Situationen gestellt, so dass sich der Teilnehmer vielleicht an dieser Stelle noch nicht richtig bewusst ist, in welchen Situationen die Hörgeräte eigentlich funktionieren sollten. Die gleiche Frage am Ende des Fragebogens gestellt, würde eventuell ein anderes Ergebnis hervorrufen.

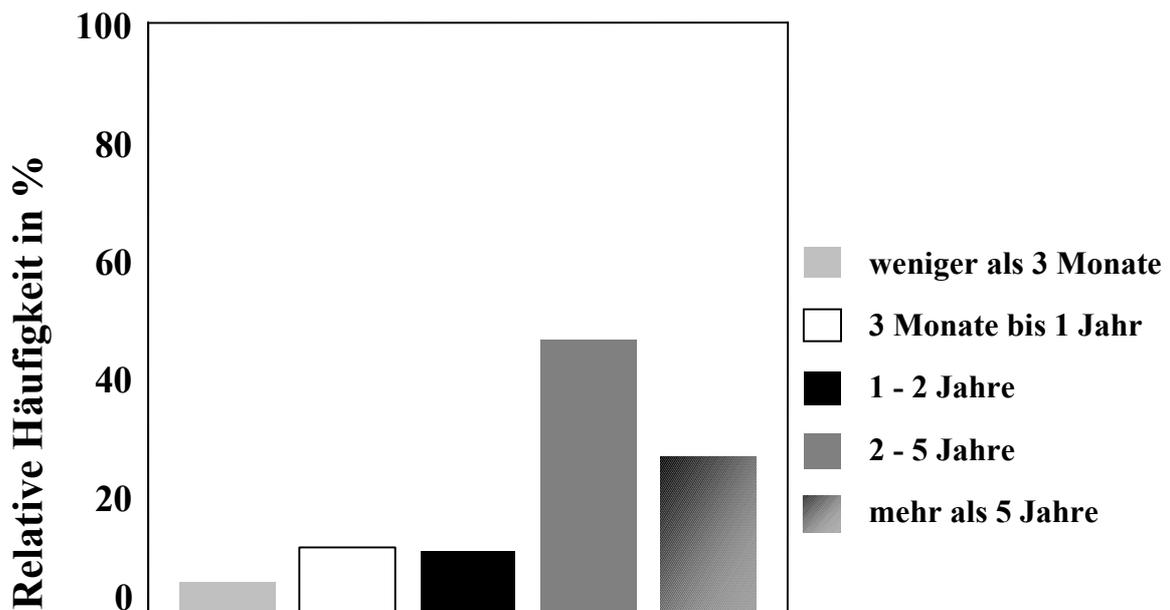


Abb. 3.1.2/4 Zeitraum seit der letzten Hörgeräteversorgung. Prozentualer Anteil bezogen auf alle Teilnehmer.

3 Motivation zur vorliegenden Studie

Erwünschte Einflussfaktoren:

- Mehr als 73% der Teilnehmer wurden mit den Hörsystem innerhalb der letzten 5 Jahre versorgt (Abbildung 3.1.2/4), so dass die meisten auch von der modernsten Technologie profitieren.
- Wie bereits oben erwähnt, ist der Prozentsatz der bilateralen Versorgung besonders hoch, was offensichtlich zu einer besseren Versorgung und folglich höherer Zufriedenheit führt.

72% der Teilnehmer sind insgesamt schon länger als 5 Jahre mit Hörgeräten versorgt (Abbildung 3.1.2/5), so dass man von erfahrenen Hörgeräteträgern ausgehen und deren Antworten als verlässlich betrachten kann. Zur zusätzlichen Absicherung der Daten sind die Antworten derjenigen Teilnehmer nur bedingt in die Analyse eingeflossen, die innerhalb der letzten 3 Monate mit einem neuen System versorgt worden sind, da in diesen Fällen davon auszugehen ist, dass die Akklimatisationszeit noch nicht abgeschlossen ist. Außerdem ist nicht auszuschließen, dass diese Gruppe, die Frage nicht bzgl. der alten, sondern der neuen Hörsysteme beantwortet.

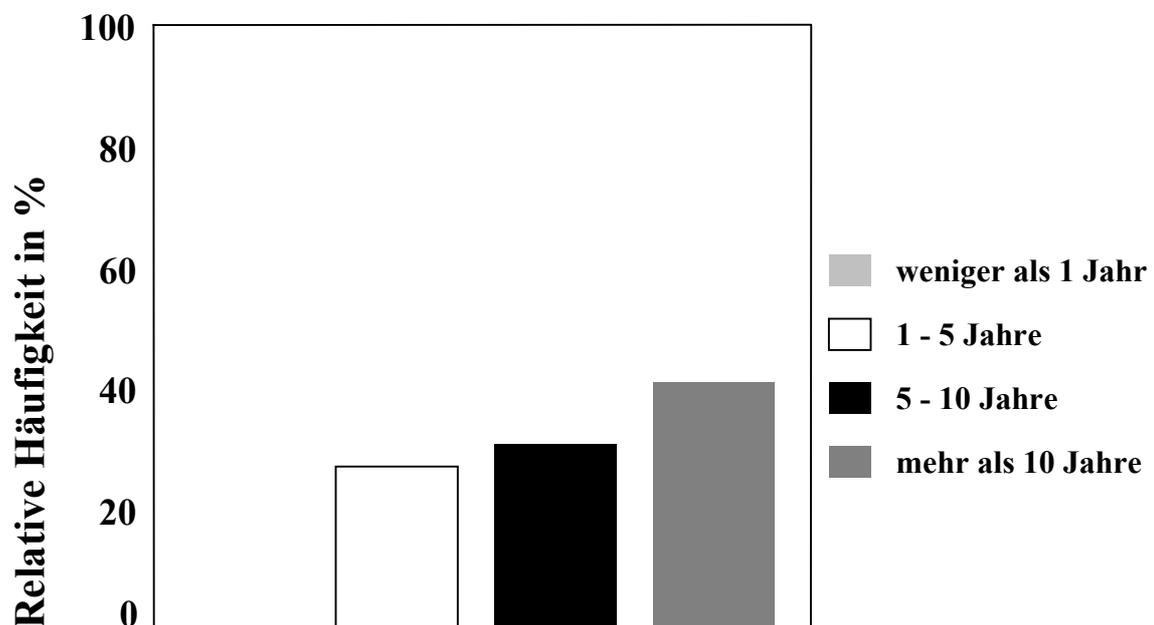


Abb. 3.1.2/5 Zeitraum der grundsätzlichen Versorgung mit Hörgeräten. Prozentuale Anteil bezogen auf alle Teilnehmer.

Der Großteil der Teilnehmer beantwortet durchgehend alle Fragen. Nur einige wenige übersehen offensichtlich ganze Seiten - einige Doppelseiten bleiben völlig unbeantwortet - obwohl die anderen Passagen des Fragebogens durchgängig beantwortet sind.

3 Motivation zur vorliegenden Studie

Aus Übersichtlichkeitsgründen wird an dieser Stelle auf eine detaillierte Darstellung der Ergebnisse für die einzelnen Situationen verzichtet, die in Anlage B zusammengestellt sind. Statt dessen werden zur Darstellung der Urteile in einer Grafik die Daten in dichotome Variablen umgewandelt:

- 0: Keine Problem oder kaum Probleme
- 1: Große Probleme oder sehr große Probleme

Aus Redundanzgründen kann die dichotome Variable „0“ unberücksichtigt bleiben, so dass Abbildung 3.1.2/6 in einer Art „Hitliste“ verdeutlicht, welche Hörsituationen den Teilnehmern große bzw. sehr große Probleme bei Verwendung ihrer Hörgeräte bereiten.

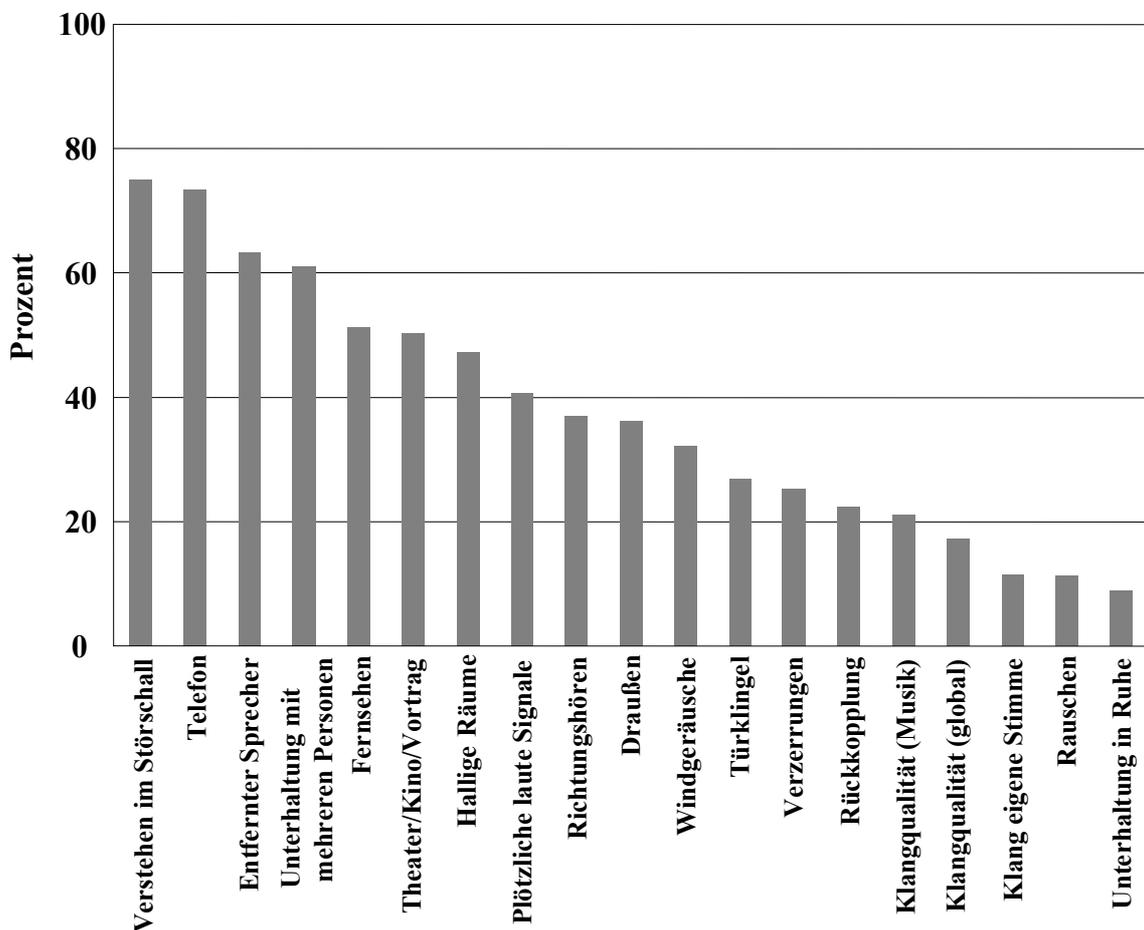


Abb. 3.1.2/6 Darstellung des prozentualen Anteils der Teilnehmer, die angeben, in den jeweiligen Situationen große bis sehr große Probleme mit/trotz ihrer Hörgeräteversorgung zu haben

Die letzte Frage (Item 22) fragt die Situationen ab, die dem Teilnehmer am wichtigsten erscheinen. Zum einfacheren Vergleich werden in Abbildung 3.1.2/7 die Situationen in der gleichen Reihenfolge auf der x-Achse angegeben, die sich als Hitliste in Abbildung 3.1.2/6

3 Motivation zur vorliegenden Studie

ergeben hat. Es ist leicht abzulesen, dass die wichtigsten und größten Probleme statistisch signifikant ($p < 0,01$) miteinander korrelieren (Pearson: 0.76). Eine wesentliche Ausnahme stellt „der entfernte Sprecher“ (Item 19) dar. Diese Situation wird zwar als drittgrößtes Problem beurteilt, bei der Wichtigkeit jedoch spielt sie eher eine untergeordnete Rolle (Rang 19). Diese Situation scheint demnach zwar große Probleme zu bereiten, kann aber offenbar leicht umgangen werden. Die zweite Ausnahme ist die Situation „im Freien“ (Item 4), die im Alltagsleben unausweichlich vorkommt, weshalb sie als wichtig eingestuft wird (Rang 4). Offensichtlich scheinen die Hörgeräte in dieser Situation auch zufriedenstellend zu arbeiten, da sie auf der Hitliste der größten Probleme nur den 11. Rang belegt.

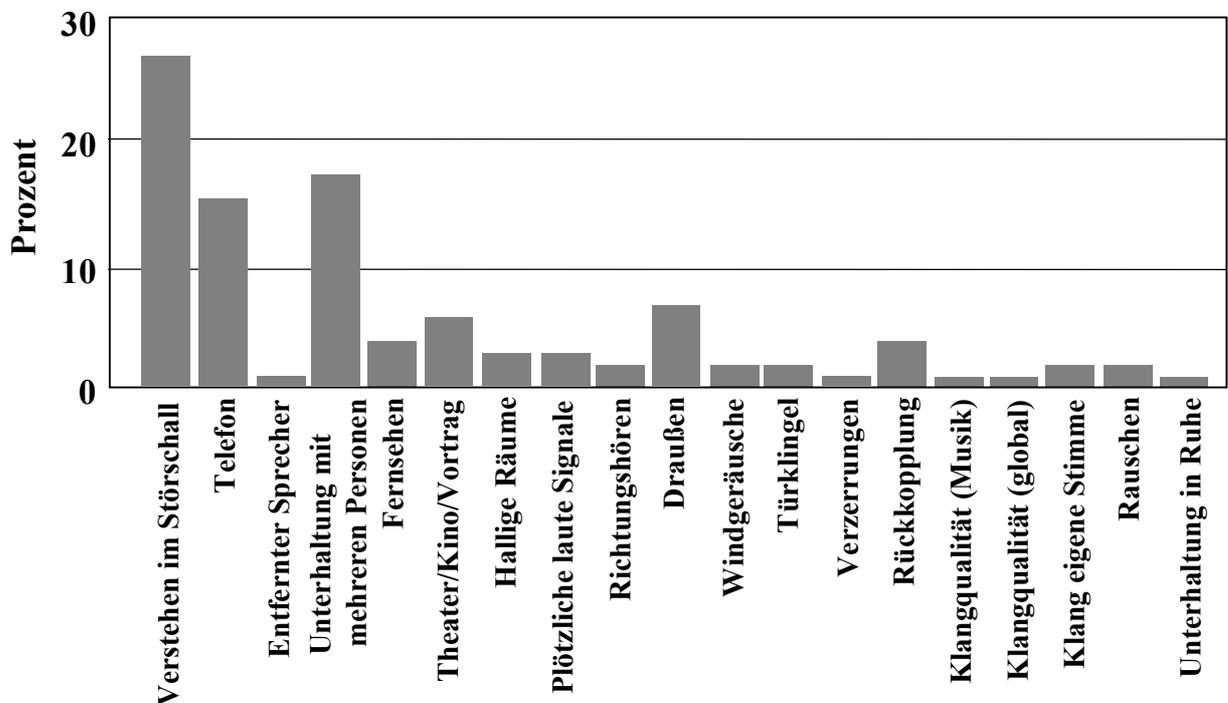


Abb. 3.1.2/7 Darstellung der von den Teilnehmer als am wichtigsten eingestuften Situation. Angegeben in Prozent bezogen auf alle Teilnehmer. Die einzelnen Situationen sind aus Vergleichsgründen auf der x-Achse so angeordnet, dass die Hitliste der größten Probleme gemäß Abbildung 3.1.2/6 wiedergegeben wird.

Überraschend ist das Ergebnis für Item 2 (Unterhaltung mit mehreren Personen), welches „nur“ an vierter Stelle der Hitliste rangiert. Eigentlich sollte mit dieser Situation die Funktionalität der Hörgeräte in einer Cocktail-Party-Situation gemessen werden. Jedoch werden die Teilnehmer durch die Aufforderung bei Item 20 (Verstehen im Störlärm), in zusätzlichen Sub-Items die Störschall behafteten Situationen mit den größten Problemen zu beschreiben, möglicherweise unbewusst manipuliert. Die Teilnehmer wählen nämlich

3 Motivation zur vorliegenden Studie

durchgehend die Situation „Stimmengewirr im Hintergrund (z. B. Restaurant)“, die sie offensichtlich einer Cocktail-Party-Situation zuordnen, so dass Item 20 als Situation mit der größten Relevanz eingestuft wird.

Die Kommunikation am Telefon (Item 10) ist auch mit den derzeitig verfügbaren Hörsystemen noch immer ein sehr großes Problem (2. Platz) und wird darüber hinaus auch als eine sehr wichtige Situation eingestuft (3. Platz). Aufgrund der Altersverteilung bei der Gruppe der Hörgeräteträger (Median etwa 65 Jahre in Abbildung 3.1.2/1) ist dieses Medium oft die einzige Möglichkeit, weiterhin mit der Welt außerhalb der eigenen vier Wände zu kommunizieren. Scheinbar sind aber auch die aktuellen modernen Hörsysteme nicht in der Lage, die Voraussetzungen für eine zufriedenstellende Telefonkommunikation zu schaffen.

Die Teilnehmer haben offensichtlich Probleme die Situationen „im Freien“ (Item 4) und „plötzlicher Lärm“ (Item 15) gedanklich voneinander zu trennen. Bei Item 4, das Sub-Items zur genaueren Beschreibung der Probleme beinhaltet, wird des öfteren in einer zusätzlichen offenen Option das Problem mit dem *Fluglärm* erwähnt. Da diese Situation aber eher dem Themenkomplex „plötzlicher Lärm“ zuzuordnen ist, erkennt man die unscharfe Trennung zwischen diesen beiden Items. Unterstützt wird diese Hypothese mit einer hohen Korrelation der Urteile für diese beiden Items und einer Faktorenanalyse, die verdeutlicht, dass diese auf den selben Faktor laden.

Die Probleme „Genierlichkeit“ (Item 16) und „Handling“ (11) spielen eine untergeordnete Rolle. Während das Ergebnis für die „Genierlichkeit“ noch nachvollziehbar ist, da es sich bei den Teilnehmern vorwiegend um Personen handelt, die von ihren Geräten aufgrund der zumeist stark ausgeprägten Hörstörung abhängig sind, ist das Ergebnis für das „Handling“ ein wenig überraschend, da hier bei einer näheren Betrachtung der Daten kein Einfluss des Alters festgestellt werden kann, wie man es erwarten würde.

Die Möglichkeit, sich in ruhiger Umgebung (Item 13) unterhalten zu können, wird durch die Verwendung von Hörgeräten sehr gut wiederhergestellt. Nur 9% haben in dieser heute seltenen Situation große bis sehr große Probleme. Das Ergebnis, das sich mit denen vieler anderer Studien deckt, ist sicher eine Folge der Hörgeräteanpassung, die in der Regel in der künstlichen akustischen Situation einer ruhigen Hörkabine erfolgt und somit darauf zugeschnitten ist.

Die offene Frage (Item 22), die den Teilnehmern ermöglicht, die Probleme anzugeben, die im Fragebogen nicht erwähnt werden, wird sehr häufig beantwortet. Hier wird von der

3 Motivation zur vorliegenden Studie

Gelegenheit Gebrauch gemacht, zum einen die größten Probleme, vor allem die der Unterhaltung im Störlärm, noch einmal hervorzuheben und zum anderen neue Probleme anzusprechen, wie:

- Das Telefonieren mit einem Mobiltelefon
- Das Auftreten von Schweiß im Gehörgang
- Die begrenzte Lebensdauer der Batterie

	Gruppe 1		Gruppe 2		Mittlere Differenz
	Mittelwert	Standardabw.	Mittelwert	Standardabw.	
Verstehen im Störschall	2,57 (70)	0,91	3,35 (62)	0,58	0,78**
Telefon	2,63 (63)	0,89	3,31 (61)	0,67	0,68**
Entfernter Sprecher	2,42 (69)	0,81	3,06 (63)	0,76	0,64**
Unterhaltung mit mehreren Personen	2,46 (69)	0,81	3,04 (62)	0,66	0,58**
Fernsehen	2,14 (67)	0,87	2,93 (58)	0,93	0,79**
Theater/Kino/Vortrag	2,05 (63)	0,87	3,16 (56)	0,82	1,11**
Hallige Räume	2,03 (59)	0,87	2,95 (47)	0,69	0,92**
Plötzliche laute Signale	1,91 (68)	0,86	2,78 (57)	0,94	0,87**
Richtungshören	1,89 (70)	0,96	2,43 (65)	1,00	0,54**
Draußen	1,75 (64)	0,78	2,57 (63)	0,78	0,82**
Windgeräusche	2,00 (68)	0,94	2,38 (63)	0,97	0,38*
Türklingel	1,61 (70)	0,79	2,30 (64)	0,95	0,69**
Verzerrungen	1,61 (70)	0,69	2,23 (65)	0,81	0,62**
Rückkopplung	1,71 (69)	0,73	2,29 (65)	0,84	0,58**
Klangqualität (Musik)	1,48 (66)	0,61	2,26 (57)	0,94	0,78**
Klangqualität (global)	1,46 (68)	0,61	2,06 (59)	0,91	0,60**
Klang (eigene Stimme)	1,43 (69)	0,56	1,90 (63)	0,80	0,47**
Rauschen	1,33 (70)	0,56	1,78 (63)	0,86	0,45**
Unterhaltung in Ruhe	1,36 (70)	0,54	1,77 (64)	0,83	0,41**

Tab. 3.1.2/1 Zusammenstellung des Einflusses der verschiedenen Items auf die Gesamtzufriedenheit. Die individuellen Daten der Teilnehmer werden zunächst gemäß dem Urteil zur Gesamtzufriedenheit in die Gruppe 1 bzw 2 eingeteilt. Die Tabelle gibt die interindividuellen Mittelwerte wieder. Die letzte Spalte zeigt die mittlere Differenz an. Die Items sind gemäß der Hitliste (Abbildung 3.1.2/6) aufgelistet.

** : hoch signifikant: $p < 0,01$. * : signifikant: $p < 0,05$.

Einfluss der einzelnen Items auf die Gesamtzufriedenheit: Da die Skalen für die Messung der Zufriedenheit und der Items, die die unterschiedlichen Situationen behandeln,

3 Motivation zur vorliegenden Studie

unterschiedlich gewählt sind, werden die Antworten der Teilnehmer zu den verschiedenen Items bzgl. deren Urteil zur Zufriedenheit wie folgt gruppiert:

- **Gruppe 1:** zufrieden, sehr zufrieden
- **Gruppe 2:** mittelmäßig zufrieden, unzufrieden, sehr unzufrieden

Tabelle 3.1.2/1 gibt den interindividuellen Mittelwert der Beurteilungen der verschiedenen Items wieder, wenn die einzelnen Teilnehmer aufgrund ihres Urteils zur Gesamtzufriedenheit zuvor den Gruppen 1 oder 2 zugeordnet wurden, so dass der Einfluss der verschiedenen Situationen auf die Zufriedenheit bestimmt werden kann. Die verbalen Bezeichnungen der Kategorien, von „keine Probleme“ bis „große Probleme“ (s.o.), werden dabei von der jeweils positivsten bis zur negativsten Antwortmöglichkeit durch die Zahlen 1 bis 4 kodiert. Die Antwort „Die Situation kommt bei mir nicht vor“ wird an dieser Stelle nicht berücksichtigt. Die entscheidende Spalte dieser Tabelle ist die letzte, da dieser Wert angibt, inwieweit die einzelne Situation zur Gesamtzufriedenheit beiträgt. Hat diese Zahl einen großen Wert, hat das jeweilige Item einen großen Anteil. Ist der Betrag dagegen klein, ist auch der Einfluss auf die Zufriedenheit geringer. Die Items sind wieder gemäß der in 3.1.2/6 ermittelten Hitliste angeordnet.

Zunächst lässt sich feststellen, dass sich jedes einzelne Item, wenn es besser bewertet wird, positiv auch auf die Gesamtzufriedenheit auswirkt., da die Unterschiede zwischen den Mittelwerten (siehe letzte Spalte: „Differenzen“) durchwegs positives Vorzeichen besitzen und zusätzlich, abgesehen von Item 12 (Windgeräusche), hoch signifikant sind ($p < 0,01$, t-Test mit unabhängigen Variablen). Die Situation „Theater/Kino/Vortrag“ beeinflusst die Zufriedenheit am meisten, denn hier steigt die Bewertung um 1,11 Skalenteile. Insgesamt ist abzulesen, dass die größten Probleme, die in der Hitliste einen der vorderen Plätze belegt haben, keinen größeren Einfluss auf die Gesamtzufriedenheit besitzen, als kleinere Probleme. Eine Korrelationsanalyse ergibt einen Zusammenhang zwischen diesen beiden Skalen von 0,55. Im Vergleich dazu: Die Skalen Wichtigkeit einer Situation (Abbildung 3.1.2/7) und Einfluss auf die Gesamtzufriedenheit korrelieren nur mit einem Faktor von 0,45.

3.1.3 Schlussfolgerung

Die Ergebnisse der epidemiologischen Studie zeigen, dass obwohl die Gesamtzufriedenheit mit den Hörgeräten sehr hoch ist, die Geräte in einzelnen entscheidenden Situationen doch nicht die Funktionalität besitzen, die die Träger davon erwarten. Besonders in störschallbehafteten Situationen haben die Hörgeräteträger auch weiterhin sehr große Probleme.

An dieser Stelle soll ebenso die schlechte Qualität der Hörgeräte beim Telefonieren betont werden. Die Entwicklungsabteilungen der Hörgerätehersteller legen das Hauptaugenmerk eher auf Störschallunterdrückungsalgorithmen, die in unterschiedlichen akustischen Umgebungen funktionieren sollen. Da diese verschiedenen Störschallbedingungen im Einzelfall jedoch so unterschiedlich und komplex sind, stellen die derzeitigen Lösungen lediglich einen Kompromiss dar. Die relativ gut definierte akustische Situation am Telefon wird dagegen nicht wirklich ernst genommen. So wird vielleicht eine Telefonspule implementiert, deren Empfindlichkeit viel zu gering ist, oder es werden Telefonprogramme in der Software vorgeschlagen, die wenig bis gar nicht hilfreich sind. Dass dieser Themenbereich jedoch auf gar keinen Fall zu vernachlässigen ist, erkennt man am Einfluss, den die Bewertung der Telefonsituation auf die Gesamtzufriedenheit hat und an der Bedeutung, die diese Situation für die Betroffenen besitzt (dritt wichtigstes Problem!). Sie stellt besonders für ältere Menschen vielfach die einzige Möglichkeit dar, sich mit anderen zu unterhalten.

Mit einem solch schlechten Ergebnis für die Funktionalität der Hörgeräte beim Telefonieren war nicht zu rechnen. Da aber, wie oben beschrieben, eine große Notwendigkeit für die Lösung dieses Problems besteht, wird sich die vorliegende Arbeit im folgenden auf diese Thematik konzentrieren, insbesondere auf bereits existierend Ansätze zur Lösung dieses Problems und deren Evaluation.

3.2 DFS (Digital Feedback Suppression) System

Tabelle 2.4.1/1 verdeutlicht, dass die Rückkopplung ein wesentliches Problem bei der Nutzung der Hörgeräte zur Telefonkommunikation darstellt, da durch das Anlegen des Telefonhörers die akustischen Bedingungen am Ohr so geändert werden, dass die Rückkopplungsneigung der Hörgeräte stark anwächst. In bisherigen Ansätzen wird die Rückkopplung lediglich durch eine Absenkung der Verstärkung im oberen Frequenzbereich erreicht, was sich folglich zumeist kontraproduktiv auf die Sprachverständlichkeit auswirkt. Mit der Einführung der digitalen Signalprozessoren in Hörgeräten werden neben vielen anderen Möglichkeiten der anspruchsvollen Sprachverarbeitung auch intelligente Systeme zur Unterdrückung von Feedback realisierbar, die sich nicht negativ auf die Sprachverständlichkeit auswirken. Ein Beispiel ist das DFS System, das im folgenden detailliert vorgestellt wird.

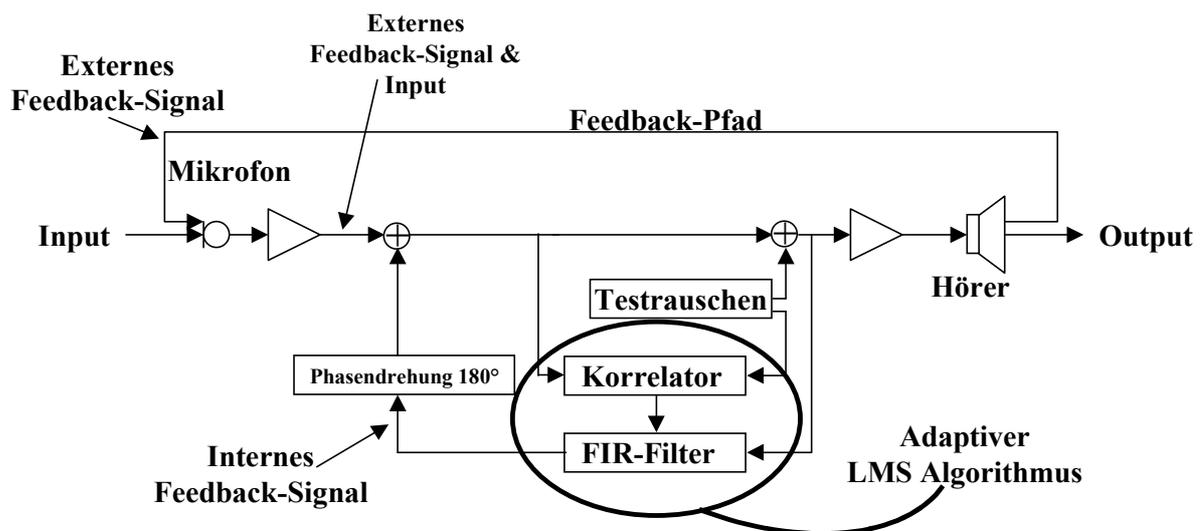


Abb. 3.2/1 Blockschaubild des adaptiven Feedback Unterdrückungsalgorithmus.

Die maximal verfügbare Verstärkung eines Hörgeräts wird meistens nicht durch eine Limitierung der elektro-akustischen Wandler hervorgerufen, sondern durch das Auftreten von mechanischem und/oder akustischem Feedback. Der so genannte akustische Rückkopplungspfad wird durch die Wandler, den Verstärker und insbesondere das Vent und eventuelle Undichtigkeiten bestimmt. So liegt die maximal mögliche Verstärkung für Otoplastiken mit einem Vent bei etwa 40 dB, wenn das Vent nur als Ausgleichsbohrung ausgelegt ist ($\varnothing < 1,5$ mm), und darunter, wenn die Otoplastik zur Komfortverbesserung

3 Motivation zur vorliegenden Studie

(z. B. zur Verbesserung des Klangs der eigenen Stimme) noch weiter aufgebohrt wird ($\emptyset > 1,5$ mm).

Ein einfacher Ansatz, um Feedback zu verhindern ist, wie bereits erwähnt, die Reduzierung der Verstärkung im betreffenden Frequenzbereich. Moderne Lösungsansätze hingegen, setzen Feedback-Unterdrückungssysteme ein, die adaptiv arbeiten, ohne die Verstärkungseinstellung des Hörgerätes und somit die Sprachverständlichkeit zu verändern.

Solche adaptiven Feedback-Unterdrückungssysteme funktionieren grundsätzlich nach einem ähnlichen Prinzip: ein internes Feedback-Signal wird aufgrund der wiederholten Berechnung des Rückkopplungspfad im Hörgerät erzeugt, was dem externen Feedback-Signal entspricht, da dieses durch den selben Rückkopplungspfad generiert wird. Das interne Feedback-Signal wird dann vom Mikrofonsignal subtrahiert, so dass im Idealfall das externe Feedback-Signal neutralisiert wird. In dem in einem Hörgerät erstmalig umgesetzten Ansatz wird in der Signalverarbeitungsstufe ein breitbandiges Testrauschen generiert und über den Hörer abgestrahlt. (Dyrlund & Bisgaard, 1991; Bisgaard, 1993). Durch Undichtigkeiten und/oder das Vent entsteht ein Signal am Mikrofon, das dem Rauschsignal, verändert durch die Übertragungsfunktion des Rückkopplungspfad, entspricht. Mit Hilfe eines adaptiven LMS (Least Mean Squares) Algorithmus, der über eine Korrelation mit dem ursprünglichen Signal die Koeffizienten eines FIR-Filters (Finite Impuls Response) berechnet, entsprechend der Übertragungsfunktion des Rückkopplungspfad, wird ein internes Feedback-Signal generiert, das sich zusammen mit dem externen Feedback-Signal nach einer Phasendrehung um 180° auslöscht. Verändert sich die akustische Umgebung, ändert sich auch der Rückkopplungspfad und die Koeffizienten des FIR-Filters werden wieder neu berechnet. (Abbildung 3.2/1). Dieses System ist in einem kommerziellen Hörgerät realisiert (GN Danavox DFS Genius II) und kann bereits vielversprechende Ergebnisse vorweisen (Dyrlund, 1989; Dyrlund & Lundh, 1990; Dyrlund et al., 1994). Die Untersuchungen zeigen, dass durch dieses System Hörgeschädigte mit tiefen Hörverlusten mit mehr Verstärkung gegenüber anderen Hörgeräten (ohne DFS) - im Mittel etwa 10 dB - rückkopplungsfrei versorgt werden können.

Der Nachteil dieses Ansatzes ist das reduzierte Signal-Rausch Verhältnis, hervorgerufen durch das im Hörgerät generierte Testrauschen, so dass dieses System nur bei tiefen Hörverlusten verwendet wird. Deshalb wurden Untersuchungen angestellt, in denen das

3 Motivation zur vorliegenden Studie

breitbandige Mikrofonsignal als Testsignal verwendet wird. Auf das Rauschen kann folglich verzichtet werden und am Ausgang steht ein höheres SNR zur Verfügung. Ein solches System funktioniert zufriedenstellend, solange breitbandige Signale verwendet werden. Treten aber schmalbandige Signale auf, wird das beschriebene FIR-Filter völlig verstellt und das Gerät muss aus und wieder eingeschaltet werden, um in die Ursprungseinstellung zu gelangen.

Aus diesem Grund schlägt Kates (1999) in seinem Ansatz vor, die Koeffizienten des FIR-Filters in einer Initialisierungsmessung zunächst voreinzustellen und die Nachjustierung dieser Koeffizienten, aufgrund von Änderungen der akustischen Umgebung, nur in gewissen Grenzen zuzulassen.

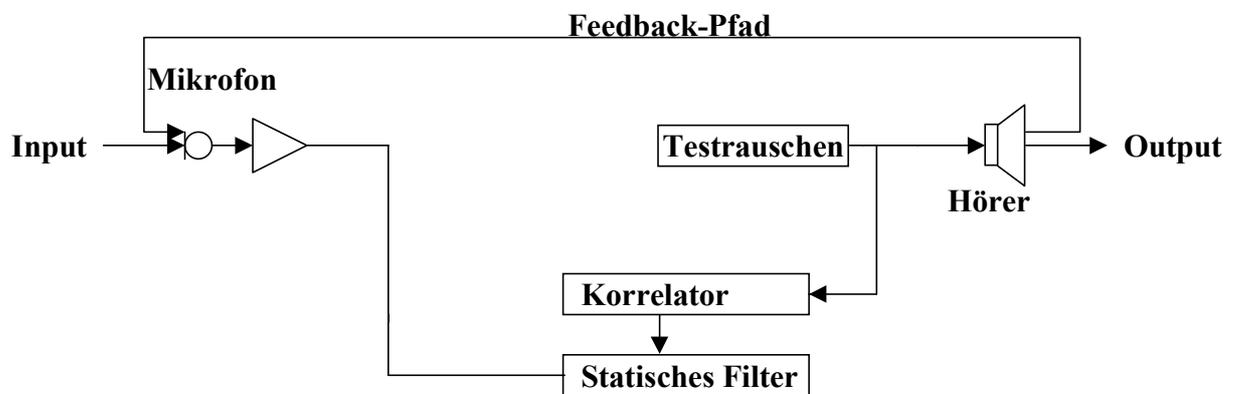


Abb. 3.2/2 DFS-System implementiert im digitalen Hörgerät Danalogic: Initialisierungsphase – Bestimmung der Koeffizienten für das statische Filter.

Dieser Ansatz funktioniert sehr zufriedenstellend und ist bereits in einem kommerziellen Hörgerät umgesetzt worden (GN Danavox, Danalogic). Während der Anpassung dieses Gerätes wird eine Initialisierung des implementierten DSF Systems durchgeführt. Hier wird ein *statisches Filter* eingestellt, was dem Rückkopplungspfad in der Anpassumgebung, also mit Hörgerät, Otoplastik, im Ohr, ruhige Umgebung, entspricht (siehe Abbildung 3.2/2). Ein Beispiel für einen Frequenzgang des statischen Filters (gestrichelte Linie) im Vergleich zum Frequenzgang eines Rückkopplungspfades (durchgezogene Linie) ist in

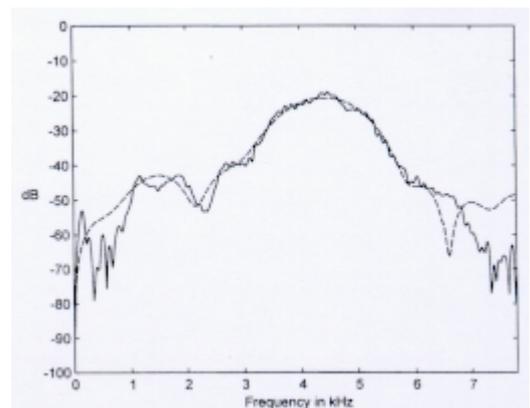


Abb. 3.2/3 Übertragungsfunktion des Rückkopplungspfades für ein HdO Hörgerät (gestrichelte Linie) im Vergleich zur Übertragungsfunktion des statischen Filters nach der Initialisierungsphase (durchgezogene Linie). (aus Kates, 1999)

3 Motivation zur vorliegenden Studie

Abbildung 3.2/3 dargestellt. Im Frequenzbereich zwischen 3,0 und 5,5 kHz, also dem kritischen Bereich für das Auftreten von Feedback bei Hörgeräten (Dyrlund & Bisgaard, 1991), wird der Rückkopplungspfad durch das statische Filter sehr gut abgebildet. Die in der Initialisierung bestimmten Koeffizienten des statischen Filters werden im ROM der Hörgeräte abgelegt und stehen dem Träger beim Anschalten des Gerätes zur Verfügung.

Ein zusätzliches *adaptive Filter* ist implementiert, um auftretende Veränderungen des Feedback-Pfades zu messen und das dem statischen Filter nachgeschaltete FIR-Filter so zu verstellen, um Feedback zu vermeiden. Diese Nachjustierung der Koeffizienten erfolgt, wie oben bereits beschrieben, nur in definierten Grenzen, damit das Filter durch auftreten-

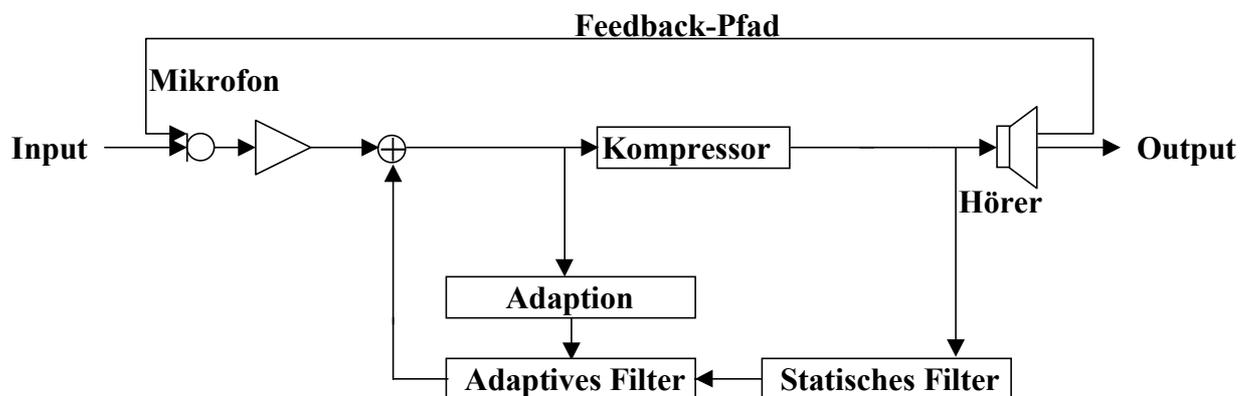


Abb. 3.2/4 DFS-System implementiert im digitalen Hörgerät Danalogic: Alltägliche Verwendung des Gerätes – Bestimmung der Koeffizienten für das adaptive Filter.

de Schmalbandsignale nicht verstellt werden kann. Abbildung 3.2/4 zeigt ein Blockschaltbild des Danalogic in der alltäglichen Verwendung durch den Hörgeräteträger. Man erkennt, dass kein Testrauschen erforderlich ist und dass die Rückkopplungsunterdrückung die Verstärkungseinstellung nicht beeinflusst, da der Block „Kompressor“ umgangen wird.

3.3 Feldstudie mit einem kommerziellen Digitalhörgerät mit DFS

Vor der Markteinführung des digitalen Hörgerätes Danalogic waren sehr umfangreiche Feldstudien notwendig, um die Funktionalität des Gerätes und der Anpasssoftware in der Praxis zu untersuchen. Im folgenden wird das Prinzip eines kommerziellen Digitalhörgerätes mit DFS (Datalogic von GN Resound), dessen Algorithmen und ein Teil einer Feldstudie, die in Gießen durchgeführt wurde, vorgestellt.

3.3.1 Open-Platform-Prinzip

Das Danalogic ist das erste Hörgerät, das auf dem Open-Platform Prinzip aufsetzt, d. h. es handelt sich in der Signalverarbeitung um einen frei programmierbaren digitalen Signalprozessor. So ist es auf der einen Seite möglich, das Hörgerät durch die Verwendung von verschiedenen digitalen Prozeduren, ausgewählt aus einer Algorithmen-Bibliothek, individueller auf die Bedürfnisse des Hörgeräteträgers zuzuschneiden. Andererseits kann diese offene Plattform dazu benutzt werden, das Gerät anzupassen oder nützliche Zusatzfeatures zur Erhöhung des Komforts zur Verfügung zu stellen. Eines dieser Zusatzfeatures ist das DFS (vergleiche Abschnitt 3.2), das durch die Unterdrückung einer Rückkopplung die Möglichkeiten einer offeneren Versorgung eröffnet, das heisst, dass der Durchmesser des Vents vergrößert oder sogar ganz auf die Otoplastik verzichtet werden kann und statt dessen nur ein Schlauch in den Gehörgang geführt wird. Diese Maßnahme führt zumeist zur allgemeinen Verbesserung des Klangs, insbesondere der eigenen Stimme. Zusätzlich gibt das DFS Unterstützung in Alltagssituationen, wie z. B beim Aufsetzen eines Hutes oder beim Telefonieren, also Situationen, in denen sich die akustischen Bedingungen am Ohr abrupt ändern.

Abbildung 3.3.1/1 verdeutlicht das Hauptproblem (vergleiche Tabelle 2.4.1/1) bei Verwendung der akustischen Kopplung

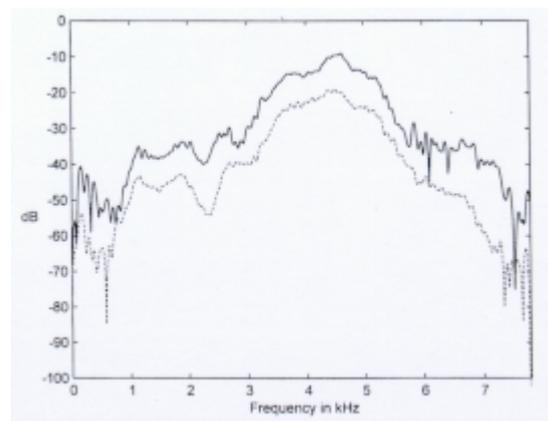


Abb. 3.3.1/1 Übertragungsfunktion des Rückkopplungspfad für ein HdO Hörgerät ohne Telefonhörer am versorgten Ohr (gestrichelte Linie) und mit Telefonhörer am versorgten Ohr (durchgezogene Linie). (aus Kates, 1999)

3 Motivation zur vorliegenden Studie

zum Telefonieren mit dem Hörgerät: das Auftreten von Feedback. Die Abbildung zeigt die Übertragungsfunktionen von zwei Rückkopplungspfaden: Die gestrichelte Linie symbolisiert den Rückkopplungspfad vor dem Anlegen des Telefonhörers und die durchgezogene Linie nach dem Anlegen des Telefonhörers an ein HdO-Hörgerät. Die Amplitude der Übertragungsfunktion wird um 10 dB angehoben. Hier könnte ein DFS System, das gerade diese 10 dB zusätzliche Verstärkung ermöglicht, Hilfestellung geben. Deshalb wird im Rahmen einer Danalogic-Feldstudie (Latzel & Kießling, 1999a) untersucht, wieviel zusätzliche Verstärkung das Danalogic, unter Ausnutzung des implementierten DFS Systems, rückkopplungsfrei übertragen kann. Ein Teil dieser Studie soll im folgenden in einem Überblick vorgestellt werden.

3.3.2 Probanden und Methoden

Alle vorgestellten Untersuchungen werden mit dem HdO-Hörgerät Danalogic 163D durchgeführt. An der Studie nehmen 21 sensorineural Schwerhörige teil, wovon 18 mit unterschiedlichen Hörgerätetypen vorversorgt sind. Das mittlere Alter beträgt 52,3 ($\pm 14,5$) Jahre, der mittlere Hörverlust (bei 0,5, 1 und 2 kHz) liegt bei 42,6 ($\pm 17,9$) dB und hat in der Regel Hochtoncharakter. In den meisten Fällen liegt Rekrutment vor, so dass die typische Pegellautheitsfunktion eine Verschiebung des L25 (entspricht „mittellaut“) zu größeren Pegelwerten bei einer erhöhten Steilheit aufweist.

Die Anpassung der Geräte erfolgt durch In situ ScalAdapt und eine sich anschließende Feinanpassung. Auch die In situ ScalAdapt Prozedur nutzt die Vorteile des Open-Platform-Prinzips, da diese entsprechende Software während der Anpassung in den Signalprozessor geladen und nach der Anpassung wieder gelöscht wird, so dass die eigentlichen signalverarbeitenden Algorithmen auf dem Prozessor abgearbeitet werden können. Bei der ScalAdapt Prozedur wird die Verstärkung des Hörgerätes adaptiv aufgrund der subjektiven Lautheitswahrnehmung des Patienten angepasst. Beim In situ ScalAdapt Konzept wird im Gegensatz zu der bei *Kießling et al.* (1996) vorgestellten Prozedur, das Schmalbandrauschen nicht im Freifeld, sondern intern im Hörgerät erzeugt, so dass auf ein

3 Motivation zur vorliegenden Studie

aufwendiges Equipment und dessen Kalibrierung verzichtet werden kann. Die anschließende Feinanpassung wurde mit Hilfe des „Gießener Dialogs“² (Latzel & Kießling, 1999b) und einem Tagebuch für die 3-wöchige Gewöhnungsperiode durchgeführt.

Die Evaluation des Versorgungserfolges erfolgt mit Hilfe von verschiedenen audiologischen Werkzeugen, wie: Lautheitsskalierung, Göttinger Satztest, In situ-Messung, Oldenburger Inventar (eine Beschreibung dieser Verfahren findet man z. B. bei Kießling (1997)), ein spezieller **Danalogic“-Fragebogen** und ein **DFS-Test**.

3.3.3 Ergebnisse und Diskussion

Eine ausführliche Besprechung und Diskussion führt an dieser Stelle zu weit, da es sich bei der Studie um eine allgemeine Feldstudie handelte. Aus diesem Grunde werden nur die Ergebnisse diskutiert (in Fettdruck), die die Kommunikation am Telefon betreffen.

Danalogic Fragebogen: Die Fragen dieses Fragebogens sind im Anhang C zusammengestellt. Die Patienten haben die Aufgabe, ihre eigene Hörgeräteversorgung und die Versorgung mit dem Danalogic nach einer 3-wöchigen Gewöhnungs- und einer 3-wöchigen Erprobungsphase auf einer 10-stufigen Skala zu beurteilen. Die verbalen Bezeichnungen der Kategorien, von „Min“ (schlechter als sehr schlecht) bis „Max“ (besser als sehr gut), werden dabei von der jeweils negativsten bis zur positivsten Antwortmöglichkeit durch die Zahlen 1 bis 10 kodiert (vergleiche Anhang C). Zur besseren Übersicht werden die Fragen in 3 Sub-Skalen gruppiert: Kommunikationssituation, Situationen im Störschall und Gesamteindruck, wovon für die Fragestellung der vorliegenden Arbeit nur die Ergebnisse der Kommunikationssituationen relevant sind (siehe Abbildung 3.3.3/1).

² Dialog zwischen einem männlichen Sprecher und einer weiblichen Sprecherin, beide mittleren Alters.

Ruhige Umgebung: Sprachpegel 65 dB SPL, in ruhiger Umgebung.

Lauter Umgebung: Aufnahme des Dialogs in lauter Umgebung mit einem Pegel von 80 dB SPL. Sprecher erheben Pegel der eigenen Stimme etwa 5 dB oberhalb des Umgebungspegels, um die eigene Stimme zu kontrollieren. Zusätzlich Überbetonung der mittleren und oberen Frequenzanteile der Stimmen: raised voices.

3 Motivation zur vorliegenden Studie

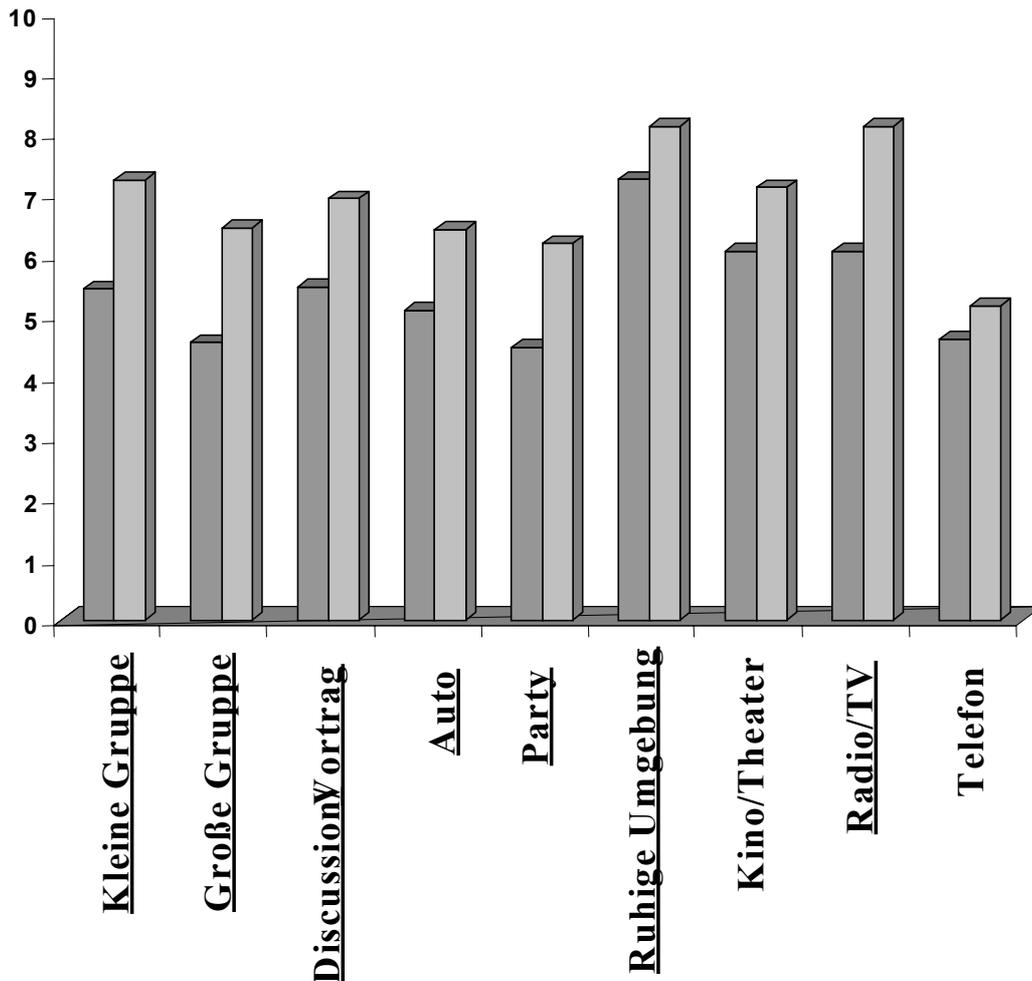


Abb. 3.3.3/1 Mittlere Ergebnisse des Danalogic Fragebogens für alle Kommunikationssituationen (statistisch signifikante Unterschiede sind unterstrichen). Die hellgrauen Balken entsprechen den Ergebnissen für das Danalogic, die dunkelgrauen Balken, denen für das eigene Hörgerät. Dargestellt ist das Kommunikationsvermögen auf einer Skala von 0 (MIN) bis 10 (MAX).

Es zeigt sich, dass das Danalogic Hörgerät in fast allen Situationen (Ausnahme Telefon und Theater) statistisch signifikant (Wilcoxon Rangsummen Test) überlegen ist, wobei das Ergebnis für die Kino/Theatersituation wegen der geringen Datenmenge nicht signifikant sein kann, da diese Frage nur von wenigen Teilnehmern beantwortet wird. Bemerkenswert an dieser Stelle ist die Situation am Telefon, weil diese Situation bei Betrachtung der Ergebnisse für das Danalogic den letzten Platz belegt, und weil die Verbesserung durch das Danalogic hier am geringsten ist (nur 0,5 Kategorien). Es muss jedoch erwähnt werden, dass das DFS System zum Zeitpunkt der Feldstudie noch nicht verfügbar war und kein spezielles Telefonprogramm angepasst wurde, so dass denkbare Vorteile in der Telefonsituation nicht beobachtet werden können. Aber auch beim eigenen Hörgerät belegt die Telefonsituation einen der hinteren Plätze, obwohl in dieser Gruppe auch IO-Hörgeräte

3 Motivation zur vorliegenden Studie

miteinbezogen werden, die zumeist am Telefon bei akustischer Kopplung leichte Vorteile mit sich bringen (vergleiche Kapitel 6). Diese Tatsache unterstützt die Hypothese aus Kapitel 2, dass nämlich die Fähigkeit mit einem Hörgerät zu telefonieren, ein sehr individuelles Problem darstellt. Es stellt sich ohnehin die Frage, ob einige Teilnehmer nicht - wie gewöhnlich mit ihren eigenen Geräten - die Hörgeräte beim Telefonieren herausgenommen haben und so das Ergebnis beeinflusst wird. Deshalb wäre es interessant, diese Fragebogenstudie mit aktivierten DFS System zu wiederholen und die Teilnehmer darauf hinzuweisen, während der Erprobungsphase beim Telefonieren die Hörgeräte unter Ausnutzung der akustischen Ankopplung zu verwenden. So hätten alle Patienten die gleiche Vorgabe und es würde sich möglicherweise eine andere Tendenz zeigen.

DFS-Test: Jeder Teilnehmer dieser Studie wird für diesen Test offen versorgt, das heißt, dass auf eine Otoplastik ganz verzichtet und statt dessen ein Schlauch in den Gehörgang eingeführt wird, obwohl nur wenige Patienten einen Hörverlust aufweisen, bei dem eine offene Versorgung angezeigt ist. Diese Versorgungsart wird rein methodisch gewählt, um zu gewährleisten, dass Feedback erzeugt werden kann, was mit einer geschlossenen Otoplastik nicht bei allen Fällen erreicht werden konnte. Zusätzlich werden die Hörgeräte linear eingestellt, um Einflüsse der Kompression auszuschließen.

Es wird unter zwei unterschiedlichen Bedingungen gemessen:

- Das Danalogic hinter dem Ohr ohne andere Gegenstände in der Nähe des Hörgerätes.
- Das Danalogic hinter dem Ohr mit einem Telefonhörer, der an das versorgte Ohr gehalten wird.

In beiden Konditionen ist jeweils einmal das DFS aktiviert und einmal deaktiviert. Die Differenz der maximalen Verstärkung, die mit und ohne DFS System rückkopplungsfrei übertragen werden kann, ist eine Größe für die Verstärkungsreserve, die durch das DFS System erreicht wird. Die notierten Hörgeräteeinstellungen dieser Messung werden anschließend am 2ccm-Kuppler (Kavität mit Mikrofon als „künstliches Ohr“) gemessen. In Abbildung 3.3.3/2 ist das Ergebnis dieser Kuppler-Messungen dargestellt. Die Balken symbolisieren die Verstärkungsdifferenz zwischen den Fällen: DFS aktiviert und deaktiviert. Die hellgrauen Balken repräsentieren dabei die Bedingung ohne Telefonhörer, die dunkelgrauen Balken der Bedingung mit Telefonhörer. Es sind nur diese vier Frequenzen dargestellt, weil nur dieser Frequenzbereich für das Auftreten von Feedback relevant ist (Dyrlund & Bisgaard, 1991). Aus der Abbildung geht hervor, dass durch das

3 Motivation zur vorliegenden Studie

DFS System im Mittel bis zu 12,4 dB (ohne Telefonhörer) bzw. 10,8 dB (mit Telefonhörer) mehr Verstärkung rückkopplungsfrei übertragen werden kann.

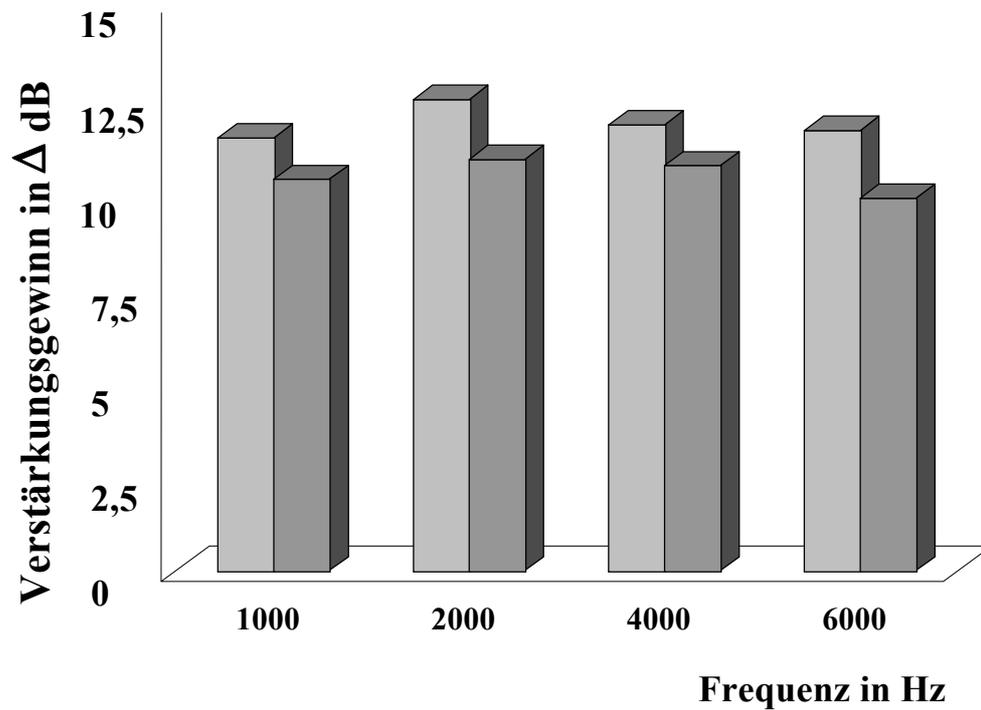


Abb. 3.3.3/2 Aufgetragen ist die Differenz zwischen der maximal möglichen Verstärkung ohne Feedback wenn DFS zu- bzw. abgeschaltet ist. Positive Werte bedeuten Gewinn durch das DFS System. Die hellgrauen Balken entsprechen der Bedingung ohne Telefonhörer, die dunkelgrauen Balken, der mit Telefonhörer.

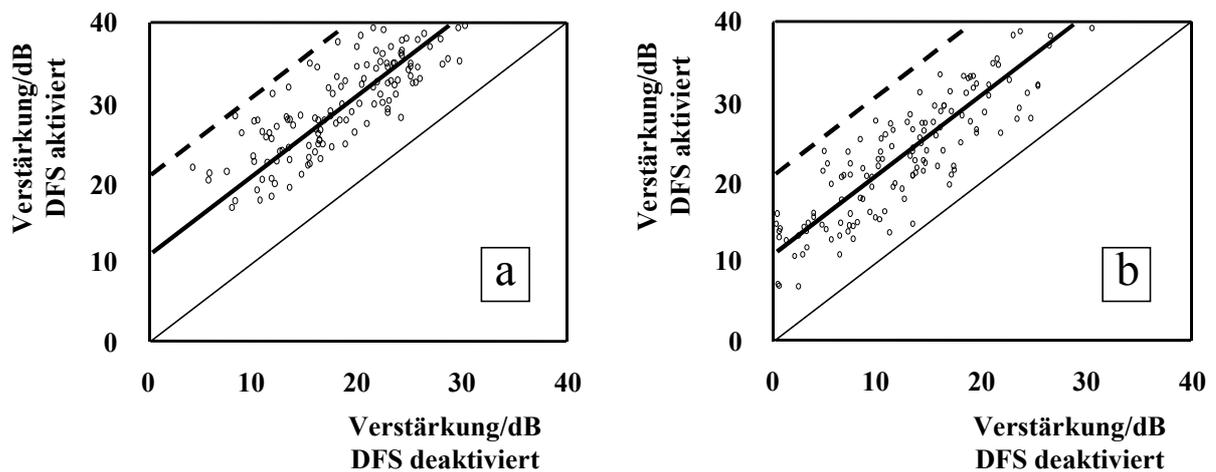


Abb. 3.3.3/3 a, b Individuelle Daten des DFS-Tests. a zeigt die Datenpunkte für den Fall ohne Telefonhörer, b zeigt die Datenpunkte für den Fall mit Telefonhörer. Die beiden zusätzlich zur Diagonalen eingezeichneten Geraden stehen für: 10 dB Verstärkungsgewinn durch das DFS System (durchgezogene dicke Linie), 20 dB Verstärkungsgewinn durch das DFS System (gestrichelte Linie).

3 Motivation zur vorliegenden Studie

Zur detaillierteren Betrachtung der einzelnen Daten, werden diese in einem Scattergramm dargestellt (Abbildungen 3.3.3/3 a,b). Die x-Achse entspricht dem Fall DFS ausgeschaltet, die y-Achse dem Fall DFS eingeschaltet. Alle Datenpunkte liegen oberhalb der Diagonale, was bedeutet, dass mit dem DFS in allen Fällen mehr Verstärkung rückkopplungsfrei übertragen werden kann. Abbildung 3.3.3/3a zeigt, dass die Verstärkung in der Bedingung ohne Telefonhörer im Einzelfall bis zu 20 dB erhöht werden kann, bevor Feedback auftritt. Die Datenpunkte, die unterhalb der durchgezogenen Linie liegen, wurden bei den Patienten gemessen, die einen sehr engen Gehörgang haben, so dass der Schallschlauch der offenen Versorgung das Ohr verschließt. Das führt zu undefinierten Bedingungen für das DFS-System schon während der Initialisierung, so dass das DFS System nicht so effektiv ist. Die individuellen Daten für die Bedingung mit Telefonhörer veranschaulicht Abbildung 3.3.3/3b. Hier sind die möglichen Verstärkungsgewinne etwas geringer, als im Fall ohne Telefonhörer, obwohl auch hier alle Datenpunkte oberhalb der Diagonalen liegen. Das beweist, dass mit dem Telefonhörer am Ohr die akustische Bedingung kritischer ist (vergleiche Tabelle 2.4.1/1).

Eine statistische Analyse der Daten (t-Test mit abhängigen Variablen) ergibt die in Tabelle 3.3.3/1 dargestellten unteren Grenzen für das 95% Konfidenzintervall, d. h. 95% der individuellen Daten liegen oberhalb dieser Grenze, liefern also mehr Verstärkungsgewinn als der jeweilige 95%-Grenzwert.

Frequenz in Hz	Verstärkungsgewinn in dB	
	Ohne Telefonhörer	Mit Telefonhörer
1000	10,03	9,02
2000	11,20	9,49
4000	10,62	9,40
6000	10,31	8,53

Tab. 3.3.3/1 Untere Grenze des 95%- Konfidenzintervalls der Differenz zwischen den mittleren Verstärkungen der Bedingungen: DFS aktiviert und DFS deaktiviert, also dem Verstärkungsgewinn durch das DFS System.

3.3.4 Schlussfolgerung

Aus den vorgestellten Daten der Danalogic-Feldstudie wird klar, dass die Zufriedenheit der Höreräteträger mit ihrer Versorgung im Hinblick auf die Telefonkommunikation noch immer verbesserungswürdig ist. Die epidemiologische Studie in Abschnitt 3.1 unterstreicht diese Tatsache, obwohl an dieser aktuellen Umfrage (von Herbst 1997) auch Höreräteträger mit modernen Hörsystemen teilgenommen haben. Die schlechten Ergebnisse für das Danalogic bei der Frage zum Telefonproblem beim *Danalogic Fragebogen*, lässt sich auf die Tatsache zurückführen, dass das DSF System für die Patienten nicht verfügbar war. Folglich wäre es interessant, objektiv zu untersuchen, ob und inwieweit das Danalogic mit dem implementierten DFS System die Kommunikation am Telefon verbessern kann. Die Ergebnisse des *DSF-Tests* im Rahmen der Danalogic-Studie unterstützen diesen Gedanken, da mit Hilfe des DFS Systems wesentlich (im Einzelfall bis zu 19 dB in der Situation mit Telefonhörer) mehr Verstärkung rückkopplungsfrei übertragen werden kann. In einer Studie von *Dyrlund & Lundh* (1990) resultiert die zusätzliche, durch das DFS System gewonnene, Verstärkung in einer Verbesserung der Sprachverständlichkeit bei Patienten mit profunden Hörverlusten, so dass sich die Frage stellt, ob der durch das DFS System des Danalogic erhaltene Verstärkungsgewinn, auch die Sprachverständlichkeit beim Telefonieren verbessern kann. Leider ist die Problematik der Telefonkommunikation von Hörgeschädigten im Bereich der Audiologie ein vernachlässigtes Feld, besonders was Studien zu dieser Problematik im deutschen Sprachraum angeht. Die derzeitigen Entwicklungen der Industrie, im Hinblick auf eine Verbesserung der Telefonkommunikation mit dem Hörgerät, befassen sich in erster Linie mit der elektromagnetische Kompatibilität ihrer Hörgeräte in Bezug auf die Einstrahlung von Störfeldern seitens der Mobilfunktelefonen und unterschätzt dabei die Problematik der Kommunikation am Festnetzanschluss. Deshalb setzt sich die vorliegende Arbeit im Wesentlichen mit aktuellen Hilfsmitteln zur Kommunikation am Festnetz auseinandersetzen.

Die folgenden Kapitel behandeln die Entwicklung einer Methode, die Sprachverständlichkeit am Telefon objektiv zu messen, und die Applikation dieses Verfahrens in Form von Messungen der Sprachverständlichkeit bei verschiedenen Hörgeräten mit und ohne DFS System. Hier wird untersucht, ob und inwieweit das DFS System die akustische Kopplung begünstigt.

4 Entwicklung eines Telefon-Sprachtests



Abb. 4/1 Die Verifikation von Hörgeräteversorgungen entlang der aufsteigenden auditorischen Verarbeitung (nach Kießling, 1997)

Die Verifizierung einer Hörgeräteversorgung kann auf mehreren Ebenen des auditorischen Systems stattfinden. In den Kapiteln 2 und 3 sind mehrere Studien vorgestellt worden, die mit Hilfe von subjektiven Einschätzungen von Hörgeräteträgern die Qualität einer Hörgeräteversorgung untersuchen. Wie Abbildung 4/1 verdeutlicht, entspricht dieses Instrumentarium einer Messung auf der obersten auditorischen Verarbeitungsebene, d. h. alle Komponenten der Wahrnehmung und des Verstehens werden in die Analyse mit einbezogen. Der Nachteil einer solchen Über-Alles-Bewertung ist, dass eine Differenzialanalyse nicht durchgeführt werden kann, da das Ergebnis von vielen

Faktoren beeinflusst ist und ein Schluss auf die Ursache des Ergebnisses und somit eine differenzierte Korrektur nicht möglich ist. Deshalb geht man eine oder mehrere Stufen im auditorischen System zurück, in denen die Messungen und Einflussfaktoren besser kontrolliert werden können. Aus diesem Grund erscheint es sinnvoll, zur Evaluation einer Hörgeräteversorgung am Telefon einen Sprachtest in Ruhe und Störlärm zu verwenden. Leider ist ein derartiger Sprachtest im europäischen Raum nicht verfügbar, so dass es notwendig ist, einen Sprachtest zur Objektivierung der Leistungsfähigkeit von Hörgeräten am Telefon zu entwickeln.

4.1 Audiometer Telefon Interface

Grundlage für die Entwicklung des Telefon-Sprachtests ist eine Publikation von Stoker (1982a), in dem ein so genanntes Audiometer Telefon Interface (ATI) der Firma Bell Canada vorgestellt wird, welches kommerziell als ATI MARK III auf dem amerikanischen Markt zu erhalten ist. Wie bereits erwähnt, war die Telefonindustrie in Nordamerika besonders kooperativ, die Nachteile für die Hörgeschädigten durch die Einführung von neuen Telefonsystemen und der damit verbundenen Reduzierung der magnetischen Feldstärke so gering wie möglich zu halten. In den Untersuchungen zur Charakterisierung und Standardisierung von Sprachübertragung im Telefonnetz (Fletcher & Galt, 1950), entstand die Idee für das ATI, um so die Evaluation der Leistungsfähigkeit von Hörgeräten zur Telekommunikation zu objektivieren. Zunächst werden die Parameter einer typischen Telefonübertragung definiert, wie: Typ der Verbindung (Fern-, Orts-, internes Gespräch), digitale Codierung des Signal ja/nein, sowie die Übertragungselemente beim Sender und Empfänger. Zur realistischen Nachbildung der Übertragungscharakteristik einer Telefonübertragung werden im ATI folgende Komponenten simuliert (vergleiche Abbildung 2.3/1): die Bandpassfilterung durch das Übertragungsnetz, die Übertragungsfunktion des Senders und das Rauschen im Telefonnetz. Durch den Anschluss eines Standardtelefons entfällt die Simulation der Übertragungsfunktion des Empfängers. Das additive Rauschen dient der Simulation eines Ferngesprächs, da Untersuchungen zeigen, dass die Übertragungsfunktion abhängig davon ist, ob es sich um ein Ferngespräch oder ein Telefonat in einem internen Netz handelt.

Mit Hilfe des ATI und eines Audiometers ist es möglich, allgemein verfügbare Sprachtests durchzuführen, indem entsprechendes Sprachmaterial von einem Recorder abgespielt über das Audiometer/ATI geführt und dann mit Hilfe eines Telefonhörers dargeboten wird (siehe Abbildung 2.3/2). Ein zusätzlich an das Audiometer angeschlossener Freifeld-Lautsprecher ermöglicht das Zufügen von zusätzlichem Störschall zur Simulation einer realistischen Telefonsituation. Dieses ATI fand Verwendung in einer Reihe von Untersuchungen (Cashman et al., 1982; Holmes et al., 1983; Stoker et al., 1986; Janota & Janota, 1991; Rodriguez et al., 1993), in denen es sich als nützliches Hilfsmittel erwiesen hat.

4.2 Objektiver Telefon-Sprachtest

Für einen Sprachtest über das Telefon werden 3 wesentliche Komponenten benötigt:

- Einheit zur Darbietung des Telefonsignals
- Sprachmaterial
- Vorrichtung zur sicheren und reproduzierbaren Positionierung des Telefonhörers an das Hörgerät

Im folgenden werden die einzelnen Komponenten in separaten Abschnitten vorgestellt.

4.2.1 Einheit zur Darbietung des Telefonsignals

Wie schon in Abschnitt 4.1 angedeutet, ist es zur Simulation einer Telefonübertragungsübertragungsstrecke notwendig, deren wesentlichen Komponenten nachzubilden. Im europäischen Raum existiert eine Reihe von Normen, welche die Auslegung der Telefonnetze und der angeschlossenen Telefonendgeräte definieren (ITU, 1993; ITU, 1996). In Abbildung 4.2.1/1 ist ein Blockschaltbild einer standardisierten Telefonübertragungsstrecke dargestellt.

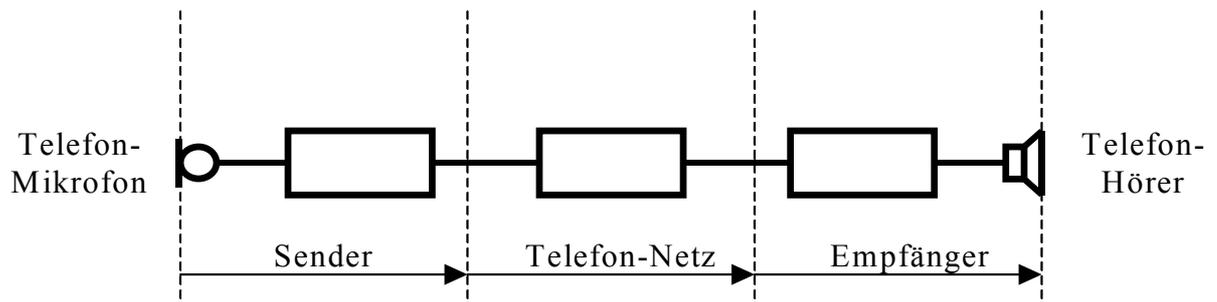


Abb. 4.2.1/1 Telefonübertragungsstrecke (gemäß ITU, 1993)

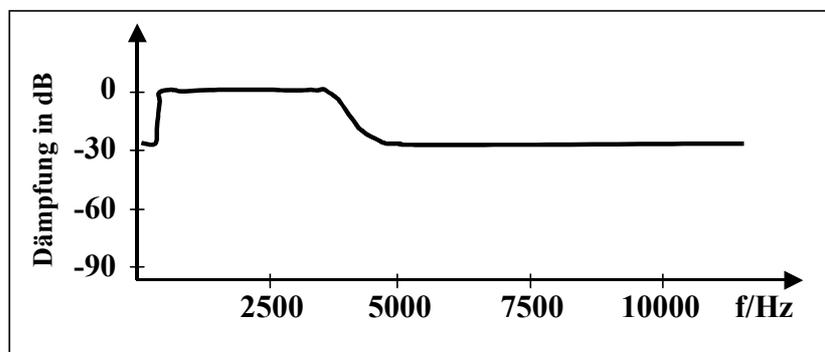


Abb. 4.2/2 Frequenzgang des Filters zur Simulation der Übertragungscharakteristik des Telefonmikrofons beim Sender (gemäß ITU, 1993), gemessen mit weißem Rauschen

4 Entwicklung eines Telefon-Sprachtests

Im Ansatz der vorliegenden Arbeit werden folglich zur Simulation der Telefonübertragungsstrecke folgende Komponenten berücksichtigt:

Die Darbietung des Telefonsignals beim Empfänger erfolgt über einen 7er Handapparat (Deutsche Bundespost, 1986), das Standardtelefon der Deutschen Bundespost, so dass diese Komponente nicht simuliert werden muss. In diesem Telefontyp ist eine Hörerkapsel integriert, die nach dem dynamischen Lautsprecherprinzip arbeitet und dementsprechend ein ausreichend großes Magnetfeld zum Betrieb der Telespule bereitstellt. Das bei Stoker (1982a) verwendete Rauschen zur Simulation einer Fernverbindung wird nicht berücksichtigt, da in einer Studie mit Hörgeschädigten (Kepler et al., 1992) 70% der Teilnehmer angeben, dass sie nicht feststellen könnten, ob es sich bei einem Telefonat um eine Fern- oder eine

Ortsverbindung handelt. Dieser Faktor hat folglich keinen wesentlichen Einfluss auf die Sprachverständlichkeit und kann daher vernachlässigt werden, so dass zur Realisierung des Telefon-Sprachtests

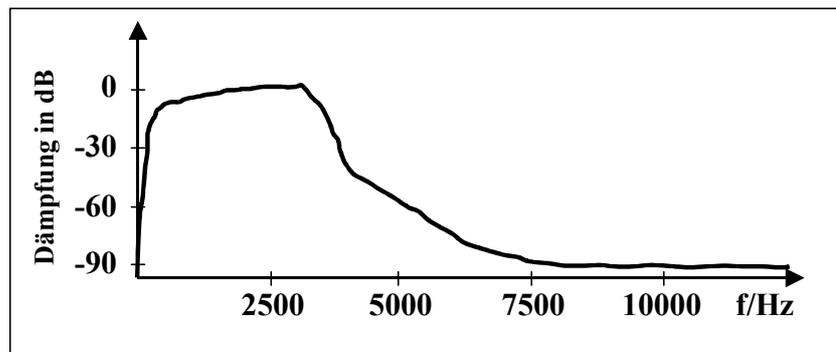


Abb. 4.2/3 Frequenzgang des Filters zur Simulation der Übertragungscharakteristik des Telefonmikrofons beim Sender (gemäß ITU, 1993), gemessen mit weißem Rauschen

lediglich zwei Komponenten notwendig werden:

- ⇒ Simulation der Übertragungscharakteristik des Telefonmikrofons beim Sender
- ⇒ Simulation der Bandbegrenzung des Telefonnetzes

Das Sprachmaterial des Oldenburger Satztests wird (siehe Abschnitt 4.2.2) mit Hilfe von zwei Filtern vorverarbeitet und auf dem Server bzw. auf CD (vergleiche Kapitel 6) abgespeichert. Der Frequenzgang dieser beiden Filter ist in den Abbildungen 4.2/2 und 4.2/3 dargestellt. Zur Anbindung des 7er Apparates (im folgenden Test-Telefon genannt) an das Audiometer wird eine Telefon-Vorführeinheit (VFE 1100 der Firma Ear-Technic) verwendet. Dadurch ergibt sich für den Aufbau des Telefon-Sprachtests das in Abbildung 4.2/4 skizzierte Blockschaltbild. Die Darbietung des Sprachmaterials erfolgt nicht mit einem festen Pegel, wie in anderen Arbeiten (Stoker, 1981; Holmes et al., 1983; Holmes & Frank, 1984; Holmes, 1985; Stoker et al., 1986; Rodriguez et al., 1991; Rodriguez et al., 1993; Plyer et al., 1998), sondern der Pegel wird individuell in einer separaten Messung

4 Entwicklung eines Telefon-Sprachtests

bestimmt, was ausführlich in Abschnitt 6.1.1.4 vorgestellt wird. Ein zusätzlich an das Audiometer angeschlossener Freifeld-Lautsprecher ermöglicht die Darbietung von Störschall von vorn.

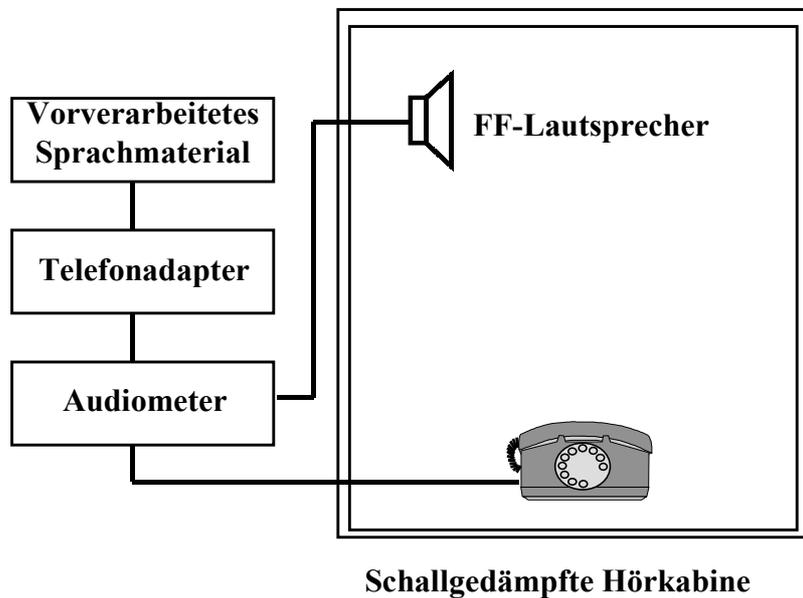


Abb. 4.2/4 Messaufbau des Telefon-Sprachtests

4.2.2 Sprachmaterial

Zur möglichst natürlichen Simulation einer Alltagssituation ist es immer hilfreich, Sprachmaterial einzusetzen, das der realen Situation am möglichst nahe kommt. Deshalb ist es am sinnvollsten, Satztests zu verwenden. Die Entwicklung eines solchen Satztestes gestaltet sich als sehr aufwendig, daher wird in dieser Arbeit auf einen bereits bestehenden Satztest der deutschen Sprache zurückgegriffen. Im deutschen Sprachraum gibt es eine Reihe von Satztests: Marburger Satztest (Niemeyer, 1967), HSM-Test (Schmidt et al., 1997), Göttinger Satztest (Wesselkamp et al., 1992) und Oldenburger Satztest. (Wagener et al., 1999a; Wagener et al., 1999b; Wagener et al., 1999c). Von diesen eignet sich am ehesten der Oldenburger Satztest, da er alle Voraussetzungen für diese spezielle Anwendung erfüllt, wie: die Sätze sollten die *gleiche Verständlichkeit* aufweisen, es sollte *ausreichend viel Sprachmaterial* vorhanden sein, der Test sollte *im Störschall* verwendbar sein, und das *Sprachmaterial sollte realistisch* sein, d. h. normale Sprechgeschwindigkeit, wenig Dialekt, vollständige Sätze.

4 Entwicklung eines Telefon-Sprachtests

Die anderen Satztest erfüllen jeweils mindestens eine diese Bedingungen nicht, weil

-der Marburger Satztest zum Teil nur unvollständige Satzkonstrukte enthält und das Material nur in Ruhe die notwendige Ausgeglichenheit der Verständlichkeit besitzt.
-der HSM-Test speziell für Träger von Cochlea-Implantanten entwickelt worden ist, so dass das Material sehr langsam aufgesprochen wurde und so einen unrealistischen Sprachrhythmus aufweist.
-der Göttinger Satztest nur Satzmaterial in beschränktem Umfang besitzt, da die Testsätze eine sehr hohe Redundanz aufweisen. Das hat zur Folge, dass die Sätze sehr leicht einprägsam sind und bei einem Probanden nicht mehrfach verwendet werden können. Für die in dieser Arbeit geplante hohe Anzahl von vergleichenden Messungen stehen nicht ausreichend genügend Testlisten zur Verfügung.

Der Oldenburger Satztest basiert auf einer Idee von *Hagerman* (1982), der aus einer Basisliste mit jeweils 10 Sätzen besteht. Diese Sätze haben alle die gleiche Struktur: Name, Verb, Zahlwort, Adjektiv und Objekt. Aus dieser Basisliste werden Testlisten erzeugt, indem die Wörter innerhalb der Basisliste vertauscht werden. Während beim Hagerman-Test (in schwedischer Sprache) die Wörter einzeln aufgesprochen und nicht miteinander verbunden sind, werden die einzelnen Worte des Oldenburger Satztests miteinander verbunden (Koartikulation). Dadurch entsteht ein normaler Wortübergang und die Sprache hört sich natürlich an. Die Phonemverteilung entspricht der Phonemverteilung der deutschen Sprache (Meier, 1967). Die Sätze werden zu Testlisten mit je 10 bzw. 20 Sätzen (Doppelliste) zusammengestellt. Dadurch, dass in jeder Liste jedes Wort ein Mal und in jeder Doppelliste jedes Wort zwei Mal vorkommt, ist gewährleistet, dass die Anzahl der getesteten Worte und deren Phonemverteilung immer identisch ist. Da die Sätze zum Teil sinnlos sind, sind sie wenig einprägsam, so dass die Listen auch mehrfach bei einem Probanden verwendet werden können. Es stehen 44 Doppellisten aus 120 Sätzen zur Verfügung. Lerneffekte können vernachlässigt werden, wenn sichergestellt wird, dass sich durch eine ausreichende Anzahl von Testlisten (mindestens zwei Doppellisten) der Proband an den Rhythmus der Sätze und den teils sinnlosen Kontext gewöhnt hat (siehe Abschnitt 5.1). Das zugehörige Störgeräusch (Oldenburger-Rauschen) wird durch eine 30-fache Überlagerung des gesamten Sprachmaterials erzeugt, so dass ein Rauschen mit dem gleichen Langzeitspektrum wie das des Testmaterials entsteht und dadurch optimale Verdeckungseigenschaften besitzt.

4.2.3 Positionierung des Telefonhörers

Beim Studium der Literatur bzgl. der Vergleichsmessungen zwischen der induktiven und akustischen Kopplung zum Telefonieren (verleiche Abschnitt 2.3) fällt auf, dass zur Objektivierung dieser Leistungsunterschiede primär die Darbietung des Sprachsignals, simuliert als Telefonsignal, wichtig ist. Die korrekte und konstante Positionierung des Telefonhörers zum Hörgerät ist lediglich in zwei Arbeiten überwacht und konkret definiert worden. Bei *Lowe & Goldstein* (1982) werden die Patienten in einen Stuhl mit einer Kopfstütze gesetzt, der eine Bewegung des Kopfes weitgehend vermeidet. Der Telefonhörer wird an ein Stativ befestigt, und der Tester verstellt die Position des Telefonhörers entsprechend den Wünschen des Patienten. Diese Alternative liefert mutmaßlich reproduzierbare Ergebnisse, ist aber für eine längere Sitzung sehr unbequem für die Patienten. In *Janota & Janota* (1991) wird ein Mikrofon auf dem oberen Rand der Pinna eines Kunstkopfes befestigt und der Telefonhörer ebenfalls mit einem Stativ in der Position zum Mikrofon fixiert. Das akustisch eingekoppelte Signal wird dann aufgezeichnet und dem Patienten später über einen Hörgerätehörer verbunden mit einer Otoplastik vorgespielt. Hier wird der Patient nicht gezwungen, für die Dauer der Testreihe still zu sitzen. Durch das Aufzeichnen und anschließende Abspielen existiert jedoch keine direkte Verbindung zwischen Mikrofon und Hörer, so dass Feedback nicht auftreten kann. Aber gerade dieser Einflussfaktor spielt die wesentliche Rolle in den hier vorgestellten Untersuchungen (vergleiche Abschnitt 3.3.4).

In allen anderen Arbeiten wird den Patienten die richtige Positionierung des Telefonhörers selbst überlassen, wobei davon ausgegangen wird, dass die Haltung genügend reproduzierbar und stabil ist. In der Publikation von *Holmes & Frank* (1984) zum Beispiel werden die Patienten aufgefordert, den Telefonhörer wie "üblich" zu halten. Das wirft an dieser Stelle jedoch erhebliche Zweifel auf:

- Kann der Hörer wirklich über 3 Minuten konstant an der selben Stelle gehalten werden?
- Was machen Patienten, die vorher nicht mit Hörgeräten versorgt waren? Auch mit Hilfe einer zweiwöchigen Testphase stellt sich die Frage: Ist es nach nur 2 Wochen Gewöhnungsphase wirklich möglich, die optimale Position des Telefonhörers während des Testlaufes reproduzierbar zu finden?

4 Entwicklung eines Telefon-Sprachtests

- Was machen Patienten, die die eigenen Hörgeräte nicht zum Telefonieren verwenden, also keine Erfahrung mit der Ankopplung ans Telefon besitzen?
- Was machen Patienten, wenn sie eine Kopplungsart "b" (z. B. induktiv) erproben sollen, gewöhnlich aber in Kopplungsart "a" (z. B. akustisch) telefonieren?

Diese Fragen verdeutlichen die Problematik der Hörerhaltung, die auf keinem Fall vernachlässigt werden darf, da diese das Ergebnis erheblich beeinflussen kann (Kepler et al., 1992; Holmes et al., 1985). Dort wird empfohlen, zunächst eine Trainingsphase einzuführen, in der sich der Teilnehmer grundsätzlich an das Telefonieren mit dem Hörgerät oder zumindest an die ihm ungewohnte Kopplungsart gewöhnen kann. Das erfordert jedoch einen weitaus höheren Zeitaufwand ohne wirklich sicherstellen zu können, dass anschließend der Hörer dauerhaft korrekt gehalten wird (siehe auch Abschnitt 4.3).

In der vorliegenden Arbeit wird ein anderer Ansatz verwendet. Da die Untersuchungen in der Vergangenheit gezeigt haben, dass eine optimale und konstante Position des Telefonhörers während des Tests nicht gewährleistet werden kann, wird hier erst bei der

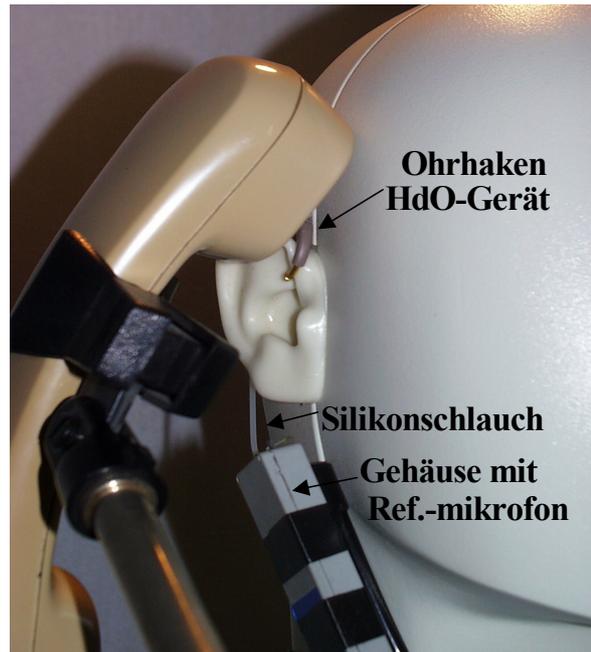


Abb. 4.2.3/1 Messaufbau des Systems zur Verifizierung der korrekten Hörerposition beim HdO-Gerät. Das Bild zeigt den Aufbau in der beim Kalibrieren verwendeten Hörerposition, die mit einem Stativ am Kunstkopf fixiert wird.

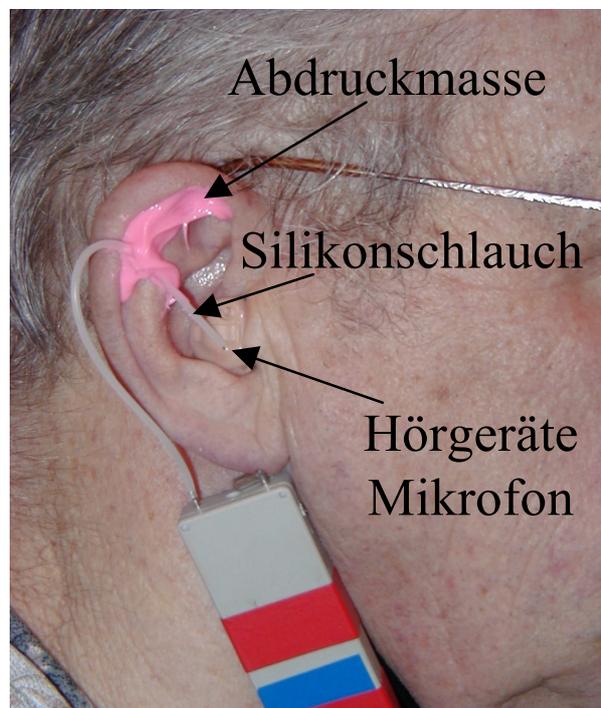


Abb. 4.2.3/2 Messaufbau des Systems zur Verifizierung der korrekten Hörerposition beim IO-Gerät. Das Bild zeigt die Abdruckmasse zur Fixierung des Schlauches, der zum Referenzmikrofon führt und dessen Ende in Höhe des Hörgerätemikrofons zeigt.

4 Entwicklung eines Telefon-Sprachtests

Auswertung entschieden, ob die Hörerposition korrekt war oder nicht. Es wird deshalb der Pegel des Sprachsignals, der am Hörerätmikrofon anliegt, mit einem Referenzmikrofon gemessen und aufgezeichnet. Die Abbildungen 4.2.3/1, 4.2.3/2 und 4.2.3/3 verdeutlichen den Messaufbau. Das akustische Telefonsignal wird über einen am Mikrofoneingang des Hörerätes aufgeklebten Silikonschlauch zum Referenzmikrofon (modifiziertes In situ Head-Set eines Aurical von Madson) geleitet. Dieses Mikrofonsignal wird verstärkt und von einem PC aufgezeichnet (Software Cool-Edit, Syntrillium Software Corporation, 1997). Beim IO-Hörgerät wird mit Hilfe von Abdruckmasse, womit ein kleiner Teil der oberen Hautfalte der Pinna befüllt wird, der Kunststoffschlauch so fixiert, dass das Ende in Höhe des Hörerätmikrofons reicht (siehe Abbildung 4.2.3/2).

Bei Verwendung der Telespule stellt sich eine Protokollierung des Sprachsignalpegels als nicht sinnvoll heraus, da der Pegel am Mikrofoneingang in keiner Beziehung zur Güte der induktiven Kopplung steht. Es ist zwar möglich, mit Hilfe eines Kupplers die Stelle des Hörerätes zu finden, in der der Ausgangsschalldruck maximal ist. Im praktischen Gebrauch jedoch kann sich eine andere Position als günstiger erweisen, sollte

sich z. B. in dieser vom Patienten ausgewählten Position die Abschattung des Störlärms, eingekoppelt durch das Side-Tone Feedback System, als effektiver erweisen. Das beweist auch die hohe Streuung bei der Kalibrierungsmessung bei Verwendung der Telespule (siehe Abschnitt 4.3.5).

Da der RMS-Wert der verschiedenen Sätze unterschiedlich ist, lässt sich aus der Messung des Sprachpegels allein die richtige Positionierung des Hörers nicht bestimmen. Zu diesem Zweck wird vor und nach dem Sprachsignal ein Ton (DTMF-Signal) eingefügt (siehe Abbildung 4.2.3/4). Die Tonpulse haben jeweils eine Länge von 250 ms, wobei nach 200 ms der Pegel kontinuierlich reduziert wird, um eine spektrale Verbreiterung – hörbar durch ein Knacken - (Gralla, 1991), die während eines abrupten Abschaltvorganges auftritt, zu vermeiden. Die Pause nach dem ersten Tonpuls ist etwas länger ausgelegt, um zu verhindern, dass Anteile des Sprachsignals vom Tonpuls bedingt durch eine Nachverdeckung maskiert werden (Zwicker & Feldtkeller, 1967).



Abb. 4.2.3/3 Komponenten des Equipments zur Verifizierung der Hörerposition.

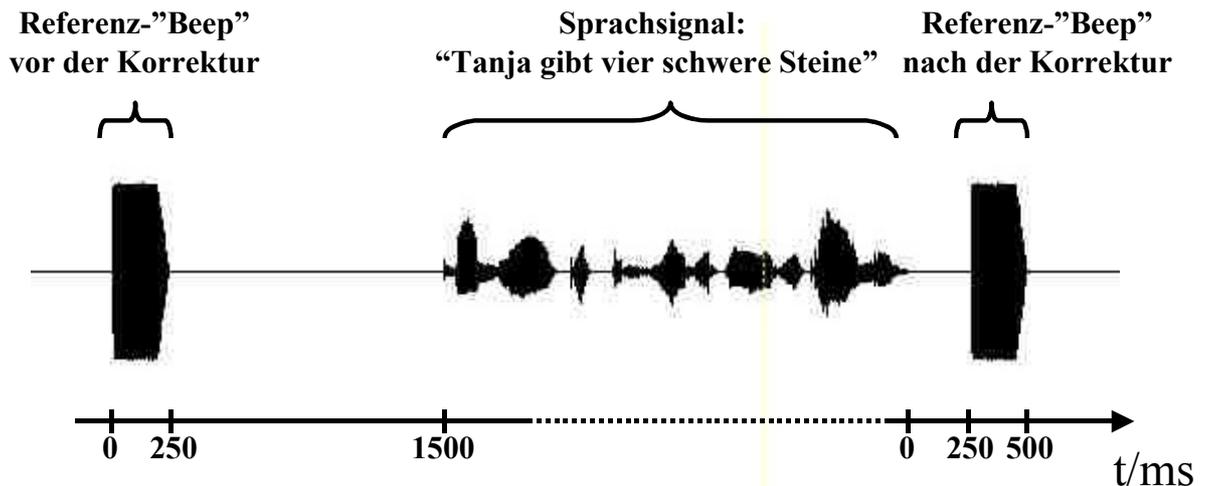


Abb. 4.2.3/4 Oszillogramm des Sprachsignals (verarbeitet zur Simulation des Telefonnetzes) und zusätzliche Referenz-Beeps zur Verifizierung der korrekten Hörerposition. Die Zeitskala verdeutlicht die Dauer der Tonpulse und der Pausen.

4.3 Physikalische Einflussgrößen

Neben der psychoakustischen Verifikation des Telefon-Sprachtests, die ausführlich in Kapitel 5 behandelt wird, sind einige physikalische Messungen notwendig, um Einflüsse der einzelnen Komponenten des Equipments zu kontrollieren.

4.3.1 Frequenzspektrum der Sprachsignale

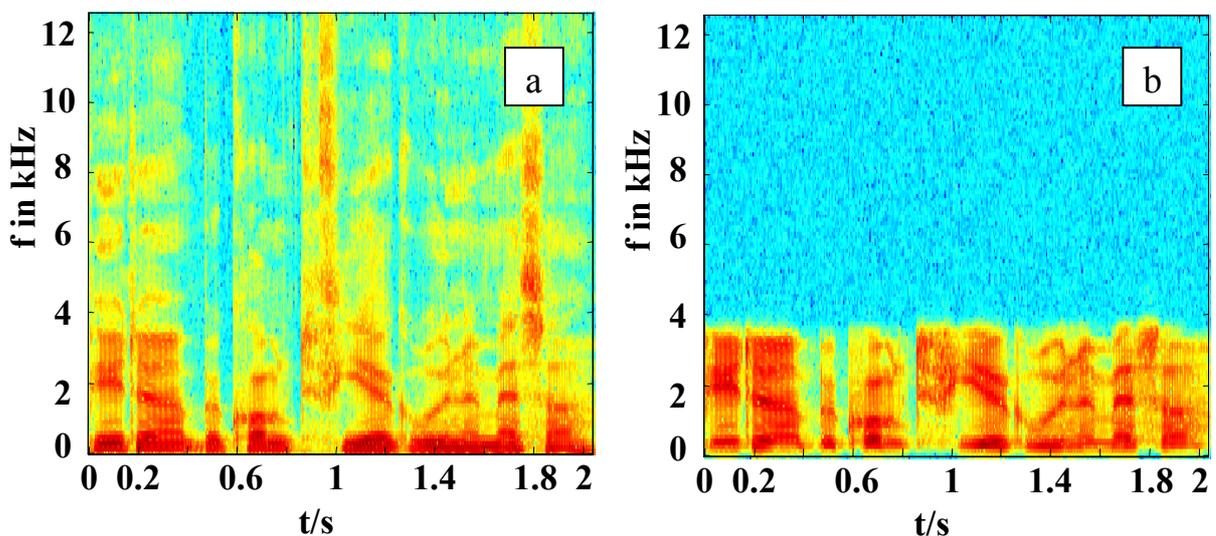


Abb. 4.3.1/1 a: Spektrogramm des originalen Satzes: “Tanja gibt vier schwere Steine“ des Oldenburger Satztests
 Abb. 4.3.1/1 b: Spektrogramm des vorverarbeiteten Satzes “Tanja gibt vier schwere Steine“ des Oldenburger Satztests
 Die Farben symbolisieren die Amplitude. rot: hohe Amplitude, gelb: mittlere Amplitude, blau: geringe Amplitude

4 Entwicklung eines Telefon-Sprachtests

Zunächst ist interessant, welches Frequenzspektrum das zur Simulation des Telefonnetzes bearbeitete Sprachmaterial hat. Aus diesem Grund wird beispielhaft an einem Satz – „Tanja gibt vier schwere Steine“ – das Spektrogramm vor und nach der Bearbeitung bestimmt (siehe Abbildung 4.3.1/1 a,b). Während die Frequenz auf der y-Achse und die Zeit auf der x-Achse aufgetragen ist, wird die Amplitude durch Farben kodiert. Rötliche Färbungen entsprechen einer hohen, gelbe einer mittleren und blaue einer geringen bis sehr geringen Amplitude.

Man erkennt deutlich, dass das in 4.3.1/1a dargestellte Signal wesentlich breitbandiger ist als das vorverarbeitete Signal in Abbildung 4.3.1/1b. Es verdeutlicht die Bandbegrenzung des Telefonnetzes (300 Hz - 3,6 kHz). Die wesentliche Energie liegt üblicherweise für Sprachsignale im Bereich der ersten beiden Formanten

(500 Hz – 1 kHz) in beiden Abbildungen. Etwas irreführend ist die Darstellung der Amplitude in Abbildung 4.3.1/1b verglichen mit dem Original. Es existieren einige Passagen (z. B. zwischen 0,2 und 0,4 s im Frequenzbereich 2 kHz – 3,5 kHz), die wesentlich mehr rote Anteile, also höhere Amplituden, zeigen, als das Originalsignal. Dies liegt an der unterschiedlichen Skalierung, die die Software (MATLAB) für beide Darstellungen in der Amplitudenebene gewählt hat und manuell nicht verändert werden kann. Betrachtet man dagegen Abbildung 4.3.1/2, in der das Langzeitspektrum des selben Satzes im gleichen Maßstab für beide Signale dargestellt ist, so lässt sich leicht ablesen, dass das ungefilterte Sprachsignal mehr Energie aufweist. Einzige Ausnahme ist der Bereich zwischen 2,0 und 3,1 kHz, denn in diesem Frequenzbereich wird das Signal aufgrund der Übertragungscharakteristik des Sendermikrofons etwas verstärkt (ITU, 1993). Zusätzlich lässt sich die Bandpasswirkung des Telefonnetzes ablesen (Dämpfung etwa 60 dB).

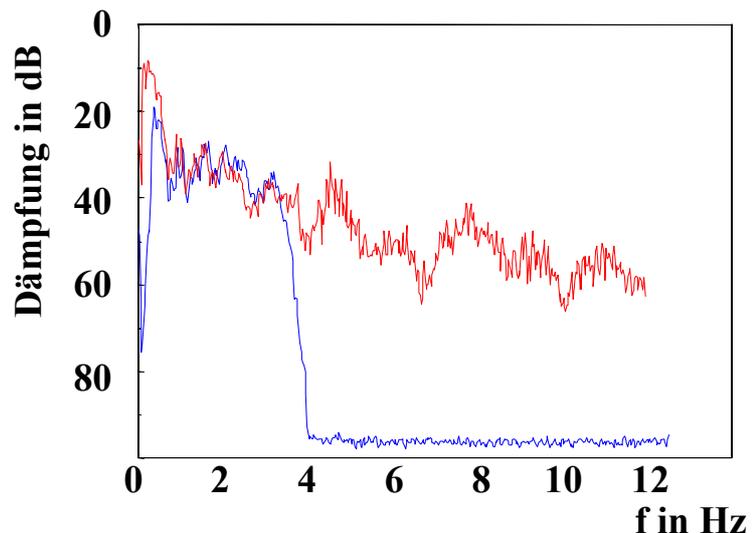


Abb. 4.3.1/2 Langzeitspektrum des Satzes „Tanja gibt vier schwere Steine“. Das Originalsignal ist rot, das vorverarbeitete Signal blau eingefärbt.

4.3.2 Ausgeglichenheit des Sprachmaterials

Zur weiteren Verwendung des Sprachmaterials ist es wichtig abzuklären, ob durch die Filterung die RMS-Werte der einzelnen Sätze so verändert werden, dass die Ausgeglichenheit untereinander nicht mehr gegeben ist. Dies lässt sich einfach durch einen Vergleich der Varianzen überprüfen. Tabelle 4.3.2/1 zeigt die mittleren RMS-Werte des Originalsprachmaterials und des entsprechend dem Telefonnetz gefilterte Sprachmaterials.

	Original Satzmaterial	Verarbeitetes Satzmaterial
Mittlerer RMS-Wert in dB	-32,3	-21,0
Standardabw. in dB	-0,8	-0,8

Tab. 4.3.2/1 Mittlere RMS-Werte vor und nach der Filterung

Der mittlere RMS-Wert ist für das verarbeitete Sprachmaterial 11,3 dB geringer, was durch die Filterung erklärt werden kann. Die Varianz ist in beiden Fällen 0,8 dB, was beweist, dass durch die Filterung die Unterschiede der einzelnen RMS-Werte der Sätze untereinander nicht gravierend verändert wurden.

4.3.3 Kalibrierung

Die Pegelwerte (generiert durch die Software Cool-Edit) haben einen direkten Bezug zur Pegel Skala, generiert durch das Audiometer in dB SPL, was folgende Messung zeigt: Über das Telefon-Sprachtest Equipment (siehe Abbildung 4.2/4) wird über den

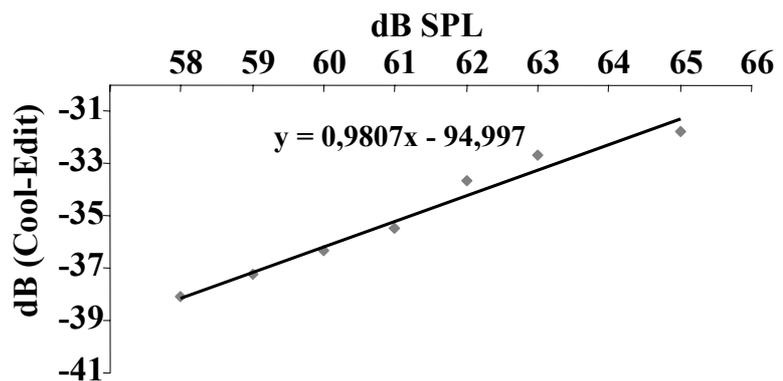


Abb. 4.3.3/3 Zusammenhang zwischen der dB SPL Skala und der Pegel-Skala verwendet von Cool-Edit. Es besteht ein direkter Zusammenhang der beiden Skalen (Die Steigung der Geraden ist fast 1).

Telefonhörer ein bearbeitetes DTMF-Signal mit unterschiedlichen Pegeln dargeboten und mit Hilfe des Messequipments zur Verifizierung der Hörerposition (siehe Abbildung

4.2.3/3) gemessen. Es ergibt sich ein direkter Zusammenhang (die Steigung der Regressionsgeraden ist nahezu 1), der in Abbildung 4.3.3/3 veranschaulicht ist. In der Grafik ist lediglich der Bereich von 58 – 65 dB SPL dargestellt, weil die Darbietungspegel des Satzmaterials innerhalb dieses Pegelbereiches liegen (vergleiche Kapitel 6).

4.3.4 Einfluss des Referenzmikrofonschlauchs

Eine andere mögliche Fehlerquelle ist der Silikonschlauch, der das Referenzmikrofon ankoppelt. Es handelt sich dabei um einen Standardschlauch des Sondenmikrofonmesssystems (Aurical von Madsen). Bei der Verwendung des Auricals ist es notwendig, nach jedem Schlauchwechsel eine Schlauchkalibrierung vorzunehmen, um Produktionsschwankungen auszugleichen. Eine solche Kalibrierung ist mit Hilfe des Equipments nur schwer möglich, so dass bereits vorher die verschiedenen Schläuche auf Kompatibilität überprüft werden. Da bei der Messung lediglich der RMS betrachtet wird, ist eine frequenzspezifische Untersuchung nicht notwendig. So wird eine Analyse durchgeführt, die den RMS-Wert der Ausgangssignale der einzelnen Schläuche miteinander vergleicht. Es ergibt sich ein Einfluss des Schlauches: Bei 16 gemessenen Exemplaren müssen 4 aussortiert werden, da diese gegenüber den Mittelwert der anderen Schläuche eine Abweichung von 1 dB im RMS-Wert aufweisen. Die anderen 12 Schläuche können verwendet werden, da die Varianz bei 0,14 dB liegt. Diese werden auf die Hörgeräte an entsprechender Stelle aufgeklebt.

4.3.5 Einfluss der Hörerposition

Eine Pilot-Untersuchung im Rahmen der Kalibrierungsmessungen zeigt den Einfluss des Abstands bei der akustischen Kopplung. Hier wird der Hörer mit Hilfe eines Stativs in definierten Abständen vom Hörgerät positioniert und der sich ergebende RMS-Wert protokolliert.

Abstand vom Hörgerätemikrofon	RMS-Wert in dB (Cool-Edit)
0 cm	-35,44
1,5 cm	-39,94
3 cm	-42,65
0 cm (Test-Retest)	-35,88

Tab. 4.3.5/1 Einfluss der Telefonhörerposition auf den am Hörgerätemikrofon anliegenden Schallpegel (Beziehung dB-Skala Cool-Edit zu dB SPL Skala siehe Abschnitt 4.3.3)

4 Entwicklung eines Telefon-Sprachtests

Es ergibt sich der in Tabelle 4.3.5/1 veranschaulichte Bezug, dass eine Veränderung der Hörerposition um nur 1,5 cm das am Mikrofon anliegende Signal um 4,5 dB abschwächt. Folglich kann die Frage einer definierten Positionierung auf keinem Fall vernachlässigt werden.

Wie in Abschnitt 4.2.3 bereits erwähnt, ist die Protokollierung der am Mikrofon anstehenden Sprachpegel bei Verwendung der Hörgeräte mit Telespule nicht geeignet, da zwischen diesen beiden Größen kein Zusammenhang besteht. In der in Kapitel 6 beschriebenen Untersuchungen werden vor der Durchführung der Satztests zunächst mehrere Kalibrierungsmessungen durchgeführt. D. h. der Patient soll bei Darbietung des DTMF-Signals in der für ihn individuell bestimmten Lautstärke den Telefonhörer zwei Mal für jedes Hörgerät und jede Kopplungsart an das Hörgerät anlegen. Die dabei entstehenden Pegel am Mikrofoneingang werden protokolliert. Beobachtet man die Messergebnisse für die Messungen mit Telespule so ergibt sich eine Varianz von bis zu 7,6 dB! Daraufhin wird auf eine weitere Protokollierung der Sprachverständlichkeitsmessungen mit induktiver Ankopplung verzichtet.

Im vorliegenden Kapitel konnte gezeigt werden, dass die unterschiedlichsten physikalischen Messungen, den Telefon-Sprachtest verifizieren, wenn bestimmte Voraussetzungen erfüllt sind: Verwendung des Oldenburger Sprachmaterials, Aussortierung fehlerhafter In situ Schläuche.

In dem nun folgenden Kapitel werden psychoakustische Messungen zur weiterführenden Verifizierung herangezogen.

5 Validierung des Telefon-Sprachtests

Wie bereits in Abschnitt 4.2.2 beschrieben, stellt der Oldenburger Satztest ein geeignetes Basisinstrument dar, um einen Sprachtest am Telefon durchführen zu können. Da es sich beim Telefon-Sprachtest jedoch um eine modifizierte Version dieses Satztests handelt, ist es erforderlich, einige Parameter des „neuen“ Satztests psychoakustisch zu evaluieren, um zu überprüfen, ob mit diesem Test die richtigen Parameter bei der Evaluation von Hörsystemen und deren Nutzen am Telefon erfasst werden. Bei diesen Parametern handelt es sich in erster Linie um die *Steigung der Diskriminationsfunktion* und dem *SRT* (Speech Reception Threshold). Aus diesem Grunde wird der Telefon-Sprachtest zunächst an Normalhörenden validiert. Diese Sub-Studie soll im folgenden vorgestellt werden.

5.1 Probanden und Methoden

Probanden: 11 Personen im Alter von 16 – 27 Jahren (Mittelwert 24 Jahre) nehmen freiwillig an der Studie teil und erhalten für ihre Mitarbeit eine Aufwandsentschädigung. Der Hörverlust der Teilnehmer ist für alle Frequenzen (125 – 8 kHz) ≤ 20 dB, so dass sie im weiteren Sinn als normalhörend bezeichnet werden können (ANSI, 1969). Sie werden zu Beginn jeweils nach ihrem bevorzugten „Telefonohr“ befragt und alle Tests werden ausschließlich auf diesem Ohr durchgeführt, um Lerneffekte auszuschließen.

Satztest: Es wird der in Abschnitt 4.2.1 vorgestellte Messaufbau verwendet. Aufgrund der Filterung des Sprachmaterials des Oldenburger Satztests (Wagener et al., 1999a) zur Simulation der Übertragungscharakteristik einer Telefonübertragungsstrecke (vergleiche Abschnitt 4.2.1), ist es notwendig zu überprüfen, inwieweit diese Veränderung die Eigenschaften des originalen Oldenburger Satztests beeinflusst. Um diesen Einfluss zu untersuchen, wird auch das Oldenburger Rauschen (Wagener, 1999a) gefiltert. Daraus ergeben sich fünf verschiedene Bedingungen für die Validierung:

1. Original Oldenburger Satztest (**OL**): Darbietung von Sprach- und Störschall diotisch über Kopfhörer (HDA 200), Nutzschall: *original* Satzmaterial des Oldenburger Satztests, Störschall: *original* Oldenburger Rauschen.
2. Oldenburger Satztest Modifikation 1 (**MOD1**): Darbietung von Sprach- und Störschall diotisch über Kopfhörer (HDA 200), Nutzschall: *gefiltertes* Satzmaterial des Oldenburger Satztests, Störschall: *original* Oldenburger Rauschen.
3. Oldenburger Satztest Modifikation 2 (**MOD2**): Darbietung von Sprach- und Störschall diotisch über Kopfhörer (HDA 200), Nutzschall: *gefiltertes* Satzmaterial des Oldenburger Satztests, Störschall: *gefiltertes* Oldenburger Rauschen.
4. Oldenburger Satztest Modifikation 3 (**MOD3**): Darbietung des Sprachsignals über das Telefon und des Störschalls über Freifeldlautsprecher (siehe Abbildung 4.2/4), Nutzschall: *gefiltertes* Satzmaterial des Oldenburger Satztests, Störschall: *original* Oldenburger Rauschen.
5. Oldenburger Satztest Modifikation 4 (**MOD4**): Darbietung des Sprachsignals über das Telefon und des Störschalls über Freifeldlautsprecher, Nutzschall: *gefiltertes* Satzmaterial des Oldenburger Satztests, Störschall: *gefiltertes* Oldenburger Rauschen.

Alle Probanden führen alle Testbedingungen mit jeweils 6 Doppellisten (Liste 8, Liste 19, Liste 22, Liste 30, Liste 33, Liste 41, Sequenz nicht randomisiert) durch. Diese wurden aus den 44 Doppellisten des Oldenburger Satztests willkürlich ausgewählt, so dass 83% des Sprachmaterials während der Validierung verwendet werden. Die Durchführung der verschiedenen Bedingungen erfolgt in aufeinanderfolgenden Sitzungen (insgesamt 4), wobei in jeder Sitzung zunächst mit Hilfe von zwei 30er-Übungslisten der Lerneffekt des Oldenburger Satztest eliminiert wird.

Messung des SRT: Der Pegel des Sprachsignals wird mit Hilfe einer adaptiven Strategie verändert (Brand, 2000), so dass die Sprache mit einem Pegel abhängig von den falschen bzw. richtigen Antworten des Patienten dargeboten wird. Versteht der Proband mehr als 50% des Satzes, wird der Pegel abgesenkt, versteht er weniger, wird der Pegel entsprechend angehoben. Das Störgeräusch wird über den Kopfhörer mit einem konstanten Pegel von 60 dB SPL (gemäß Messung bei *Wagner et al.*, (1999c)), über den Freifeld Lautsprecher mit einem konstanten Pegel von 65 dB SPL eingespielt, was dem durchschnittlichen Störgeräuschpegel beim Telefonieren entspricht (Seacord, 1940). Der Sprach-Störschallabstand in dB, bei dem 50% des Satzes verstanden wird, entspricht dem SRT. Die Prozedur ist in *Wesselkamp et al.*, (1992) im Detail beschrieben.

Messung der Sprachverständlichkeit: Zur Bestimmung der Steigung der Diskriminationsfunktion werden für alle verwendeten Listen in allen Bedingungen klassische Sprachverständlichkeitsmessungen mit konstanten Sprachpegeln durchgeführt. Ausgehend von dem für die jeweilige Liste bestimmten SRT werden die Darbietungspegel des Sprachsignals zu: $SRT + 1,5 \text{ dB}$ und $SRT - 1,5 \text{ dB}$ gewählt. Die Sprachverständlichkeiten werden nach 10 und 20 Sätzen notiert, um zu überprüfen, mit welcher Genauigkeit das Ergebnis der Sprachverständlichkeit bereits nach 10 Sätzen vorliegt. Die Pegel der Störsignale sind denen für die SRT-Messung in der jeweiligen Bedingung identisch.

Positionierung des Telefonhörers: Im Gegensatz zu den im folgenden Kapitel 6 vorgestellten Studien, wird hier die Position des Hörers nicht überwacht, da aufgrund von Erfahrungen aus der Literatur (Holmes et al., 1983) eine Fixierung nicht erforderlich erscheint. Die Autoren gehen davon aus, dass Normalhörende in der Lage sind, den Telefonhörer reproduzierbar an die Stelle der Pinna anzulegen, um wie im Alltag, eine optimale Sprachverständlichkeit zu erreichen. Die Teilnehmer der vorliegenden Studie sind daher ebenfalls dazu aufgefordert, den Hörer in üblicher Position zu halten.

5.2 Ergebnisse und Diskussion

Diskriminationsfunktion: Die Diskriminationsfunktion ist eine psychometrische Funktion, die für einen Sprachverständlichkeitstest die Richtig-Antwort-Wahrscheinlichkeit P in Abhängigkeit des Darbietungspegel L beschreibt. Die Formel für die Diskriminationsfunktion beim Satztest leitet sich aus der des Reimtests (Sotscheck, 1982) ab, die durch eine gestauchte logistische Funktion ausgedrückt werden kann.

$$P(L) = \frac{1}{A} \left(100\% + P_{\max} \frac{A - 1}{1 + \exp\left(\frac{L - L_{\text{mid}}}{s}\right)} \right) \quad (\text{Gl. 5.2/1})$$

Die freien Parameter dieser Gleichung sind: L_{mid} , s und P_{\max} . A ist durch die Anzahl der Antwortalternativen, aus der der Proband bei der Beantwortung auswählen kann, festgelegt. L_{mid} entspricht dem Punkt der maximalen Steigung, also dem Wendepunkt, s ist umgekehrt proportional der Steigung m in diesem Punkt und P_{\max} die maximal erreichbare Sprachverständlichkeit. Da der Satztest im Gegensatz zum Reimtest ohne

Antwortalternativen, also offen, durchgeführt wird, wird der Parameter A gleich 0 gesetzt, so dass sich für den Satztest die unter Gleichung 5.2/2 dargestellte Gleichung ergibt.

$$P(L) = \frac{P_{\max}}{1 + \exp\left(\frac{L - L_{\text{mid}}}{s}\right)} \quad (\text{Gl. 5.2/2})$$

P_{\max} wird 1 gesetzt, da bei Normalhörenden davon ausgegangen werden kann, dass sie bei ausreichendem Pegel eine Sprachverständlichkeit von 100 % erreichen. Da s umgekehrt proportional zum zu bestimmenden Parameter m ist, werden zwei Punktepaare $[P_1(L_1); L_1]$ und $[P_2(L_2); L_2]$ benötigt, um m aus s eindeutig bestimmen zu können. Diese Punktepaare werden im Rahmen der Sprachverständlichkeitsmessungen mit den festen Sprachpegeln L_1 : SRT + 1,5 dB und L_2 : SRT – 1,5 dB gemessen. Somit lässt sich s aus Gleichung 5.2/3 berechnen.

$$s = \frac{L_1 - L_2}{\ln\left(\frac{1 - P_2}{P_2}\right) - \ln\left(\frac{1 - P_1}{P_1}\right)} \quad (\text{Gl. 5.2/3})$$

Wird $P(L)$ im Punkt L_{mid} abgeleitet, so ergibt sich für die Berechnung der Steigung der Diskriminationsfunktion Gleichung 5.2/4.

$$m = \frac{1}{4(L_1 - L_2)} \ln\left(\frac{1 - P_2}{P_2}\right) - \ln\left(\frac{1 - P_1}{P_1}\right) \quad (\text{Gl. 5.2/4})$$

Es ergeben sich folglich vier verschiedene Diskriminationsfunktionen (für die Bedingungen MOD1 bis MOD4), wobei nur die jeweiligen Steigungen bei L_{mid} analysiert werden, die in Tabelle 5.2/1 als interindividuelle Mittelwerte zusammengefasst sind. Die letzte Spalte gibt die intrindividuellen Mittelwerte aller Listen wieder, wenn statt 20 nur 10 Sätze der Doppellisten zur Analyse der Sprachverständlichkeit berücksichtigt werden. Ein direkter Vergleich mit der 2. Spalte von rechts, die die gleichen Mittelwerte, jedoch für die komplette Doppelliste darstellt, zeigt, dass bis auf die Bedingung MOD1, schon bereits nach 10 Sätzen das entsprechende Ergebnis vorliegt, da sich die Steigungen nur noch um 0,3 unterscheiden.

	Liste08	Liste19	Liste22	Liste30	Liste33	Liste41	Mittelwert 20er-Liste	Mittelwert 10er-Liste
MOD1	13,9	7,9	10,4	8,2	9,0	10,9	10,1	9,3
MOD2	14,0	13,0	13,0	14,1	13,6	13,7	13,6	13,3
MOD3	8,3	9,4	6,5	10,0	5,9	9,8	8,3	8,6
MOD4	11,8	8,5	10,1	7,7	8,1	7,4	8,9	9,2

Tab. 5.2/1 Interindividuelle Mittelwerte der nach Gleichung 5.2/4 berechneten Steigungen der Diskriminationsfunktionen für die vier Bedingungen MOD1 bis MOD4 (20er-Listen) in % Sprachverständlichkeit pro dB. Die letzte Spalte entspricht dem Mittelwert aller Listen und aller Probanden, wenn jeweils nur 10 Sätze zur Bestimmung der Sprachverständlichkeit herangezogen werden.

Dieses Resultat unterstützt die Annahme, die bei der Konzeption des Telefon-Sprachtests zu Grunde gelegt wird (vergleiche Abschnitt 4.2.3). Hier wird angenommen, dass zur Sicherstellung der richtigen und konstanten Positionierung des Telefonhörers, Sätze bei der Analyse nicht berücksichtigt werden, wenn der Pegel des Telefonsignals am Hörerätmikrofon zu gering ist. Diese Maßnahme kann jedoch dazu führen, dass das Ergebnis der errechneten Sprachverständlichkeit falsch wird, wenn zu wenige Sätze in die Analyse mit einbezogen werden. Das vorliegende Ergebnis beweist jedoch, dass 10 Sätze ausreichen, um die gleiche Sprachverständlichkeit zu messen.

Bei der Betrachtung der Spalte für die Mittelwerte aller 20 Listen fällt auf, dass für die Bedingung MOD2 die Steigung wesentlich höher ist, als in den anderen Bedingungen. Das kann dadurch begründet werden, dass diese Bedingung dem originalen Oldenburger Satztest am nächsten kommt. Durch die Filterung sowohl des Sprachmaterials, als auch des Oldenburger Rauschens, liegen hier etwa die selben Verdeckungseffekte vor, wie beim Oldenburger Satztest, so dass die hier ermittelte Steigung von 13,6 %/dB dem Wert der Originalarbeit von 17 %/dB (Wagner et al., 1999b) am nächsten kommt. Verglichen mit der anderen Kopfhörermessung (MOD1), bei der ungefiltertes Oldenburger Rauschen verwendet wird, nimmt die Steigung noch einmal um 3 %/dB ab.

Die Diskriminationsfunktionen für die Messungen mit dem Telefon-Sprachtest sind wesentlich flacher (Steigung $m=8,3$ bzw. $8,9$), was als Ausdruck der geringeren Verdeckungswirkung des Stör-rauschens gewertet werden mag. Die geringe Steigung macht sich auch in einer höheren Varianz bei der Bestimmung der SRT-Werte bemerkbar, was im folgenden diskutiert wird.

SRT: Abbildung 5.2/1 gibt die interindividuellen Mittelwerte des SRT für die unterschiedlichen Bedingungen wieder. Auf den ersten Blick erscheint der SRT für die beiden am Telefon gemessenen Bedingungen (hellgraue und grau gemusterte Balken) erheblich kleiner. Allerdings stehen die Pegel für die Sprachsignale, die über Kopfhörer

bzw. Telefonhörer dargeboten werden, in keinem Bezug, so dass diese nicht direkt miteinander verglichen werden können. Deshalb werden die Ergebnisse für die Telefon- und Kopfhörermessungen separat diskutiert.

Vergleicht man die SRT Werte der Bedingungen OL und MOD1 so lässt sich der Einfluss der Filterung des Sprechmaterials beobachten. Durch die Filterung wird der SRT signifikant (ANOVA von wiederholten Messungen: $p < 0.000$) größer, d. h. der kritische Signal-Rauschabstand wird ungünstiger. Abbildung 5.2/2 verdeutlicht die individuellen Daten (OL/MOD1 entsprechen den schwarzen Punkten) in einem Scattergramm. Alle Daten liegen unterhalb der Diagonalen, so dass der SRT für die Bedingung OL in allen Datenpunkten günstiger ist als für die Bedingung MOD1. Dieses Ergebnis ist eine Folge des veränderten Verdeckungseffektes des *gefilterten* Sprachmaterials durch das *ungefilterte*

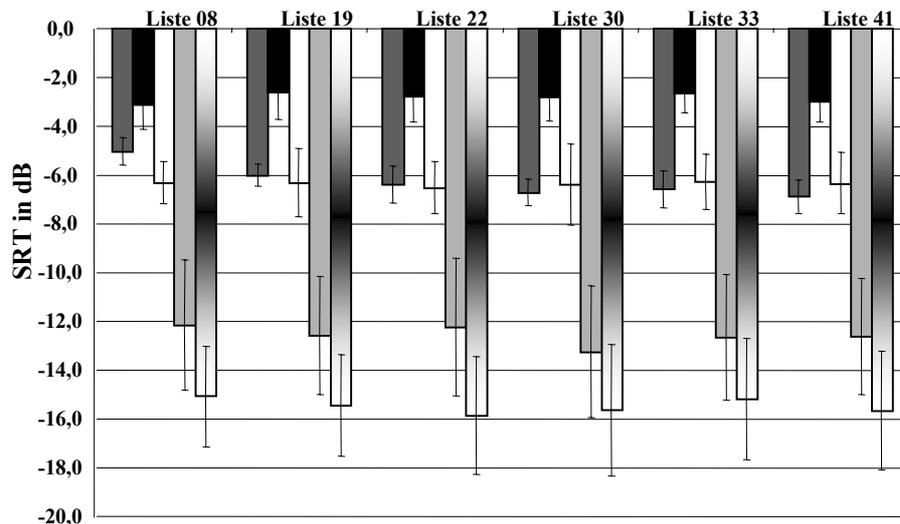


Abb. 5.2/1 Interindividuelle Mittelwerte des SRT aus den Sprachverständlichkeitsmessungen in 5 verschiedenen Bedingungen:
 Dunkelgraue Balken: OL, schwarze Balken: MOD1, weiße Balken: MOD2, hellgraue Balken: MOD3, gemusterte graue Balken: MOD4

Oldenburger Rauschen. In der Originalversion hat das Rauschen die gleiche spektrale Verteilung wie das Sprachmaterial, da es sich dabei um eine Überlagerung des Sprachmaterials handelt. Durch die Filterung wird die spektrale Verteilung des Sprachsignals bandbegrenzt. Das hat zur Folge, dass spektrale Anteile im Frequenzbereich oberhalb von 3,6 kHz weggeschnitten, was die Sprachverständlichkeit negativ beeinflusst, so dass einige Sätze gegenüber der Originalversion schlechter verstanden werden. Als Effekt 2. Ordnung kann dagegen aber auch beobachtet werden, dass einige spezielle Sätze besser als im Oldenburger Satztest verstanden werden können, da durch die

Bandbegrenzung unterhalb von 300 Hz auch tiefe Frequenzanteile der Sprache weggeschnitten werden, die aufwärts-maskierend wirken.

Vergleicht man im Gegensatz dazu die in Abbildung 5.2/1 dargestellten interindividuellen Mittelwerte für OL und MOD2 so ergeben sich für beide Bedingungen ähnliche SRT Werte mit ähnlichen Streuungen. Auch die Betrachtung der individuellen Daten (Abbildung 5.2/2: graue Datenpunkte) zeigt, dass sich die Datenpunkte symmetrisch

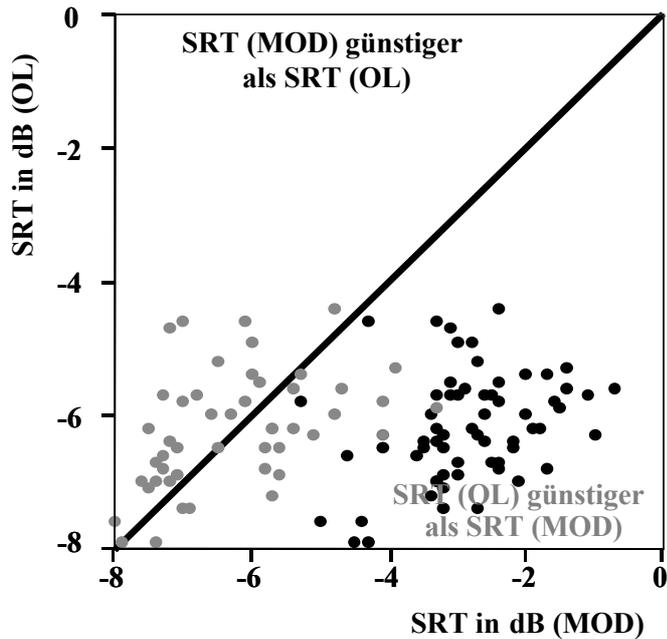


Abb. 5.2/2 Individuelle Daten, dargestellt als Datenpaare der Bedingungen OL und MOD1 (schwarz) bzw. OL und MOD2 (grau). Auf der y-Achse sind die Daten für die Bedingung OL aufgetragen. Auf der x-Achse sind die Daten für die Bedingungen MOD1 bzw. MOD2 aufgetragen.

zur Diagonalen gruppieren, was die Korrelation der Ergebnisse für beide Bedingungen unterstreicht. Dieses Ergebnis beweist, dass durch die zusätzliche Filterung des Oldenburger Rauschens die spektralen Verteilungen beider Signale wieder so aneinander angeglichen werden, dass sich die Werte der Messungen gemäß der Originalversion bestätigen lassen. Die SRT-Werte für die Liste 08 (OL) fallen etwas größer aus, da diese Liste in der ersten Sitzung direkt nach den Übungslisten durchgeführt wird, so dass sich der Lerneffekt an dieser Stelle noch auswirkt.

Bei den Messungen mit Hilfe des Telefon-Sprachtests ergibt sich die gleiche Tendenz (hellgraue und grau gemusterte Balken in Abbildung 5.2/1). Während bei MOD3, also bei der Messung mit ungefiltertem Oldenburger Rauschen, die Verdeckungseffekte aus den oben genannten Gründen zum Teil verringert werden, was sich in einem schlechteren SRT bemerkbar macht, ist bei MOD4 das Spektrum beider Signale wieder angeglichen, so dass das Sprachsignal wieder kompletter durch das Störsignal verdeckt werden kann. Folglich wird der SRT wieder besser. Zusätzlich zeigt sich, dass sich sowohl für die Telefon-, als auch für die Kopfhörmessungen ähnliche mittlere Differenzen zwischen den Bedingungen Störrauschen gefiltert und ungefiltert ergeben. Bei den Kopfhörmessungen

beträgt die mittlere Differenz (gemittelt über alle Listen) 3,5 dB bei den Messungen am Telefon 2,9 dB.

In Abbildung 5.2/1 sind neben den interindividuellen Mittelwerten auch die Streuung dargestellt. Während sich für die Kopfhörmessungen die Streuung im Bereich zwischen 0,6 und 1,2 dB bewegt, sind diese bei den Telefonmessungen wesentlich höher (2,3-2,6 dB), was sich in erster Linie durch die wesentlich flacheren Diskriminationsfunktionen begründen lässt, da bei flacheren Kurven der SRT weniger scharf definiert messbar ist. Außerdem resultiert diese hohe Varianz sicherlich auch aus der individuellen Haltung des Telefonhörers durch die Probanden. Während der eine den Hörer enger an das Ohr presst, hält der andere den Hörer etwas lockerer vom Ohr weg, da die Probanden dazu angehalten sind, den Hörer in der alltags üblichen Position zu halten. Durch diese undefinierte Haltung ergibt sich natürlich für jeden Probanden ein anderes Nutz-Störsignal-Verhältnis und folglich auch eine erhöhte interindividuelle Varianz bei den Telefonmessungen. Interessant

	OL	MOD1	MOD2	MOD3	MOD4
01	0,35	0,48	0,44	1,23	0,58
02	0,41	0,80	0,42	0,97	0,48
03	0,49	0,36	0,29	0,84	0,61
04	0,63	0,56	0,33	1,13	0,96
05	0,29	0,50	0,18	0,92	0,45
06	0,37	0,58	0,55	0,45	0,56
07	0,36	0,77			
08	0,48	0,38			
09	0,58	0,37	0,26	1,33	1,22
11	0,54	0,39	0,56	0,87	0,75
12	0,33	0,50	0,48	0,53	0,45
Mittelwert	0,44	0,52	0,39	0,92	0,67

Tab. 5.2/2 Intraindividuelle Varianzen der verschiedenen Bedingungen für die 6 verwendeten Listen (Liste 08, Liste 19, Liste 22, Liste 30, Liste 33 und Liste 41). Der Mittelwert der intraindividuellen Varianzen ist in allen Bedingungen kleiner 1 dB.

für die Beurteilung der Validität des Test ist deshalb nicht die interindividuelle, sondern die intraindividuelle Varianz. Diese ist für die verschiedenen Bedingungen in Tabelle 5.2/2 dargestellt. Hier ist abzulesen, dass auch die intraindividuelle Varianz für die Telefonmessungen wesentlich höher ist, als für die Kopfhörmessungen. Auch hier ist sicherlich die Positionierung des Hörers der entscheidende Faktor, da es selbstverständlich für die Probanden nicht möglich war, den Hörer über ca. 30 Minuten (6 Listen a 5 Minuten) konstant an der gleichen Stelle zu halten. Ausschlaggebend für die Validität

eines Equipments zur Messung der Sprachverständlichkeit ist die mittlere intraindividuelle Varianz, die kleiner als 1 dB sein muss (persönliche Mitteilung Thomas Brand). Tabelle 5.2/2 zeigt, dass diese Annahme für alle Messungen erfüllt ist (für die Probanden 07 und 08 sind keine Daten für MOD2 bis MOD4 verfügbar, da diese die Versuchsreihe aus persönlichen Gründen abbrechen müssen).

5.3 Schlussfolgerung

Die vorliegende Studie belegt, dass der hier entwickelte Telefon-Sprachtest die notwendigen Voraussetzungen erfüllt, um den Nutzen einer Hörgeräteversorgung für die Telefonkommunikation zu objektivieren. Die Ergebnisse für die Bedingung MOD2 zeigen nämlich, dass bei Filterung des Sprachsignals und Stör rauschens, sich der gleiche SRT wie beim originalen Satztests ergibt. Die Steigung der Diskriminationsfunktion für MOD2 ist zwar mit 13,6 %/dB etwas geringer als in der Originalversion, man muss jedoch in Betracht ziehen, dass dieser Wert von 17,2 %/dB (Wagener et al., 1999b) lediglich rechnerisch bestimmt wurde. Es handelt sich hierbei um die Überlagerung der Steigungen der einzelnen Wort-Diskriminationsfunktionen. Das Ergebnis für MOD2 zeigt also, dass durch die Filterung des Sprachsignals die wesentlichen Merkmale des Oldenburger Satztests erhalten bleiben.

Beim Vergleich der Ergebnisse für die Messungen mit dem Telefon-Sprachtest (MOD3 und MOD4) zeigen sich, abgesehen vom SRT, keine großen Unterschiede. Da dieser Parameter für jeden Teilnehmer innerhalb der Prozedur zur Festlegung des Darbietungspegel des Telefonsignals individuell bestimmt wird (in der Prozedur als „individueller SRT“ bezeichnet, vergleiche Abschnitt 6.1.1.4) und lediglich der Vermeidung von Messungen im Sättigungsbereich (Ceiling-Effects) bei der Messung der Sprachverständlichkeit dient, ist der Absolutwert nicht von Interesse. Wichtiger für eine hohe Zuverlässigkeit der Ergebnisse des Verfahrens sind die beiden folgenden Parameter: (1) die intraindividuelle Varianz, mit der der SRT bestimmt wird und (2) die Steigung der Diskriminationsfunktion.

(1) Die mittlere intraindividuelle Varianz ist kleiner als 1 dB, so dass das Verfahren als ausreichend genau betrachtet werden kann.

(2) Die Diskriminationsfunktion ist im Vergleich zu den beiden gebräuchlichsten deutschen Satztests (Oldenburger und Göttinger Satztest) wesentlich flacher. Im Gegensatz zu dem Ansatz dieser beiden Satztests, bei denen die Diskriminationsfunktion in L_{mid}

möglichst steil sein sollte, um die Varianz bei der Bestimmung des SRT zu minimieren, ist beim Telefon-Sprachtest eine flachere Diskriminationsfunktion von Vorteil. Die Messung der Sprachverständlichkeit mit einem Sprachmaterial, das eine steile Diskriminationsfunktion aufweist, hat nämlich den Nachteil, dass bereits bei nur sehr geringen Verbesserungen des SRT erhebliche Verbesserungen der Sprachverständlichkeit resultieren, so dass die Ergebnisse zu positiv interpretiert werden könnten.

Wie bereits in Kapitel 4 erwähnt, ist es für die möglichst natürliche Simulation einer Alltagssituation immer hilfreich, Signale zu verwenden, die der realen Situation am nächsten kommen. Von daher erscheint die Verwendung des ungefilterten Störsignals am sinnvollsten, da auch im Alltag der Störschall in der Umgebung eines Telefons nicht bandbegrenzt ist. Daher werden die in dem folgenden Kapitel vorgestellten Messungen unter der Bedingung MOD3 durchgeführt.

6 Objektive Evaluation unterschiedlicher Hörsysteme bezüglich des Nutzens für die Telefonkommunikation

In Ergänzung zu den Messungen im Rahmen der Feldstudie, vorgestellt in Abschnitt 3.3, soll in diesem Kapitel das DFS System im Hinblick auf eine Verbesserung der Telefonkommunikation anhand eines Satztests objektiv untersucht werden. Im ersten Abschnitt wird das DFS System und dessen Nutzen für die akustischen Kopplung beim Telefonieren separat untersucht und im zweiten mit anderen Hörsystemen und anderen Kopplungsarten (Telefonspule) verglichen.

6.1 Akustische Kopplung unter Ausnutzung des DFS Systems

In diesem Abschnitt wird das DFS System, wie es im Danalogic implementiert ist, auf dessen Funktionsfähigkeit bei der Telefonkommunikation mit einem objektiven Messverfahren untersucht. Verglichen werden zu diesem Zweck folgende zwei Bedingungen:

- (a) DFS System aktiviert
- (b) DFS System deaktiviert

6.1.1 Personen und Methoden

Die Messungen werden mit dem HdO-Hörgerät Danalogic 163D durchgeführt. Dieses digitale Hörgerät arbeitet als 14 Kanal Kompressionsgerät, wobei die verschiedenen Kompressionsbänder stark überlappend arbeiten und so geringere Verzerrungsanteile gewährleisten. Zusätzlich verfügt dieses Gerät über das bereits in Abschnitt 3.2 vorgestellte DFS System und einen Algorithmus zur Unterdrückung von Störschall. Dieser Algorithmus ist während der hier vorgestellten Messungen zwar aktiviert (Absenkung von

Störschall um 6 dB), da die Darbietung der Sätze jedoch nur bis zu 10 Sekunden dauern, wird dieses System nicht wirksam (Einregelzeit etwa 20 Sekunden). Im Gegensatz zu *Stoker* (1986), der das Hörgerät an eine Standardotoplastik ankoppelt, um den Einfluss einer individuellen Otoplastik auszuschließen, wird in dieser Arbeit eine Otoplastik mit einer

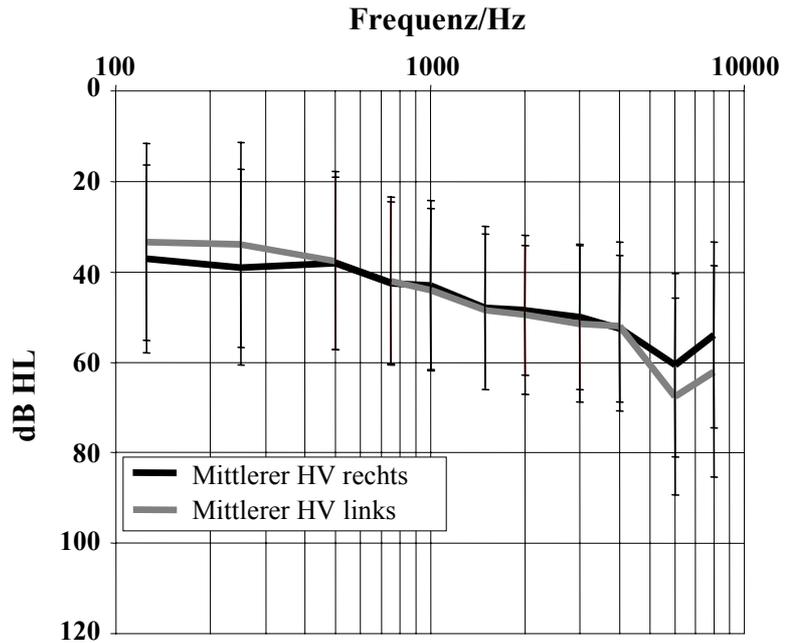


Abb. 6.1.1/1 Mittlere Audiogramme gemessen auf beiden Ohren

Standardbohrung von 2,5 mm verwendet, um so die Möglichkeit zu haben, Feedback auftreten zu lassen. An der Studie nehmen 12 Probanden mit mittelgradigen Hörverlusten teil. Die Audiogramme sind in Abbildung 6.1.1/1 dargestellt. Der Median des Alters liegt bei 55 Jahren (16-69 Jahre). Alle Teilnehmer sind bilateral mit HdO- oder IO-Hörgeräten versorgt und nehmen freiwillig an der Studie teil, wobei ihnen die Fahrtkosten erstattet werden. Nur zwei Teilnehmer der gesamten Gruppe benutzen normalerweise ihre eigenen Hörgeräte zum Telefonieren. Die Anderen lehnen die Verwendung der Hörgeräte in dieser Situation, zumeist wegen Feedback-Problemen, ab. In Abbildung 6.1.1/1 sind die mittleren Audiogramme für das rechte und linke Ohr dargestellt. Betrachtet man nur die Frequenzen, die für eine Telefonübertragung eine Rolle spielen, also etwa 300 – 3600 Hz, so besitzen die Probanden einen leichten bis mittleren Hörverlust. Verglichen mit Tabelle 2.4.4/1 wird für diesen Hörverlust in der Literatur zumeist die Verwendung eines Telefonverstärkers oder das Telefon ohne Hilfsmittel empfohlen, was die Angaben der Probanden zu ihrer gewöhnlichen Vorgehensweise beim Telefonieren bestätigt.

6.1.1.1 Einstellung der Hörgeräte

Da sämtliche Teilnehmer bereits an der in Abschnitt 3.2 vorgestellten Feldstudie teilgenommen haben, sind alle Probanden mit psychoakustischen Messungen vertraut. Für

die Referenzeinstellung des Danalogic Hörgeräts wird die feinangepasste Einstellung der Feldstudie verwendet, im folgenden *FT2* genannt.

Die Hörgeräte werden so eingestellt, dass sie den Hauptübertragungsbereich des Telefons betonen und alle Frequenzen außerhalb dieses Bereiches unterdrücken. Die Verstärkungswerte G-55 und G-80 (Abbildung 6.1.1.1/1) bestimmen die Verstärkung des Danalogic für „leise“ - etwa 55 dB SPL - und „laute“ - etwa 80 dB SPL - Schallereignisse. Diese beiden Punkte bestimmen die Steigung der I/O-Funktion der Hörgeräte und folglich auch die Kompression im Bereich relevanter Eingangspegel.

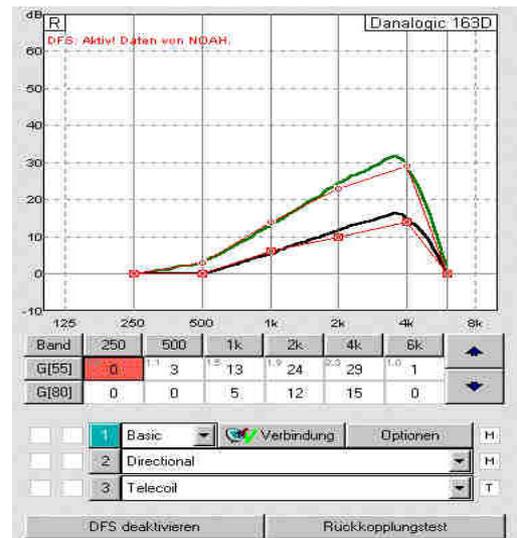


Abb. 6.1.1.1/1 Anpassbildschirm des Danalogic.

Die Einstellung des Telefonprogrammes erfolgt in 4 Schritten, wobei Ausgangspunkt die Einstellung *FT2* aus der Feldstudie (siehe Abschnitt 3.2) ist. Die Änderungen der Verstärkungswerte G-55 und G-80, im folgenden simulierte Verstärkungswerte genannt, werden simultan vorgenommen, um die Kompression konstant zu halten.:

1. Schritt: Die simulierten Verstärkungswerte bei 250 Hz und 6 kHz werden "0" gesetzt.
2. Schritt: Die simulierten Verstärkungswerte bei 500 Hz werden konstant gehalten, um Aufwärtsmaskierungseffekte zu vermeiden.
3. Schritt: Die simulierten Verstärkungswerte bei 2 kHz und 4 kHz werden schrittweise angehoben, bzw. abgesenkt, um die Grenze zu finden, ab der Feedback auftritt. Ist diese Grenze gefunden, wird zur Einrichtung eines Sicherheitsspielraumes die Verstärkung um etwa 3 dB abgesenkt.
4. Schritt: Der simulierte Verstärkungswert bei 1 kHz wird um den halben Wert, bestimmt in Schritt 3, verändert.

Diese Prozedur wird zwei Mal durchgeführt, ein Mal mit dem DFS System aktiviert und ein Mal deaktiviert, so dass sich zwei Telefonprogramme ergeben: Telefonprogramm 1 (DFS deaktiviert) und Telefonprogramm 2 (DFS aktiviert).

Das kontralaterale Ohr wird ebenfalls mit einem Danalogic versorgt, wobei dieses entsprechend FT2 angepasst wird und während der Messungen eingeschaltet bleibt.

6.1.1.2 Satztest

Zur Objektivierung der Funktionalität am Telefon wird der Telefon-Sprachtest durchgeführt, dessen Messaufbau in Abschnitt 4.2.1 bereits ausführlich vorgestellt worden ist. Das Sprachmaterial – die Sätze innerhalb einer Liste - wird randomisiert über den Telefonhörer, das Störgeräusch über den Freifeld Lautsprecher (vergleiche Abbildung 4.2/4) dargeboten. So wird eine typische Wohnzimmersituation simuliert: Ein Hörgeräteträger versucht sich am Telefon zu unterhalten, ohne z. B. den Fernseher (Störschallquelle) abzuschalten. Das Sprachmaterial entspricht dem des Oldenburger Satztests und ist entsprechend Kapitel 4 vorverarbeitet. Das Störgeräusch entspricht dem originalen Oldenburger Rauschen (Wagner et al., 1999a). Dieses Signal ist nicht vorverarbeitet, da in einer realistischen Situation das Störgeräusch ebenfalls meistens nicht bandbegrenzt ist. Im Rahmen der Validierung des Telefon-Sprachtests in Kapitel 5 wird bewiesen, dass sich die Verwendung des Oldenburger Rauschens als nicht nachteilig erweist, obwohl die Verdeckungseigenschaften durch den spektralen Unterschied zwischen dem vorverarbeiteten Sprachmaterial und Rauschen verändert werden. Der Oldenburger Satztest hat den Nachteil eines hohen Lerneffektes, deshalb werden vor der Durchführung des Telefon-Sprachtests der original Oldenburger Satztest mit zwei Übungslisten und nach dem Telefon-Sprachtest mit einer Kontrollliste durchgeführt (Stabilitätskontrolle).

6.1.1.3 Verifikation der konstanten Positionierung des Telefonhörers

Die Positionierung des Telefonhörers erfolgt unter Darbietung eines gesprochenen fortlaufenden Textes über den Telefonhörer (vergleiche *Holmes & Chase*, 1985). Der Proband hat die Aufgabe, die Position zu finden, in der das Sprachsignal am deutlichsten ist und das Störgeräusch am meisten unterdrückt wird, was des öfteren zu einer recht unbequemen Haltung führt. Um die konstante Stellung des Telefonhörers sicherzustellen, wird während der Durchführung des Telefon-Sprachtests das Telefonsignal mit Hilfe des Equipments zur Positionierung des Telefonhörers (siehe Abschnitt 4.2.3) aufgezeichnet und off-line ausgewertet. Die Sätze, bei denen der Pegel des aufgezeichneten Referenz-„Beeps“ vor oder nach dem eigentlichen Satz (vergleiche Abbildung 4.2.3/4) zu niedrig ist, werden bei der Auswertung nicht berücksichtigt. Der Telefon-Sprachtest wird nur auf dem bevorzugten *Telefonohr* der Probanden durchgeführt, welches im Gegensatz zur Arbeit von

Janota & Janota (1991) vom Probanden selbst bestimmt wird, um Lerneffekte zu vermeiden. Es ist zu erwarten, dass sich der Proband beim Test auf dem kontralateralen Ohr an das Telefonsignal gewöhnt, so dass ein Lerneffekt nicht ausgeschlossen werden kann. Diese Hypothese unterstützt eine Arbeit von *Silman et al.* (1998), in der die Sprachverständlichkeit bei einer Vergleichsmessung beider Ohren auf dem *Telefonohr* um etwa 5% höher ist, als auf dem kontralateralen Ohr.

6.1.1.4 Messung der Sprachverständlichkeit

Zunächst wird die Sprachverständlichkeit in den Bedingungen: (a) ohne Hörgeräte und (b) mit eigenem Hörgerät mit akustischer Kopplung bestimmt. Die Darbietung des Sprachmaterials erfolgt dabei über den Telefonhörer, wobei der Darbietungspegel entsprechend den richtigen bzw. falschen Antworten des Probanden gesteuert wird (Holube, 1993). Das Störgeräusch wird über einen Freifeld Lautsprecher mit einem konstanten Pegel von 65 dB SPL (gilt für alle im folgenden dargestellten Messungen) eingespielt (vergleiche Messaufbau in Abbildung 4.2/4), dem durchschnittlichen Störgeräuschspegel beim Telefonieren (Seacord, 1940). Wie in Kapitel 5 ergibt sich der SRT aus dem Verhältnis zwischen Sprach- und Störschallpegel, wenn 50% des Satzes verstanden werden.

Im zweiten Teil werden die eigenen Hörgeräte durch das Danalogic ersetzt und diese gemäß FT2 angepasst. Die Bestimmung der Sprachverständlichkeit erfolgt in 2 Schritten:

1. Schritt: Zunächst wird in einer adaptiven Initialisierungsmessung der sogenannte „individuelle SRT“ bestimmt, der primär vom Pegel des Sprachsignals im Vergleich zum Störgeräusch abhängt, andererseits aber auch von der Positionierung des Telefonhörers, die von Proband zu Proband variiert. Auch hier wird das Sprachsignal übers Telefon mit adaptiven Pegel und das Störgeräusch über Freifeld mit konstantem Pegel (65 dB SPL) dargeboten.

Die Vorteile der Bestimmung eines individuellen Pegels zur Darbietung des Sprachmaterials für jeden Probanden beschreibt *Holmes* (1985) in ihrer Arbeit, in der sie einerseits den Pegel des Telefonsignals auf 86 dB SPL festlegt (Stoker, 1981) und andererseits den Pegel individuell auf einen MCL (Most Comfortable Level) einstellen lässt.

2. Schritt: Messung der Sprachverständlichkeit: Die Darbietung des Sprachsignals erfolgt über den Telefonhörer mit einem dem *individuellen SRT* entsprechendem konstanten

Pegel. Die Sprachverständlichkeit wird zwei Mal bestimmt: Das Danalogic wird für diese Messung wie folgt programmiert (Wordscore \cong Satzverständlichkeit):

- Wordscore1: Danalogic eingestellt gemäß Telefonprogramm 1 (DFS deaktiviert)
- Wordscore2: Danalogic eingestellt gemäß Telefonprogramm 2 (DFS aktiviert)

Die Differenz dieser beiden Satzverständlichkeiten ist ein Maß für den Nutzen, verursacht durch das DFS System.

Die Bestimmung des individuellen SRT ist notwendig, um Messungen im Sättigungsbereich zu vermeiden. Wird nämlich der Satzest z. B. bei einem zu hohen Pegel durchgeführt, ist die gemessene Differenz der beiden Satzverständlichkeiten wegen auftretender Sättigungseffekt gegebenenfalls zu gering, so dass die Ergebnisse wenig verlässlich sind. Im Gegensatz dazu kann

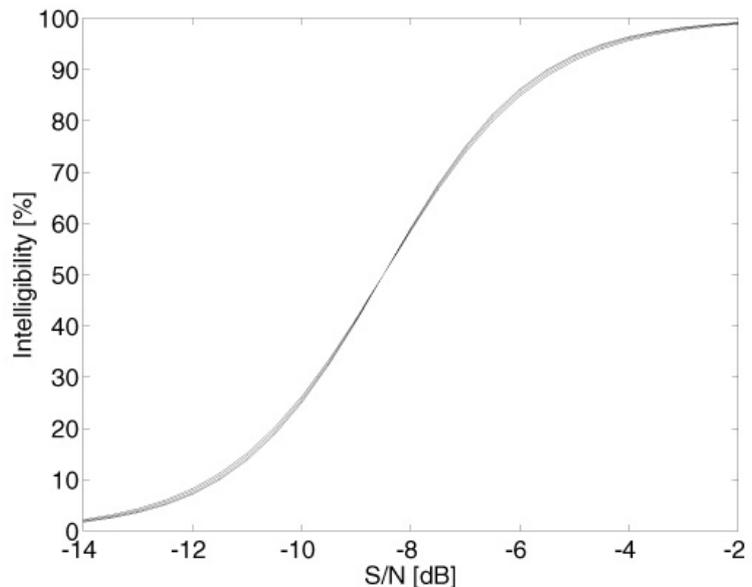


Abb. 6.1.1.4/1 Diskriminationsfunktion des Oldenburger Satztests, vorhergesagt aufgrund von Messergebnissen von 12 erfahrenen Probanden und 10 verschiedenen Testlisten. (Nach Wagener et al., 1999b)

die Verwendung eines Satztests mit einer sehr steilen Diskriminationsfunktion (Wagener et al., 1999b) ebenfalls zu irreführenden Ergebnissen führen. Der SRT für eine 50%-ige Satzverständlichkeit liegt nämlich genau im Wendepunkt der Diskriminationsfunktion (Abbildung 6.1.1.4/1), also der steilsten Stelle. Folglich führen schon geringe Veränderungen des SRT zu einer großen Veränderung der Satzverständlichkeit, so dass die Ergebnisse auch in diesem Fall fehlinterpretiert werden können. Aus diesem Grund wird zunächst der SRT für eine 30%-tige Satzverständlichkeit als Pegel für die Durchführung der Sprachverständlichkeitsmessung im 2. Schritt bestimmt, bedingt durch die geringere Steigung der Diskriminationsfunktion an dieser Stelle. Diese Prozedur stellt sich aber für die Testpersonen als äußerst frustrierend heraus, da nur sehr wenig verstanden wird, was zusätzlich die Konzentration deutlich herabsetzt, so dass letztendlich doch der SRT für eine 50%-tige Satzverständlichkeit bestimmt und verwendet wird. Im Zuge der Validierung des Telefon-Sprachtest mit Normalhörenden (vergleiche Kapitel 5) stellt sich

heraus, dass die Diskriminationsfunktion des Satztests in dieser speziellen Versuchsanordnung deutlich flacher ist, als bei der Originalversion des Oldenburger Satztests, so dass Veränderungen des SRT auch die der Satzverständlichkeit widerspiegeln.

6.1.2 Ergebnisse und Diskussion

Initialisierungsmessungen:

Das Ergebnis des Telefon-Sprachtests mit dem Vergleich unversorgt versus eigene Hörgeräte, korreliert mit den Ergebnissen der subjektiven Befragung der Probanden zum Verhalten bei der Telefonkommunikation. Abbildung 6.1.2/1 zeigt die Differenz des SRT, gemessen ohne Hörgeräte und mit eigenen Hörgeräten.

Der Mittelwert aller Teilnehmer bestätigt das Ergebnis der subjektiven Befragung. Die meisten Teilnehmer profitieren nicht von einer Verwendung der eigenen Hörgeräte beim Telefonieren und gebrauchen es deshalb nicht. Besonders gravierend ist der Fall für die Träger von HdO-Hörgeräten. Nur ein Proband dieser Gruppe hat einen messbaren Nutzen von seinen Hörgeräten und benutzt sie auch im täglichen Leben. Dieser Proband hat einen Hörverlust, der etwas über dem Mittelwert liegt, so dass für ihn eine Kommunikation am Telefon ohne Hörgerät unmöglich ist. Die Träger von IO-Hörgeräten profitieren im allgemeinen von ihrer Hörgeräteversorgung. Deshalb benutzen auch hier 3 von 5 Probanden dieser Gruppe ihre Hörgeräte während eines Telefonats. Ein möglicher Grund für die bessere Funktionalität der IO-Hörgeräte ist sicherlich die Möglichkeit, den Störlärm besser abschatten zu können, indem mit Hilfe der Pinna und des Telefonhörers ein quasi abgeschlossenes System gebildet wird, so dass die Übertragungscharakteristik des Telefonhörers für niedrige Frequenzen erhalten bleibt. Hinzu kommt, dass mehrere HdO-Hörgeräteträger gar nicht wissen, wo sie den Telefonhörer anlegen müssen. So setzen viele den Hörer direkt aufs Ohr

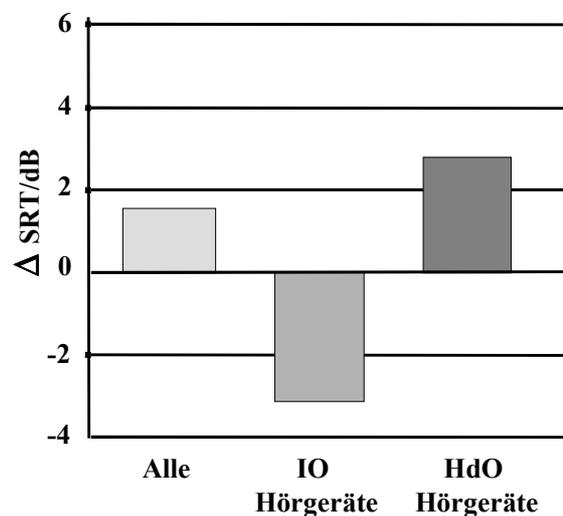


Abb. 6.1.2/1 Darstellung der mittleren Differenzen des SRT zwischen den beiden Bedingungen: eigenes Hörgerät und ohne Hörgerät. Positive Werte bedeuten: SRT ohne Hörgerät besser als mit dem eigenen Hörgerät. Weißer Balken: MW alle Teilnehmer. Hellgrauer Balken: MW Träger von IO Hörgeräten. Dunkelgrauer Balken: MW Träger von HdO Hörgeräten.

obwohl die beste akustische Ankopplung gegeben ist, wenn der Hörer an das Hörerätmikrofon, also an die obere Kante der Pinna angesetzt wird.

Lerneffekte des Oldenburger Satztests:

Wie bereits in 6.1.1.2 erwähnt werden zur Vermeidung von Lerneffekten entsprechende Übungslisten (ÜL1, ÜL2: Abbildung 6.1.2/2) durchgeführt. Für die Beobachtung des Lerneffektes wird in dieser Studie zusätzlich eine Kontrollliste (KL: Abbildung 6.1.2/2) am Ende einer Sitzung mit einem Probanden durchgeführt.

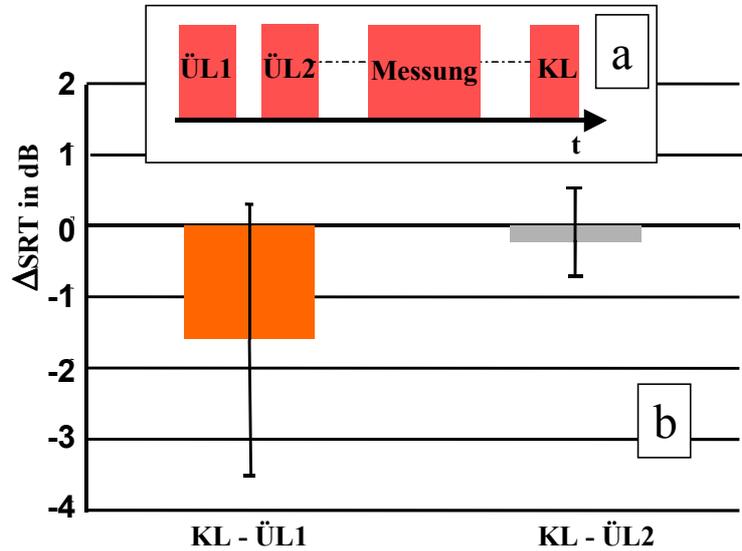


Abb. 6.1.2/2 a: Zeitlicher Ablauf einer Untersuchung
b: Differenz des SRT zwischen Übungsliste 1 und Kontrollliste (orange) und zwischen Übungsliste 2 und Kontrollliste (grau).

veranschaulicht den Gewöhnungseffekt und die Funktion der Kontrollliste sowie den zeitlichen Ablauf einer Untersuchung (Inset a). Aufgetragen ist die Differenz des SRT zwischen Ü1 und der Kontrollliste und zwischen Ü2

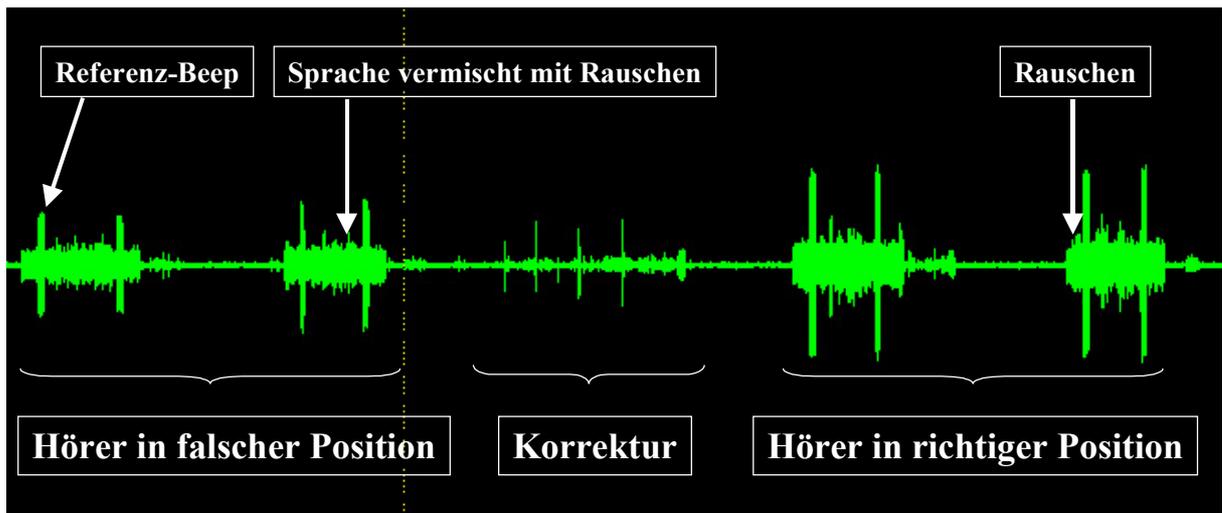


Abb. 6.1.2/3 Darstellung eines während einer Durchführung des Telefon Satztests aufgenommenen Mikrofonsignals (akustisch erfasst an der Mikrofonöffnung des Hörgerätes).

und der Kontrollliste. Während zwischen ÜL1 und KL ein Unterschied von etwa 1,5 dB besteht, ist die Differenz zwischen ÜL1 und KL nur noch etwa 0,2 dB. Das bedeutet, dass ein Gewöhnungseffekt beobachtet wird: Dieser findet im wesentlichen zwischen ÜL1 und ÜL2 statt, so dass davon ausgegangen werden kann, dass alle Änderungen des SRT innerhalb des Zeitraums „Messung“ von den unterschiedlichen Hörsystemen bestimmt werden und nicht von Lerneffekten.

Positionierung des Telefonhörers:

Ein anderer Aspekt dieser Untersuchung ist die Funktionalität des Equipments zur Überwachung der Telefonhörerposition. Wie bereits dargelegt, wird in diesem Ansatz erst nach der Messung entschieden, ob und wann der Telefonhörer die richtige Position hatte. Nur diejenigen Sätze werden für die Auswertung berücksichtigt, in denen sich der Telefonhörer an der korrekten Stelle befunden hat. Abbildung 6.1.2/3 zeigt ein Beispiel eines Mitschnitts. Es sind 4 komplette Sätze abgebildet mit: Sprache, Rauschen und den eingefügten Referenz-Beeps. Die Abbildung illustriert den Einfluss der Hörerposition auf den Pegel des Beeps und auf das Gesamtsignal deutlich. Während der ersten beiden Sätze ist der Hörer nicht richtig angelegt, so dass das Ausgangssignal wesentlich geringer ist. Nach einer Positionskorrektur ist der Pegel für die sich direkt anschließenden Sätze wesentlich höher.

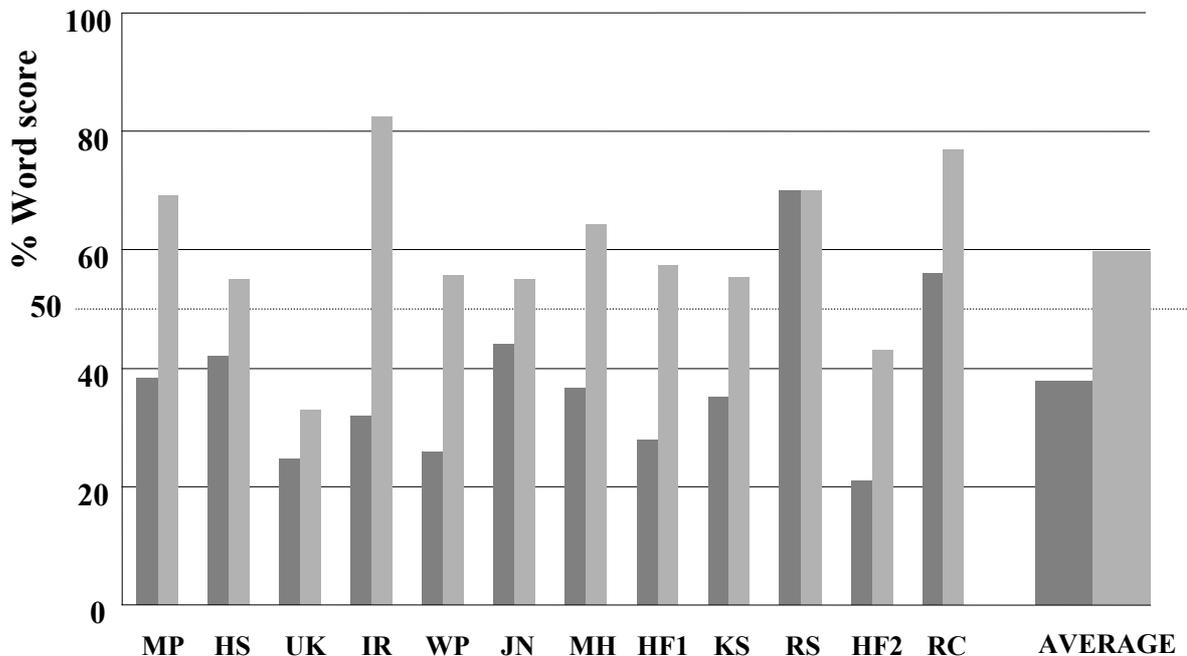


Abb. 6.1.2/4 Individuelle und gemittelte Sprachverständlichkeit für die beiden Konditionen: DFS deaktiviert (dunkelgraue Balken) und DFS aktiviert (hellgraue Balken). Die dicke durchgezogene Linie bei 50 % entspricht dem „individuellen SRT“, also der Sprachverständlichkeit bei breitbandiger Einstellung des Hörgerätes (FT2).

Die Festlegung der entsprechenden Grenze muss aufgrund des individuellen Pegels für das Telefonsignal für jeden Probanden neu berechnet werden. Dafür wird das gesamte Signal zunächst mit einem schmalbandigen Bandfilter so bearbeitet, dass nur die Frequenzkomponenten des Referenz-Beeps erhalten bleiben. Anschließend wird für jeden BEEP der RMS-Wert berechnet, davon der Mittelwert und die Standardabweichung gebildet. Vom Mittelwert wird die Standardabweichung subtrahiert, so dass sich eine untere Grenze ergibt. Jeder Satz, bei dem zumindest ein RMS-Wert der beiden Referenz-Beeps unterhalb dieser Grenze liegt, wird von der Analyse eliminiert, so dass in dieser Studie folglich 15% aller Sätze aussortiert werden müssen, die bei Mitberücksichtigung die Sprachverständlichkeit im Worst-Case um 15% hätten reduzieren können. Von daher scheint eine weitere Verwendung dieses Verfahrens sinnvoll.

Sprachverständlichkeitsmessung:

Abbildung 6.1.2/4 zeigt das Ergebnis der Analyse nach der Aussonderung der nicht gewerteten Sätze. Das Bild gibt die individuellen und gemittelten Sprachverständlichkeiten der Teilnehmer wieder. Die Satzverständlichkeit wird folglich um bis zu 50% unter Verwendung des DFS Systems angehoben. Lediglich bei zwei Probanden (RS und UK) kann durch die zusätzliche Verstärkung, geliefert durch das DFS System, die Satzverständlichkeit nur minimal (UK) bzw. gar nicht verbessert (RS) werden. Das lässt sich folgendermaßen begründen: durch den starken Haarwuchs im Gehörgang von UK ist die Position des Hörerschlauches (für die offene Versorgung) für die Zustände ohne bzw. mit DFS nicht genau definiert, da nicht garantiert werden kann, dass in beiden Messzuständen während der jeweiligen Initialisierung des DFS (vergleiche Abschnitt 3.2) gleiche Bedingungen vorliegen, die Initialisierung folglich nicht eindeutig funktioniert. Somit liegt die durch das DFS System gewonnene Verstärkung bei 5 – 7 dB, was nicht ausreicht, die Satzverständlichkeit entsprechend zu verbessern. RS hat zum einen Schwierigkeiten das *individuelle SRT* zu bestimmen. Diese Messung resultiert bei dieser Probandin in 3 Versuchen, in 3 verschiedenen Werten. Der Pegel der letztendlich für die Darbietung des Telefonsignals im 2. Schritt der Sprachverständlichkeitsmessung verwendet wird, ist offensichtlich viel zu hoch. Es ergibt sich eine Satzverständlichkeit von 70% für Telefonprogramm 1, d. h. wenn das DFS System deaktiviert ist (dunkelgrauer Balken). Da die Diskriminationsfunktion hier schon sehr flach verläuft (siehe Abschnitt 5.3), ist eine Vergrößerung der Satzverständlichkeit durch eine Zunahme der Verstärkung offensichtlich nur noch sehr schwer möglich. Andererseits könnte aber auch aufgrund des

vorliegenden Diskriminationsverlustes von RS (zusätzlich ermittelt mit Hilfe eines Sprachaudiogramms mit dem Freiburger Einsilbertest, *Niemeyer, 1967*), die maximale Satzverständlichkeit dieser Probandin bereits erreicht sein. Im Mittel ergibt sich, dargestellt durch die breiten Balken rechts, eine Verbesserung der Sprachverständlichkeit von 22%.

Zusätzlich beweisen die Daten, dass die Verwendung eines Telefonprogramms ebenfalls die Sprachverständlichkeit am Telefon verbessern kann. In Abbildung 6.1.2/4 wird eine Sprachverständlichkeit von 50% durch die waagerechte gestrichelte Linie symbolisiert, die sich bei der Bestimmung des *individuellen SRT* in der Initialisierungsmessung ergibt. (vergleiche Abschnitt 6.1.1.4) Die Initialisierungsmessung erfolgt in einer breitbandigen, feinangepassten Einstellung (FT2). Es lässt sich leicht ablesen, dass die Sprachverständlichkeit durch die Verwendung eines schmalbandigen Telefonprogramms im Mittel um ca. 10% verbessert wird, was jedoch nur zutrifft, wenn das DFS System zugeschaltet ist. Vergleicht man nämlich das Ergebnis für das bandbegrenzte Telefonprogramm 1, in dem das DFS System nicht aktiviert ist (dunkelgrauer Balken), mit dem der breitbandigen Anpassung (FT2), so erkennt man sogar eine Verschlechterung der Satzverständlichkeit um 12%. Hier kann durch den Einsatz des DFS Systems bei der breitbandigen Einstellung (FT2) mehr Verstärkung rückkopplungsfrei übertragen werden, die zu einer deutlichen Verbesserung des Sprachverstehens führt.

6.1.3 Schlussfolgerung

Die Daten zeigen eindeutig, dass durch die Zuschaltung des DFS Systems und der damit gewonnenen Verstärkung, die Sprachverständlichkeit am Telefon im Mittel um 22% verbessert werden kann, was die Zufriedenheit des Endverbrauchers mit dessen Hörgerät erheblich verbessert. In diesem Abschnitt werden jedoch nur Probanden mit einem leichten bis mittleren Hörverlust getestet, die somit auch ohne Hörgeräte weitgehend in der Lage sind, zu telefonieren (vergleiche Abbildung 6.1.2/1). Darum ist es interessant, den Einfluss des DFS Systems an Probanden zu untersuchen, die einen höheren Hörverlust – gerade im Frequenzbereich der Telefonübertragung – aufweisen, die Hörgeräte zum Telefonieren also wirklich benötigen und auch verwenden.

Eine andere Fragestellung, die sich ergibt, ist der Einfluss der Hörgerätebauart. In Abbildung 6.1.2/1 ist dargestellt, dass Probanden mit IO-Hörgeräten wesentlich besser am Telefon kommunizieren können, als Probanden mit HdO-Hörgeräten. Deshalb wäre es interessant, in eine Studie auch andere Hörgerätebauarten miteinzubeziehen.

In Tabelle 2.4.1/1 ist aufgeführt, dass die induktive Kopplung der akustischen Kopplung zum Teil überlegen ist, da bei dieser Kopplungsart kein Feedback auftreten kann und Störschall nicht verstärkt wird. Es ist folglich interessant zu analysieren, ob sich durch das DFS System und dem daraus resultierendem Sicherheitsbereich für das Auftreten von Feedback, die akustische Kopplung der induktiven Kopplung überlegen zeigt.

6.2 Das DFS System im Vergleich

Holmes & Chase (1985) vergleichen in ihrer Arbeit die Funktionalität der akustischen mit der induktiven Kopplung des Hörgerätes an ein Telefon mit Hilfe eines Satztests. Zum Zeitpunkt ihrer Untersuchung war jedoch das DFS System noch nicht kommerziell in einem Hörgerät verfügbar. In ihrer Schlussfolgerung erwähnen sie mehrere Ideen, wie an die Problematik in Ergänzung zu ihrem Ansatz vorgegangen werden könnte. Zum einen schlagen sie vor, den Satztest im Störschall durchzuführen, da sie die Einflüsse der unterschiedlichen Kopplungsarten nur für den Fall in ruhiger Umgebung beobachten. Daneben nehmen nur Probanden mit einem geringen Hörverlust an der Studie teil, so dass sie die Wiederholung mit einem größeren Hörverlust (>75 dB) vorschlagen. Ihre Messungen führen die Autoren mit den gleichen Einstellungen für induktive und akustische Kopplung durch. *Rodriquez et al.* (1993) weisen jedoch auf die erheblichen Unterschiede im Frequenzgang zwischen den beiden Kopplungsvarianten hin, wenn die Verstärkungsparameter jeweils gleich eingestellt sind (vergleiche auch *Murphy et al.*, 2000). Daher empfehlen *Holmes und Chase* (1985) für zukünftige Untersuchungen die Verwendung von unterschiedlichen Einstellungen für die verschiedenen Kopplungsarten, um so die geringere Ausgangsleistung bei der induktiven Kopplung auszugleichen.

Zusätzliche Motivation für die vorliegende Studie ist eine Arbeit von *Plyer et al.* (1998), die zum ersten Mal auch die Funktionalität von IO-Hörgeräten bei der Kommunikation am Telefon betrachtet. Leider werden in dieser Publikation keine HdO-Hörgeräte verwendet, so dass die Autoren lediglich in der Schlussfolgerung einen Vergleich zu dieser Hörgeräte-Bauart ziehen, in dem die negative Beeinflussung der Übertragungsfunktion des Telefonhörers durch die Ankopplung an ein HdO-Hörgerät diskutiert wird. Die Autoren empfehlen die Verwendung eines IO-Hörgerätes, da so Hörgerät, Pinna und Telefonhörer ein nahezu geschlossenes System bilden können, was aber zu einer erhöhten Rückkopplungsneigung führt.

Lowe (1979) hat sich bereits 1979 in seiner Dissertation mit dem Unterschied der Kopplungsarten beschäftigt, hatte aber damals weder die technischen Hilfsmittel zur Durchführung eines Satztests, noch die heutige Hörgerätetechnologie zur Verfügung.

Das Aufgreifen dieser Fragestellungen, zusammen mit der Einführung des DFS Systems in einem kommerziell erhältlichen Hörsystem zur Verbesserung der akustischen Ankopplung, lässt es sinnvoll und zweckmäßig erscheinen, die Leistungsfähigkeit des Danalogic bei der Telefonkommunikation mit anderen Hörsystemen und Ansätzen zur Ankopplung an ein Telefon zu vergleichen.

6.2.1 Material und Methoden

Die Messungen werden mit HdO- und IO-Hörgeräten durchgeführt, um neben den Einflussfaktoren von unterschiedlichen Kopplungen und Einstellungen der Hörgeräte auch den Einfluss der Hörgeräte-Bauart zu untersuchen. Die Auswahl der Geräte erfolgt dabei im Hinblick auf unterschiedliche Hörgerätetechnologien und -generationen:

6.2.1.1 Hörgeräte

Ein Repräsentant der älteren Hörgerätegeneration (Markteinführung 1993) ist das analoge Einkanal Hörgerät *153 Premier*, das lediglich über eine Tonblende verfügt und somit individuell auf die Bedürfnisse des Hörgeschädigten eingestellt werden kann. Ein analoges Gerät der neueren Generation (Markteinführung 1996) ist das *Danasound 163* (bzw. *Danasound Concertina matrix* als IO Version), das als 3-Kanal Gerät konzipiert ist und sich so noch individueller auf die audiologischen Probandendaten einstellen lässt. Außerdem besitzt dieses Gerät eine Dynamikkompression zum Ausgleich des Rekrutments. Als digitalen Repräsentanten der jüngsten Generation (Markteinführung Herbst 1998) wird das Danalogic 163D (bzw. Danalogic 501 als IO Version) ausgewählt, das bereits in Abschnitt 6.1.1 im Detail beschrieben wurde. Mit dessen 14 Kompressionskanälen lässt sich dieses Gerät sehr variabel auf die Bedürfnisse des Trägers anpassen und folglich auch auf die spezielle Telefonsituation. Zusätzlich ist das DFS System verfügbar. Als digitales IO-Hörgerät wird das Danalogic 501 verwendet, in welchem der gleiche Digitalchip und somit auch die gleiche Signalverarbeitung wie in der HdO Version implementiert ist, im Gegensatz dazu jedoch nur über ein Mikrofon und demnach über kein Richtcharakteristiksystem verfügt.

Sowohl die IO-Hörgeräte, als auch die Otoplastiken sind in dieser Untersuchung mit einer Bohrung versehen, um so gewährleisten zu können, dass bei ausreichender Verstärkung Feedback auftritt.

6.2.1.2 Testpersonen

An der Studie nehmen 11 Probanden (6 weiblich/5 männlich) freiwillig teil, wobei sie ihre Spesen ersetzt bekommen. Die mittleren und individuellen Audiogramme der „Telefonohren“ sind in Abbildung 6.2.1/1 dargestellt. Bei der Auswahl der Probanden wird einerseits darauf geachtet, dass auf dem *Telefonohr* (siehe Abschnitt 6.1) der Hörverlust ausreichend groß ist (>50 dB HL), dass eine Verwendung des Hörgerätes am Telefon folglich unabdingbar ist. Andererseits wird darauf Wert gelegt, dass der Hörverlust im empfohlenen Anpassbereich des Herstellers liegt. Zugrunde gelegt wird dabei der Anpassbereich des Danasound Concertina Matrix, dessen obere Grenze im Vergleich zu den anderen Hörgeräte-Repräsentanten am niedrigsten liegt. Abbildung 6.2.1.2/1 zeigt, dass fast alle Probanden diese Voraussetzung erfüllen, mit der Ausnahme, dass einige wenige Probanden einen für die IO-Hörgeräte zu hohen Hörverlust im unteren Frequenzbereich aufweisen. Diese Teilnehmer, deren Ergebnisse keine Auffälligkeiten aufweisen, werden bei der Datenanalyse mitberücksichtigt, da zwei Probanden (Proband 01 und 05) die Untersuchungsreihe vorzeitig abbrechen.

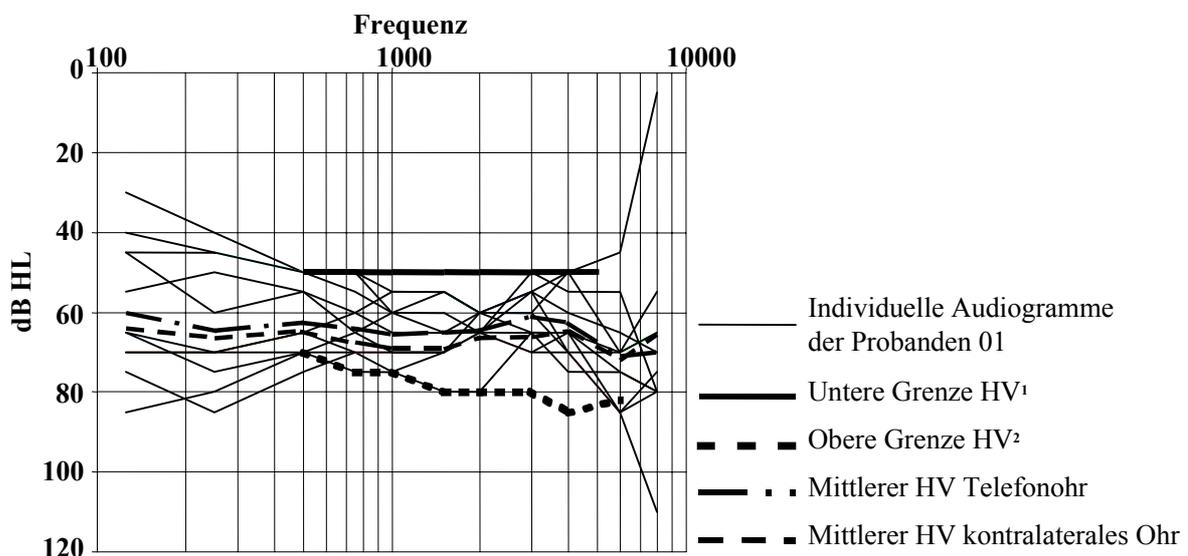


Abb. 6.2.1.2/1 Individuelle und mittlere Audiogramme 11 Probanden. Die individuellen Daten entsprechen denen für das gewählte Telefonohr.

¹: festgelegt durch den mindestens erforderlichen Hörverlustes von 50 dB HL im Telefonband (500 Hz– 4 kHz)

²: festgelegt durch die obere Grenze des empfohlenen Anpassbereich des Danasound Concertina Matrix

Die anderen im Rahmen der Anamnese erhobenen Daten sind in Tabelle 6.2.1.2/1 zusammengestellt. Der Altersmedian der Teilnehmer liegt bei 63 Jahren (24-70 Jahre). 10 von 11 Testpersonen (ein Proband ist nur monaural versorgt, besitzt aber einen symmetrischen Hörverlust) sind bilateral mit HdO- oder IO-Hörgeräten versorgt. Da die Dauer der allgemeinen Hörgeräteversorgung mehr als 6 Jahre beträgt, handelt es sich um erfahrene Hörgeräteträger, zumal die meisten die Hörgeräte mehr als 8 Stunden am Tag tragen. Es bestätigt sich die Annahme aus der Schlussfolgerung in Abschnitt 6.1.3, dass mit der Auswahl von höheren Hörverlusten, die Gruppe der Hörgeräteträger, die ihre Geräte beim Telefonieren verwenden, wesentlich zunimmt: Hier verwenden 9 von 11 die

Nr.	Alter	Geschlecht	HV seit Jahren	Beruf	Im Beruf Lärm ausgesetzt	HG seit Jahren	Versorgung
01	68	w	k.A.	Schneider	nein	40	bilateral
02	64	m	k.A.	Arzt	nein	k.A.	bilateral
03	70	w	25	k.A.	nein	25	bilateral
04	63	m	37	Krankenpfleger	ja	37	bilateral
05	24	w	18	Studentin	nein	13	bilateral
06	54	w	50	arbeitslos	nein	k.A.	monaural
07	24	m	18	Maurer	ja	19	bilateral
08	60	w	30	Krankenschwester	nein	11	bilateral
09	48	w	k.A.	Hauswirtschaftlerin	nein	6	bilateral
10	68	m	60	Schmied	ja	33	bilateral
11	63	m	15	Zimmermann	ja	15	bilateral

Nr.	HG-Bauart	HG-Technik	Tragezeit HG täglich	Telefon Ohr	Benutzt HG zum Telefonieren	Wenn nicht HG, dann
01	HdO	nicht-linear	> 8 Std	links	ja	
02	IO	nicht-linear	> 8 Std	links	ja	
03	IO	nicht-linear	4- 8 Std	rechts	ja	Telefon-Verstärker
04	HdO	nicht-linear	> 8 Std	rechts	ja	
05	HdO	nicht-linear	> 8 Std	rechts	ja	
06	HdO	linear	gelegentlich	links	nein	bisher unversorgt
07	HdO	nicht-linear	> 8 Std	links	ja/Telespule	
08	HdO	nicht-linear	> 8 Std	links	nein	bisher unversorgt
09	IO	nicht-linear	> 8 Std	links	ja	Telefon-Verstärker
10	Hörbrille	linear	> 8 Std	rechts	ja	
11	IO	nicht-linear	> 8 Std	links	ja	

Tab. 6.2.1.2/1 Individuelle Anamnese-Daten der teilnehmenden Probanden.

Hörgeräte zum Telefonieren. Es fällt auf, dass der überwiegende Teil das linke Ohr als *Telefonohr* angibt, obwohl aus audiologischen Überlegungen kein Ohr favorisiert werden kann, da die Hörverluste allgemein symmetrisch sind (vergleiche Abbildung 6.1.2/1:

mittlerer HV für das Telefonohr und das kontralaterale Ohr). Möglicherweise ist dieses Ergebnis darauf zurückzuführen, dass der Anteil an Rechtshändern in der Bevölkerung wesentlich höher ist. So wird beim Telefonieren die rechte Hand zum Schreiben freigelassen.

6.2.1.3 Einstellung der Hörgeräte

Das DFS System ist entwickelt worden, um dem Hörgeräteträger mehr Verstärkung rückkopplungsfrei zur Verfügung stellen zu können. Folglich bildet die maximal ohne störende Rückkopplung mögliche Verstärkung das Hauptkriterium bei der Einstellung der verschiedenen oben erwähnten Hörgeräte zur Durchführung der verschiedenen subjektiven und objektiven Messungen (vergleiche Abschnitt 6.2.1.4). Eine Zusammenstellung der grundsätzlichen Einstellungen der Hörgeräte ist in Tabelle 6.2.1.3/1 aufgelistet. Die Hörgeräte werden jeweils grundsätzlich (abgesehen von den Einstellungen Telefonprogramm 1 und Telefonprogramm 2 der Danalogic-Geräte) gemäß den Herstellerempfehlungen eingestellt. In der Anpassoftware Danafit 4.02 wird für die Danasound Geräte (sowohl IO- als auch HdO-Hörgeräte) ein Telefonprogramm für die akustische Kopplung vorgeschlagen, die insgesamt die Verstärkung bei den tiefen Frequenzen etwas anhebt und dafür das obere Frequenzband etwas absenkt. Aufgrund der bereits erwähnten Belüftungsbohrung und eventuellen Undichtigkeiten der Otoplastik bzw. der IO-Hörgeräte selber, tritt in den meisten Fällen

Hörgerät	HG-Bauart	Akustische Kopplung ("M"-Stellung)		Induktive Kopplung ("T"-Stellung)
		Programm 1	Programm 2	Telespulenprogramm
153 Premier	HdO	NAL (mod.)]*		NAL
Danasound 163	HdO	S2000R (MIK) (mod.)]*	Telefonprogramm (TP) (mod.)]*	S2000R
Danalogic 163D	HdO	TP1	TP2	LOGIC
Danasound Concertina Matrix	IO	S2000R (MIK) (mod.)]*	Telefonprogramm (mod.)]*	S2000R
Danalogic 501	IO	TP1	TP2	LOGIC

Tab. 6.2.1.3/1 Hörgeräte, deren Einstellungen und zugeordnete Programme

]*: Die Einstellungen weichen zum Teil von den empfohlenen Hersteller- bzw. von den durch NAL vorgeschlagenen Einstellungen ab, wenn aufgrund von auftretendem Feedback die Verstärkung reduziert werden muss.

Feedback auf, wenn die Verstärkung der Geräte entsprechend den Herstellervorgaben eingestellt und anschließend ein Telefonhörer in die Nähe des versorgten Ohres geführt wird. Deshalb wird die vom Hersteller empfohlene Verstärkung reduziert, in Tabelle

6.2.1.3/1 gekennzeichnet durch die Bezeichnung *mod.*. Eine Reduzierung der vom Hersteller empfohlenen Verstärkung ist bei der Einstellung der Telefonspulenprogramme selbstverständlich nicht notwendig, weil Feedback nicht auftreten kann. Der Vorschlag für die Telefonspulenprogramme durch Danafit 4.02 entspricht denen für eine Standardanpassung, berechnet sich folglich aus den Audiogrammdaten (Hörschwelle und Unbehaglichkeitsschwelle) der Testpersonen. Da für die Einstellungen der akustischen Kopplung die Verstärkung zum Teil reduziert werden muss, ist in einigen Fällen die Ausgangsleistung der Hörgeräte für die induktive Kopplung höher (vergleiche Abschnitt 6.2.2.2.5).

Folglich ergeben sich insgesamt 14 verschiedene Bedingungen. Eine Kodierung der verschiedenen Bedingungen und Einstellungen zeigt Tabelle 6.2.1.3/2, die im folgenden verwendet werden sollen. Die Einstellungen der Telefonprogramme des Danalogic erfolgt gemäß der Prozedur, die bereits in Abschnitt 6.1.1.1 detailliert erläutert wurde, für beide Hörgeräte-Bauarten unabhängig voneinander. Die Messungen erfolgen, wie schon in Abschnitt 6.1, aus den erwähnten Gründen nur auf dem Telefonohr. In dieser Studie wird das kontralaterale Ohr, aufgrund der Bitte mehrere Testpersonen, das Gerät am kontralateralen Ohr abzuschalten, verschlossen. Die Probanden klagen, dass durch den eingekoppelten Störschall das Hören des Telefonsignals anstrengend sei, was auf die Dauer sehr ermüdend ist und folglich die Konzentration abnimmt. Ferner erklären einige Testpersonen, dass sie ähnlich im Alltagsleben reagieren und das kontralaterale Gerät beim

Hörgerät	HG-Bauart	Kopplung	Einstellung	Kodierung	Nr.	
153 Premier	HdO	Induktiv	NAL	Premier-TELE	1	
		Akustisch	NAL (mod.)	Premier-MIK	2	
Danasound 163		Induktiv	S2000R	Danasound-HdO-TELE	3	
		Akustisch	Telefonprogramm (mod.)	Danasound-HdO-TP	4	
			S2000R (mod)	Danasound-HdO-MIK	5	
Danalogic 163D		Induktiv	LOGIC	Danalogic-HdO-TELE	6	
		Akustisch	LOGIC (mod.)	Danalogic-HdO-LOGIC	Ref	
			Telefonprogramm 1(DFS deaktiv)	Danalogic-HdO-TP1	7	
			Telefonprogramm 2 (DFS aktiv)	Danalogic-HdO-TP2	8	
Danasound Concertina Matrix		IO	Induktiv	S2000R	Danasound-IO-TELE	9
			Akustisch	Telefonprogramm (mod.)	Danasound-IO-TP	10
				S2000R (mod)	Danasound-IO-MIK	11
Danalogic 501			Induktiv	LOGIC	Danalogic-IO-TELE	12
			Akustisch	Telefonprogramm 1(DFS deaktiv)	Danalogic-IO-TP1	13
	Telefonprogramm 2 (DFS aktiv)			Danalogic-IO-TP2	14	

Tab. 6.2.1.3/2 Kodierung der einzelnen Hörgeräte deren Bauarten und Einstellungen.

Telefonieren im Störlärm ausschalten. Eine Studie von *Janota & Janota* (1991) zeigt, dass der Einfluss des kontralateralen Ohres bei der Durchführung eines Sprachtests über das Telefon (vergleiche Abschnitt 4.1) unerheblich ist, so dass die Ergebnisse dieser Studie mit denen der unter Abschnitt 6.1 dargestellten Studie verglichen werden können, in der das kontralaterale Ohr mit einem Hörgerät versorgt ist.

6.2.1.4 Messungen der Sprachverständlichkeit

In dieser Studie wird die Sprachverständlichkeit am Telefon mit den unterschiedlichen Hörsystemen gemäß der bereits in Abschnitt 6.1.1.4 dargestellten Methode mit Hilfe des Telefon-Sprachtests objektiv ermittelt. Auch hier erfolgt die Messung in zwei Schritten: zunächst die Bestimmung des *individuellen SRT* in einer adaptiven Prozedur, dann die der Satzverständlichkeiten in verschiedenen Einstellungen der Hörgeräte (Tabelle 6.2.1.3/2). Die Messung des individuellen SRT erfolgt in der von der Software, basierend auf den Audiogramdaten, berechneten Einstellung „LOGIC“ mit dem Hörgerät Danalogic 163D (Datalogic-HdO-LOGIC), die dann *modifiziert* werden muss, wenn Feedback auftritt.

Die Überwachung der korrekten und konstanten Position des Telefonhörers zum Hörgerät erfolgt mit der bereits in Abschnitt 6.1.1.3 beschriebenen Prozedur. In dieser Studie erhält die Testperson im Gegensatz dazu jedoch eine zusätzliche Hilfestellung: Nach der Darbietung von jeweils 5 Sätzen innerhalb einer Liste wird der Referenz-„Beep“ für 10 Sekunden dargeboten, um so die Positionierung des Hörers zu kontrollieren und gegebenenfalls zu korrigieren.

6.2.1.5 Subjektive Messungen

Neben dem „objektiven“ Telefon-Sprachtest werden auch subjektive Messverfahren eingesetzt, um auch persönliche Beurteilungen der Testpersonen in einen Vergleich der unterschiedlichen Hörsysteme und deren Einstellungen mit einschließen zu können. Diese sollen im folgenden kurz skizziert werden.

Fragebogen zur Erfassung des subjektiven Hörvermögens

Abgeleitet vom Danalogic Fragebogen (vergleiche Anhang C) wird im Rahmen dieser Studie ein Fragebogen für das eigene Hörgerät (siehe Anhang D) erstellt, der neben den allgemeinen Fragen zur Funktionalität des Hörgerätes in verschiedenen Situationen, auch einige Fragen zur Telefonsituation stellt. Dieser Fragebogen wird den Probanden während der ersten Sitzung ausgehändigt mit der Bitte, die Fragen bzgl. der Erfahrungen mit dem

eigenen Hörgerät zu beantworten, indem die verschiedenen Situationen auf einer Skala von „0“ (sehr schlecht) bis „10“ (sehr gut) bewertet werden. Eine Befragung bzgl. der Hörgerätesystems, die in dieser Studie evaluiert werden, findet nicht statt, da sie lediglich in der Laborsituation getragen werden. Folglich werden die Testpersonen nur zu ihren subjektiven Eindrücken während der Telefonsituation befragt, wobei ein gezielteres Vorgehen für diese Fragestellung sinnvoll erscheint:

Subjektive Beurteilung

Zu diesem Zweck werden „forced choice“ Paarvergleiche (Neumann et al., 1987; Sullivan et al., 1988) durchgeführt, in denen die Testperson entscheiden muss, welche von jeweils zwei Einstellungen zur Konversation am Telefon die bessere ist. Neben der höheren Empfindlichkeit gegenüber Sprachverständlichkeitsmessungen, verfügt die Methode des Paarvergleichs über den Vorteil, dass keine Sättigungseffekte (ceiling effects) auftreten können. Testpersonen können im allgemeinen sehr gut unterscheiden, welche von zwei unterschiedlichen Darbietungen einfacher zu verstehen ist, auch wenn die Unterschiede zwischen den Darbietungen nicht besonders groß sind (Byrne, 1990), so dass eine absolute obere (und auch untere) Grenze nicht existiert.

Die Paarvergleiche laufen wie folgt ab: Das Material des Telefon-Sprachtests wird ersetzt durch das Sprachmaterial eines Hörbuchs: (*Nero Corleone* gesprochen von *Elke Heidenreich* 1996). Dieses Sprachmaterial wird vorverarbeitet, um die zwei Komponenten der Telefonübertragungsstrecke - Empfängermikrofon und Telefonnetz – (vergleiche Abschnitt 4.2) zu simulieren. Das Material hat eine Dauer von etwa 45 Minuten, ist infolgedessen ausreichend für die Durchführung aller anstehenden Paarvergleiche, ohne dass ein Textteil doppelt angeboten werden muss und Lerneffekt somit ausgeschlossen werden können. Die Darbietung des Textmaterials erfolgt über den Telefonhörer, die des Störschalls über den Freifeld Lautsprecher (vergleiche Abbildung 4.2/4). Das Signal-Rausch-Verhältnis zwischen diesen beiden Signalquellen wird zuvor subjektiv für jeden Probanden individuell bestimmt. Der Proband hat zu diesem Zweck die Aufgabe, den Pegel des Telefonsignals bei gleichbleibendem Störpegel von 65 dB SPL so zu verändern, bis dieser das Gefühl hat, zwar nicht jedes Wort für sich zu verstehen, aber der Geschichte gedanklich folgen zu können. Während dieser Justierung trägt die Testperson ein Danalogic 163D, programmiert bzgl. der Anpassregel LOGIC (s.o).

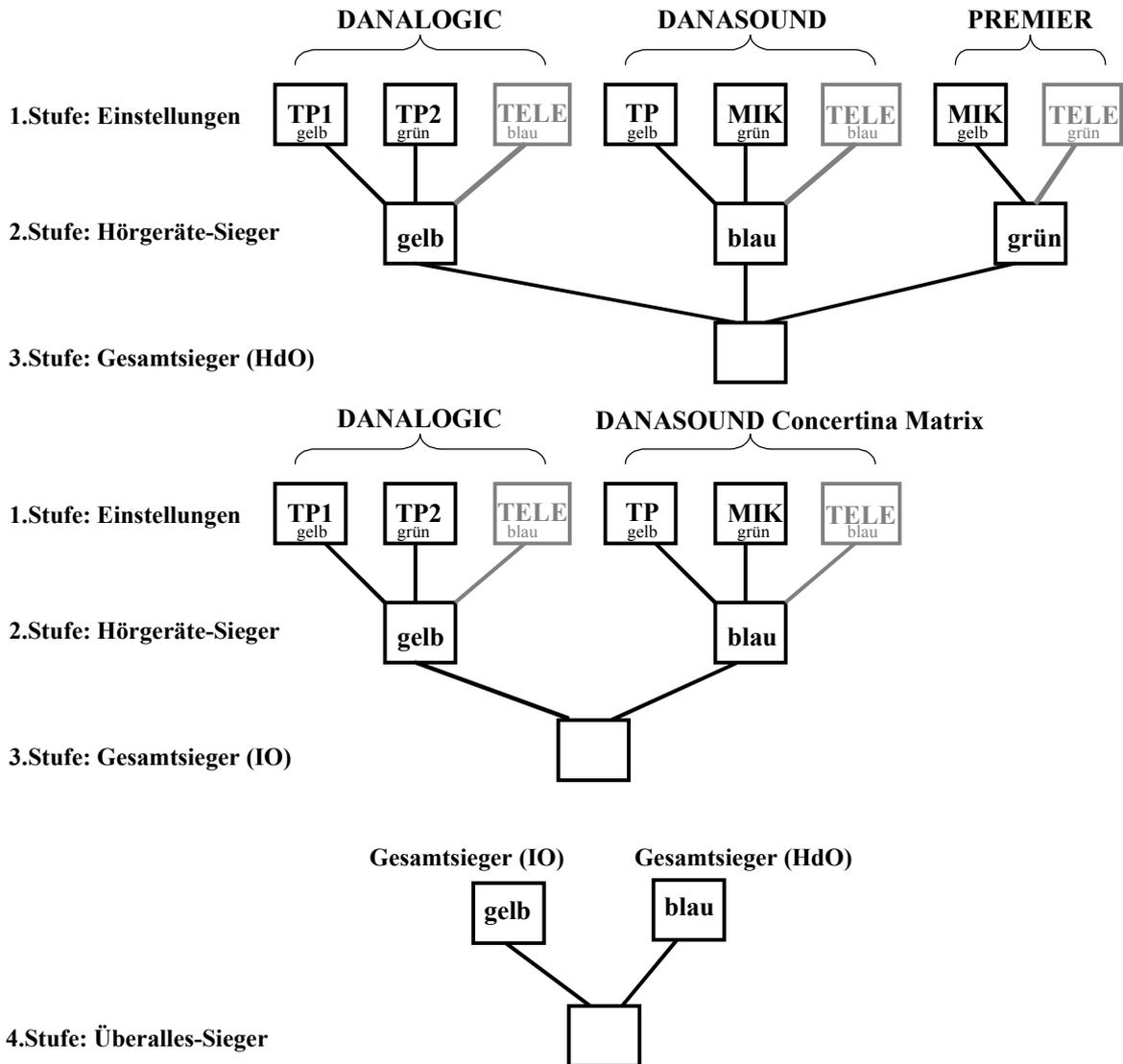


Abb. 6.2.1.5/1 Turnier-Schema des subjektiven Paarvergleichs der 14 Einstellungen.

Nun wird der Paarvergleich zwischen den 14 unterschiedlichen Einstellungen und Hörgeräten durchgeführt, wobei das in Abbildung 6.2.1.5/1 dargestellte Turnier-Schema zugrunde liegt. Um zu vermeiden, dass die Testpersonen durch eine Numerierung der einzelnen Programme in irgendeiner Weise beeinflusst werden, werden diese nicht durch Ziffern, sondern durch Farben (blau, grün, gelb) kodiert. Während der Darbietung des Telefonsignals wird vom Tester eine farbige Karte hochgehalten, die der derzeitigen Einstellung des jeweiligen Hörgerätes zugeordnet ist. So entscheidet sich der Proband für eine der drei (oder weniger) Farben, die der Einstellung zugeordnet ist und die am besten gefällt.

In der ersten Testreihe wird der Proband nicht darauf hingewiesen, welchen Parameter (z. B. Lautstärke, Verständlichkeit, Klangqualität) er bei seiner Entscheidung zugrunde legen

soll. Nach Durchführung dieser Testreihe werden die Probanden befragt, welcher Parameter subjektiv am meisten zur Beurteilung der Einstellungen beigetragen hat. Es stellt sich heraus, dass in allen Fällen der Parameter *Verständlichkeit* das wichtigste Merkmal war. Deshalb werden die Testpersonen während der Durchführung des “Turniers“ dazu angehalten, die Geräte bzgl. der Verständlichkeit des Texts zu unterscheiden.

Turnier: Es wird zunächst die beste Einstellung für jedes Hörgerät bestimmt (1. Stufe), wobei bis zu drei verschiedene programmiert werden. Anschließend (2. Stufe) werden diese Hörgeräte-Sieger miteinander verglichen, so dass sich für jede Hörgeräte-Bauart zunächst ein Gesamtsieger ergibt (3. Stufe). Anschließend wird der Gesamtsieger der HdO Hörgeräte mit dem der IO Hörgeräte verglichen, so dass sich ein Überalles-Sieger herausstellt (4. Stufe). Diese Prozedur wird insgesamt zwei Mal durchlaufen, wobei beim zweiten Durchgang die Telespuleneinstellungen (in Abbildung 6.21.4/1 grau gekennzeichnet) weggelassen werden, um den Überalles-Sieger für die akustische Kopplung zu ermitteln. Dieser Fall entspricht der Situation, wenn ein Telefonhörer verwendet würde, dessen Magnetfeld nicht ausreicht, um die Telespule entsprechend zu treiben.

6.2.1.6 Messung der Hörgeräteeinstellungen

Für eine Beurteilung einer bestimmten Sprachverständlichkeit ist es für eine anschließende Analyse wichtig, wie das Hörgerät bei der entsprechenden Messung eingestellt war, das heißt, welcher Schalldruck und Frequenzgang am Trommelfell vorliegen. Zu diesem Zweck wird gewöhnlich die In situ Messung eingesetzt. Bei dieser Methode wird mit Hilfe eines flexiblen Silikonschlauches, der neben die Otoplastik (oder dem Gerät selber, für den Fall des IO-Hörgeräts) mit in den Gehörgang eingeführt wird, der Schalldruck in der Nähe des Trommelfells gemessen. In der Literatur existieren zwei Arbeiten, die mit Hilfe dieser Messmethode die Einstellung der Hörgeräte protokollieren. *Rodriguez et al.* (1993) führen in ihrer Arbeit einen Paarvergleich zwischen verschiedenen Extremeinstellungen durch, um die für eine Telefonkommunikation bevorzugte Hörgeräteprogrammierung zu analysieren. Nach dem Paarvergleich wird die vom Probanden ausgewählte Einstellung durch eine In situ Messung protokolliert. Dazu wird der Hörer an die gleiche Stelle wie beim Paarvergleich angesetzt und über den Telefonhörer breitbandiges Rauschen angeboten. Dieses Telefonsignal wird vom Hörgerät akustisch eingekoppelt und der entsprechende Schalldruck am Trommelfell gemessen.

Plyer et al. (1998) führen ebenfalls zur Protokollierung der Hörgeräteeinstellung eine In situ Messung durch, wobei in dieser Arbeit das breitbandige Rauschen nicht über den Hörer, sondern über das Freifeld angeboten wird, so dass auch Abschattungseffekte durch Kopf und/oder Hörer und das Side-Tone Feedback System in der Messung mit berücksichtigt werden.

Wie bereits in Abschnitt 6.2.1.3 erwähnt, ist das wesentliche Kriterium bei der Einstellung der Hörgeräte die Verstärkungsgrenze, bei der Feedback auftritt. Da folglich alle Geräte relativ nah an der Feedback Grenze eingestellt sind, ist es nicht möglich, einen zusätzlichen Schlauch in den Gehörgang einzuführen und die Messung am Trommelfell durchzuführen. Dieses würde unweigerlich Feedback hervorrufen. Ein weiterer Ansatz, den In situ Schlauch mit in die Otoplastik einzulassen, kann nicht realisiert werden, da einige Gehörgänge so schmal sind, dass der Querschnitt lediglich für den Hörschlauch und die Ausgleichsbohrung ausreicht. Da nicht sinnvoll ist, die Geräte auf unterschiedliche Weise zu messen und die Ergebnisse anschließend miteinander zu vergleichen, werden alle Messungen in einer Messbox durchgeführt. In einer Messbox herrschen quasi reflexionsfreie Bedingungen, die es erlauben ein Hörgerät unter definierten Bedingungen, insbesondere Normbedingungen, zu messen. Diese Messmethode ist jedoch aufgrund der verwendeten Näherungen nicht ganz realistisch: In Anbetracht der oben erwähnten Probleme stellt diese Methode jedoch die günstigste Alternative dar.

Die Messung der Einstellungen für die *akustische* Kopplung (alle HdO- und alle IO-Hörgeräte) erfolgt somit in der Aurical-Messbox gemäß der IEC Norm (1983). Der Eingangsschalldruck des breitbandigen Test-Rauschens beträgt 65 dB, entsprechend dem Pegel des Störschalls und Telefonsignals am Ohr des Probanden während der Sprachverständlichkeitsmessung.

Die Messungen für die *induktive* Kopplung soll ebenfalls so realistisch wie möglich erfolgen. Eine Messung der Feldstärke am Telefonhörer, bei Abstrahlung eines Schallpegels von 65 dB, gemäß der Messung für die akustische Ankopplung, ist zu aufwendig, weil für diese Art der Messung ein Tesla-Meter notwendig ist. Aus der Literatur lässt sich lediglich ein durchschnittlicher Feldstärkewert von 300 mA/m bei einem Telefonsignal mit einem Schalldruck von etwa 65 dB (genau 62,1 dB) abschätzen (Deutsche Bundespost, 1979). Da es sich lediglich um einen durchschnittlichen Wert, bei einem abweichenden Schalldruck, handelt und ferner die Feldstärke weit über die vom Aurical bereitgestellte Feldstärke hinausgeht, werden die Hörgeräte direkt am Telefonhörer

fixiert und der Ausgangsschalldruck, hervorgerufen durch die induktive Einkopplung des Telefonsignals, am 2ccm-Kuppler gemessen. Das Telefonsignal entspricht dabei dem gefilterten (vergleiche Abschnitt 4.2.1) Oldenburger Rauschen (Wagener et al., 1999a) mit einem Pegel von 65 dB. Die Abbildungen 6.2.1.6 und 6.2.1.7 verdeutlichen den Messaufbau. Der auf den Hörer zu Befestigung und gleichzeitig zur Gewährleistung des richtigen Abstands aufgebrachte Laborkitt beeinflusst das magnetische Feld nicht. Gemäß der IEC Norm (1995) wird für die Messung das Hörgerät in die Position gedreht, in der der maximale Ausgangsschalldruck, durch eine optimale Orientierung des Hörgerätes zum Magnetfeld des Telefonhörers, am Kuppler gemessen werden kann.

Die Kupplermessungen für die induktive und die akustische Kopplung erfolgen, wie bereits erwähnt, mit unterschiedlichen Signalen. Während in der Messung für die akustische Ankopplung ein breitbandiges Rauschen,

bereitgestellt durch das Aurical, dargeboten wird, wird für die induktive Kopplung ein relativ schmalbandiges Rauschen verwendet. Die Auswahl der unterschiedlichen Signale soll dazu beitragen, dass die Kupplermessung so realistisch durchgeführt wird wie möglich. Während nämlich bei der Messung mit akustischer Ankopplung ein breitbandiges Eingangssignal am Hörgerätemikrofon anliegt (bandbegrenztetes Telefonsignal und breitbandiges Störschallsignal), ist das Eingangssignal während der Sprachverständlichkeitsmessung für die Telespule bandbegrenzt (bandbegrenztetes



Abb.6.2.1.6 Messaufbau zur Messung der Verstärkung am 2ccm Kuppler für die Einstellungen mit Telespule (Danalogic-HdO-TELE, Danasound-HdO-TELE, Premier-HdO-TELE)



Abb.6.2.1.7 Messaufbau zur Messung der Verstärkung am 2ccm Kuppler für die Einstellungen mit Telespule (Danalogic-IO-TELE, Danasound-IO-TELE)

Telefonsignal und bandbegrenztes Störschallsignal eingekoppelt über das Side-Tone Feedback System, das relativ schmalbandig (1 – 2,7 kHz) ist).

6.2.2 Ergebnisse und Diskussion

Im folgenden Abschnitt sollen die Ergebnisse der Messungen zum Status “unversorgt“ und mit den eigenen Hörgeräten der Probanden, und der Evaluationsmessungen mit den Testhörsystemen getrennt aufgelistet und diskutiert werden.

6.2.2.1 Messungen ohne und mit eigenen Hörgeräten

6.2.2.1.1 Unversorgte Pegellautheitsfunktionen

Zur Messung der Pegellautheitsfunktion wird die so genannte (Kategorial)-Lautheitsskalierung verwendet. Hier werden der Versuchsperson im allgemeinen Rauschbursts dargeboten, deren vom Probanden empfundene Lautheit auf einer vorgegebenen Kategorialskala skaliert wird. Im vorliegenden Fall werden sowohl Schmalband- als auch Breitband-Rauschen und ein Verfahren mit 11 Kategorien verwendet. Der interessierte Leser findet eine detaillierte Beschreibung in *Kießling (1997)*.

Abbildung 6.2.2.1.1/1 skizziert die mittleren unversorgten Pegellautheitsfunktionen der Teilnehmer (Telefonohr) für Schmalbandrauschen mit den Mittenfrequenzen 500 Hz (rot), 1,5 kHz (blau), 4 kHz (gelb) und für Breitbandrauschen (schwarz). Eine steilere Lautheitsfunktion im Vergleich zur normalhörenden Normgruppe (graues Feld), also Rekrutment oder Kompressionsverlust des Innenohres, lässt sich für die Fälle mit Breitbandrauschen und Schmalbandrauschen mit einer Mittenfrequenz von 4 kHz nachweisen. Ferner sind alle Pegellautheitsfunktionen nach rechts relativ zum Normbereich verschoben, was den Empfindlichkeitsverlust des Innenohres widerspiegelt. Die mittleren Schwellwerte, also die Pegelwerte, die von den Patienten als unhörbar angegeben werden korrelieren mit den mittleren Hörverlusten. Die geringen Abweichungen resultieren aus der Verwendung von unterschiedlichen Signalen bei beiden Verfahren, da Schmalbandrauschen (Lautheitsskalierung) bei gleichem RMS-Pegel eine größere Energie besitzt, als ein gepulster Sinuston (Audiogramm).

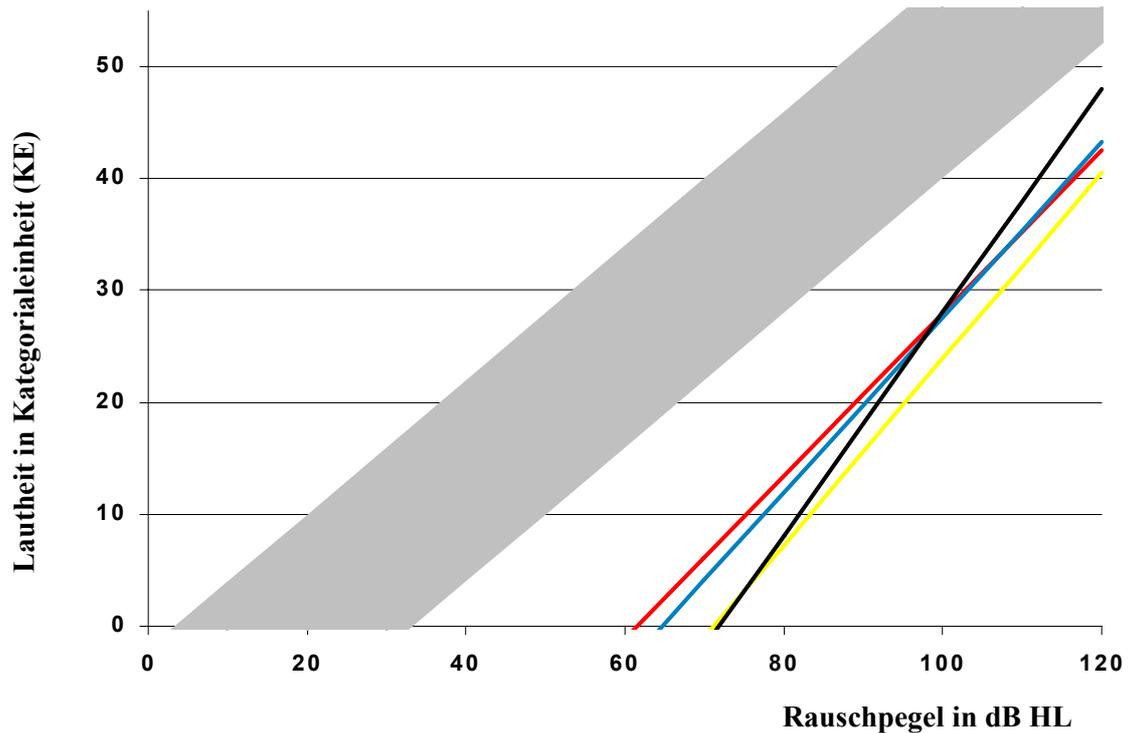


Abb. 6.2.2.1.1/1 Unversorgte mittlere Pegellautheitsfunktionen gemessen am Telefonohr mit Schmalband- und Breitbandrauschen (schwarze Linie). Die Mittenfrequenzen der Schmalbandrauschen betragen: 500 Hz (rote Linie), 1,5 kHz (blaue Linie), 4 kHz (gelbe Linie). Die graue Fläche entspricht dem Normbereich für Normalhörende.

Des weiteren verdeutlicht die Abbildung, dass infolge der technischen Begrenzung des Equipments (Oldenburger Forschungsaudiometer) auf 120 dB HL, es teilweise nicht möglich war, ein Lautheitsurteil zu erhalten, das oberhalb von „laut“ liegt (entspricht einer Katergorial Einheit (KE) von 35). Demzufolge liegen die mittleren maximalen Lautheitsurteile für die Anregung mit schmalbandigen Signalen bei nur 42 KE!. Hier wäre von Vorteil gewesen, ein adaptives Verfahren einzusetzen, wie z.B. das OLDENBURG-ACALOS Verfahren (Brand & Hohmann, 2000), das die Darbietungspegel bzgl. der Lautheitsurteile des Probanden auswählt, und so die Restdynamik besser abschätzt.

6.2.2.1.2 Unversorgte und versorgte (eigenes Hörgerät) Sprachverständlichkeit im Freifeld bzw. mit Kopfhörer

In dieser Studie wird der „originale“ Oldenburger Satztest (Wagener et al., 1999a; Wagener et al., 1999b; Wagener et al., 1999c) unversorgt (Darbietung diotisch über Kopfhörer, Sennheiser HDA 200) und versorgt mit dem eigenen Hörgerät (Darbietung über Freifeld Lautsprecher) durchgeführt und die Ergebnisse (SRT) miteinander verglichen. Bei den Ergebnissen handelt es sich dabei um intraindividuelle Mittelwerte, da die Messungen für jede Versuchsperson mehrfach durchgeführt werden. Die Hörgeräte werden dabei von

den Testpersonen in die für diese Situation gewöhnlichen Einstellung gebracht. Der Unterschied ist ein Maß für den Versorgungserfolg durch das eigene Hörgerät der Teilnehmer und ist in Abbildung 6.2.2.1.2/1 dargestellt. (Proband 02 ist hier nicht mehr erwähnt, weil er aus der Wertung genommen werden muss. Es handelt sich um einen ausländischen Staatsbürger, der Schwierigkeiten mit der deutschen Sprache hat und somit die Berücksichtigung seiner Ergebnisse zur Einführung eines systematischen Fehlers führen würde).

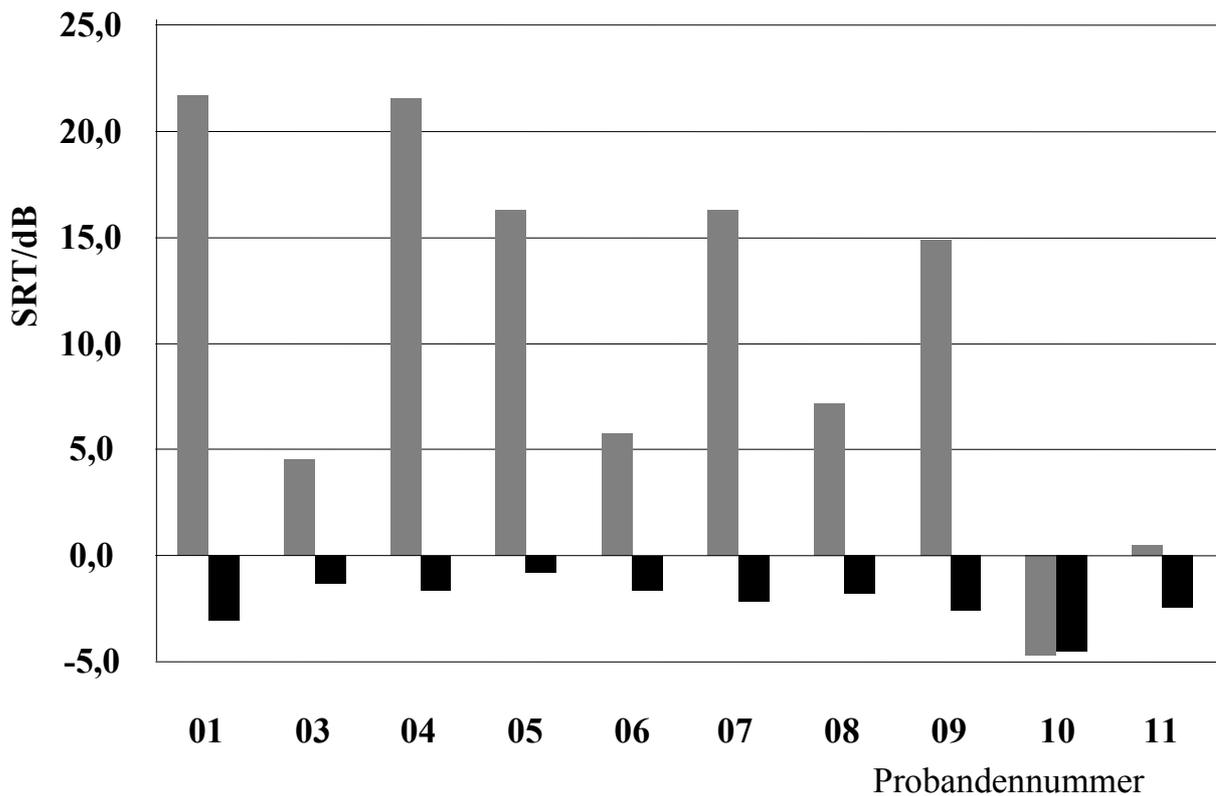


Abb. 6.2.2.1.2/1 Intraindividuelle Mittelwerte (gemittelt über mehrere Listen) des SRT gemessen mit dem Oldenburger Satztest .

Graue Balken repräsentieren den Fall ohne Hörgerät (gemessen mit Kopfhörer).

Schwarze Balken, repräsentieren den Fall mit eigenem Hörgerät (gemessen im Freifeld).

Die Ergebnisse beweisen, dass durch die Verwendung des eigenen Hörgerätes die Sprachverständlichkeit im Störschall signifikant (Wilcoxon Vorzeichen Rangtest) verbessert werden kann. Einzige Ausnahme ist Proband Nr. 10, der Kandidat, der mit einer Hörbrille versorgt ist (vergleiche Tabelle 6.2.1.2/1). Da der Proband einen sehr unsymmetrischen Hörverlust aufweist, handelt es sich in seinem Fall im Prinzip um zwei „unversorgte Messungen“, angesichts der Tatsache, dass der Proband in beiden Situationen, also unversorgt und mit den eigenen Hörgeräten, in erster Linie mit dem

deutlich besseren linken Ohr hört. Der Darbietungspegel des Sprachsignals entspricht für diesen Patienten auf dem linken Ohr einem SL von mehr als 32 dB, so dass durch eine Pegelerhöhung bzw. Verstärkung durch dessen Hörgeräte die Sprachverständlichkeit nicht mehr verbessert werden kann (Tillman & Carhart, 1966).

Die zum Teil sehr hohen SRT der anderen Probanden beruhen auf dem Umstand, dass deren Hörverlust im Mittel größer als 60 dB (Pegel des Störschalls: *Wagener et al.*, 1999a) ist (vergleiche Abbildung 6.2.1.2/1) und deshalb die Sprachverständlichkeitsmessung eigentlich in Ruhe „stattfindet“, da die Testpersonen den Störschall nicht wahrnehmen.

6.2.2.1.3 Unversorgte und versorgte (eigenes Hörgerät) Sprachverständlichkeit am Telefon

Im Abschnitt 6.2.1.2 wurde bereits festgestellt, dass die in dieser Studie teilnehmenden Hörbehinderten einen so großen Hörverlust aufweisen, dass eine Verwendung des Hörgerätes zur Kommunikation am Telefon unerlässlich ist, so dass 9 von 11 Teilnehmern beim Telefonieren von ihrem Hörgerät Gebrauch machen (Tabelle 6.2.1.2/1). Das Resultat

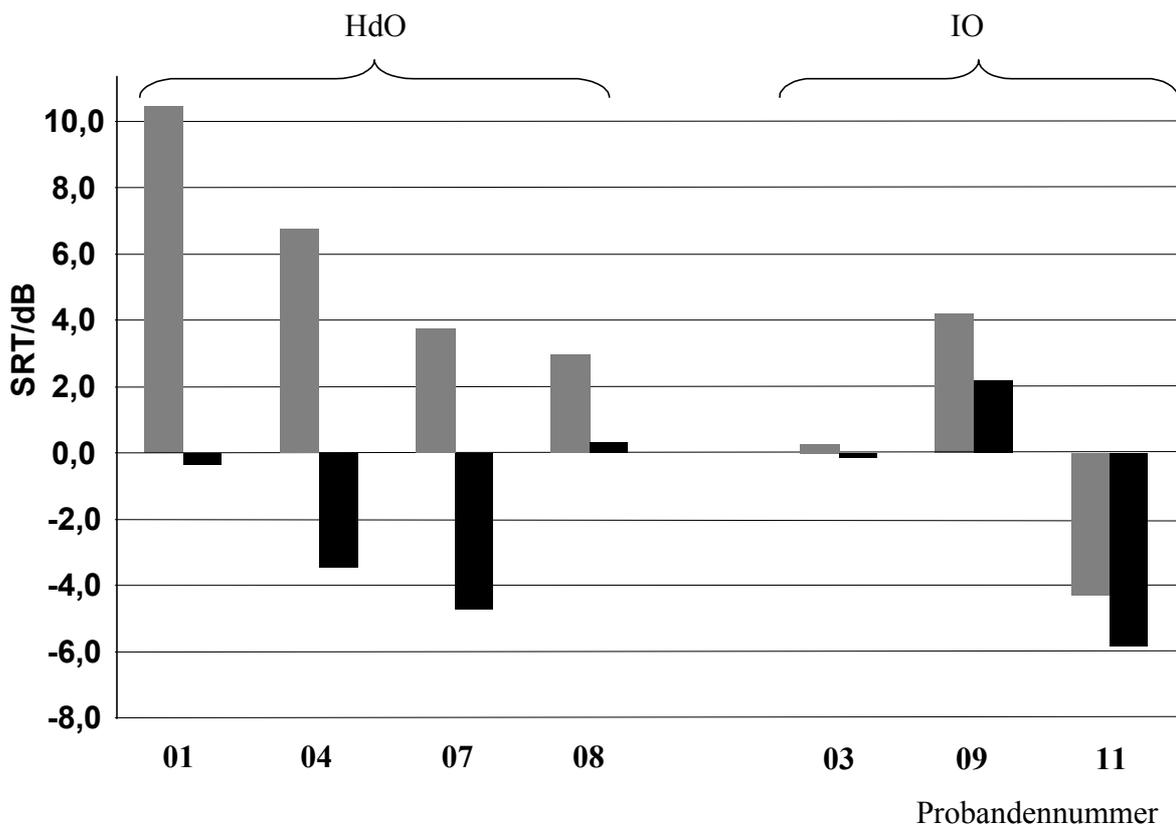


Abb. 6.2.2.1.3/1 Intraindividuelle Mittelwerte des SRT gemessen mit dem Telefon-Sprachtest (gemittelt über die Messungen mit mehreren Listen).

Graue Balken repräsentieren den Fall ohne Hörgerät.

Schwarze Balken, repräsentierenden Fall mit eigenem Hörgerät.

der Messungen der Sprachverständlichkeit am Telefon (vergleiche Abschnitt 4.2.1) mit dem eigenen Hörsystem objektiviert dieses Ergebnis und ist in Abbildung 6.2.2.1.3/1 illustriert. Es zeigt die intraindividuellen Mittelwerte des SRT (gemittelt über die Messungen mit mehreren Listen), der zum einen unversorgt (graue Balken) und zum anderen mit dem eigenen Hörgerät (schwarze Balken) bestimmt wird. Die Testpersonen stellen die Verstärkung ihrer Hörgeräte in die für die Telefonsituation übliche Einstellung und/oder wählen das entsprechende Programm/die entsprechende Kopplungsart. Es lässt sich ganz deutlich ablesen, wie im Gegensatz zur Studie mit geringen bis mittleren Hörverlusten (vergleiche Abbildung 6.1.2/1), in diesem Fall alle Testpersonen von ihrem Hörgerät profitieren, wobei besonders hervorzuheben ist, dass der SRT durch HdO-Hörgeräte wesentlich mehr verbessert wird, als durch IO-Hörgeräte. Dieses Ergebnis lässt sich damit begründen, dass bei einer Patientenklientel mit einem größeren Hörverlust, die Verstärkung der Hörgeräte höher eingestellt ist, so dass die Abschattung des Störschalls, durch die Bildung eines geschlossenen Systems mit Pinna, Hörgerät und Telefonhörer (vergleiche Abschnitt 6.1.2) hier nicht mehr so wirksam ist, weil durch auftretendes Feedback der Hörer nicht mehr so nah an das IO-Hörgerät angelegt werden kann.

6.2.2.1.4 Fragebogen zum eigenen Hörgerät

Wie bereits in Abschnitt 6.2.1.5 erwähnt, ist der Fragebogen zum eigenen Hörgerät in Anhang B abgedruckt. Damit die ermittelten Daten übersichtlicher dargestellt werden können, werden die einzelnen Items wie folgt in Subskalen zusammengefasst:

- *Sprachverstehen in ruhiger Umgebung*: Unterhaltung mit einer einzelnen Person, Kino/Theater, Fernsehen.
- *Sprachverstehen in geräuschvoller Umgebung*: Unterhaltung in einer kleinen Gruppe, Unterhaltung in einer großen Gruppe, Auto, Party.
- *Telefon*
- *Komfort*: Richtungshören, Geschirrkloppern, plötzlicher Lärm, Straßenlärm, Windgeräusche, Rückkopplung.
- *Klang*: gesamter Klangeindruck, eigene Stimme.
- *Handhabung*: Batteriewechsel, Gerät einsetzen/herausnehmen, Programmwahl
- *Gesamtbeurteilung*

Die Ergebnisse (siehe Abbildung 6.2.2.1.4/1) sind so dargestellt, dass zunächst ein intraindividuellem Mittelwert über die jeweilige Subskala und anschließend der interindividuelle Mittelwert aller Teilnehmer gebildet wird.

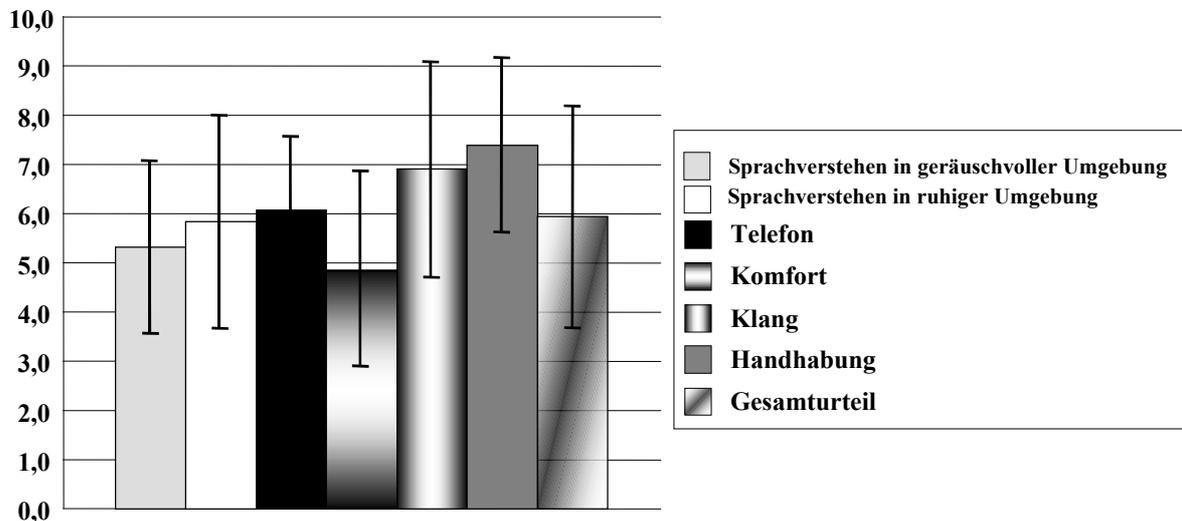


Abb. 6.2.2.1.4/1 Gruppierte Ergebnisse des Fragebogens für das eigene Hörgerät in Noten auf einer Skala von 0 (Min) bis 10 (Max). Die Ergebnisse wurden zunächst innerhalb der Subskalen intraindividuell und anschließend interindividuell gemittelt

Am besten werden die Geräte in der Handhabung beurteilt, was ein Zeichen dafür ist, dass die Industrie inzwischen Geräte mit einem einfachen Handling produziert, die es auch älteren Menschen ermöglicht, ihre Geräte selbst einzusetzen und die Batterie zu wechseln. Einen der letzten Plätze belegt wie gewöhnlich (vergleiche Kapitel 2) die Situation "Sprachverstehen in geräuschvoller Umgebung". Interessant aber auch das Ergebnis für die

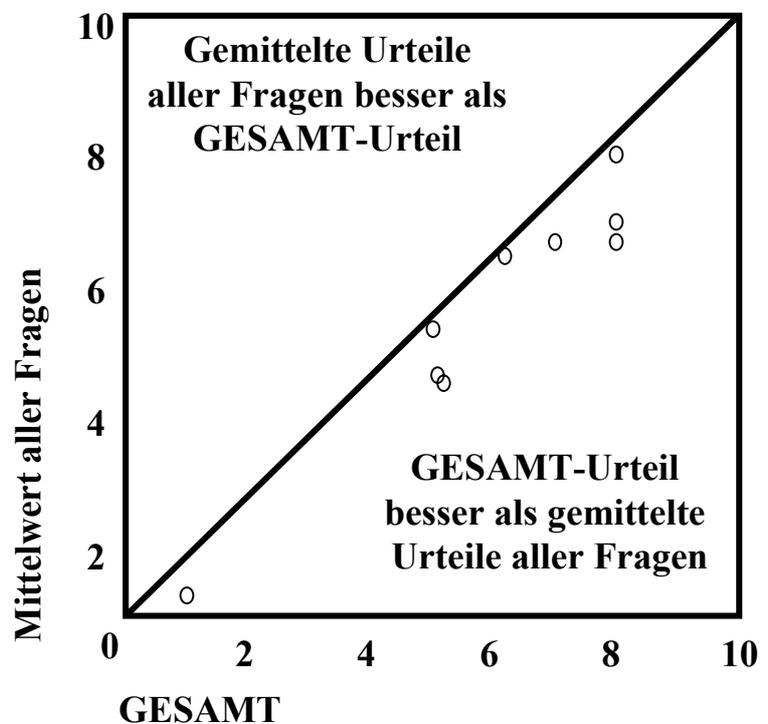


Abb. 6.2.2.1.4/2 Gegenüberstellung der Antworten auf Frage 16 zum Gesamturteil und des Mittelwertes der Beurteilung aller Fragen des Fragebogens für das eigene Hörgerät. Auch hier erfolgt die Beurteilung in Qualitätskategorien auf einer Skalen von 0 bis 10.

Telefonsituation. Das gute Ergebnis (im Vergleich zur Studie in 6.1) der oben diskutierten objektiven Sprachverständlichkeitsmessung für das eigene Hörgerät findet sich hier wieder, so dass die Telefonsituation im Gegensatz zu den in Kapitel 2 vorgestellten Umfragen sogar besser (6,1 auf einer Skala von 0 (Minimum) bis 10 (Maximum)) beurteilt wird, als die Situation der Unterhaltung in ruhigen Umgebungen (5,8). Leider lässt jedoch der geringe Stichprobenumfang (nur 8 von 10 beantworteten diese Frage) keine weitere Analyse zu. Frage 2.9 zur Beurteilung der Situation beim Telefonieren mit Handy ist nur in n=3 Fällen beantwortet, so dass von einer Interpretation abgesehen wird.

Die letzte Frage (Frage 16, siehe Anhang D) des Fragebogens betrifft die Gesamtbeurteilung, die im Mittel die Note 5,9 erhält. Häufig wird eine solche Fragestellung, die später zur Analyse als wesentliche Messgröße herangezogen wird, *mehrfach* in veränderter Form innerhalb eines Fragebogens gestellt, damit die Platzierung (vorne, hinten, in der Mitte des Fragebogens) keinen Einfluss auf die Beantwortung der Frage hat. Zusätzlich erhält man durch die Mehrfachbeantwortung dieser Frage über eine Mittelwertbildung verlässliche Ergebnisse. In dieser Studie werden keine zusätzlichen Fragen eingestreut, um den Fragebogen nicht zu umfangreich zu gestalten. Um jedoch auch in dieser Arbeit ein verlässliches Ergebnis für die Frage nach der Gesamtbeurteilung der Hörgeräteversorgung zu erhalten, werden zur Analyse die Urteile aller Fragen intraindividuell gemittelt. In Abbildung 6.2.2.1.4/2 wird in einem Scattergramm das Gesamturteil, abgefragt in Frage 16, und der intraindividuelle Mittelwert aller Fragen ins Verhältnis gesetzt. Es ist offensichtlich, dass sich alle Datenwerte in der Nähe der Diagonalen anordnen, was einer hohen Korrelation entspricht. Eine ergänzende Korrelationsanalyse nach Pearson ergibt eine signifikante ($p < 0,01$: 2-seitig) Korrelation von 0,967. Dieses Ergebnis unterstützt die Annahme von Abschnitt 6.2.1.2, dass es sich bei den Probanden um erfahrene Hörgeräteträger handelt, da dieses Resultat auf eine bewusste und sichere Einschätzung der eigenen Hörgeräteversorgung schließen lässt.

6.2.2.2 Evaluationsmessungen

6.2.2.2.1 Gewöhnungseffekt

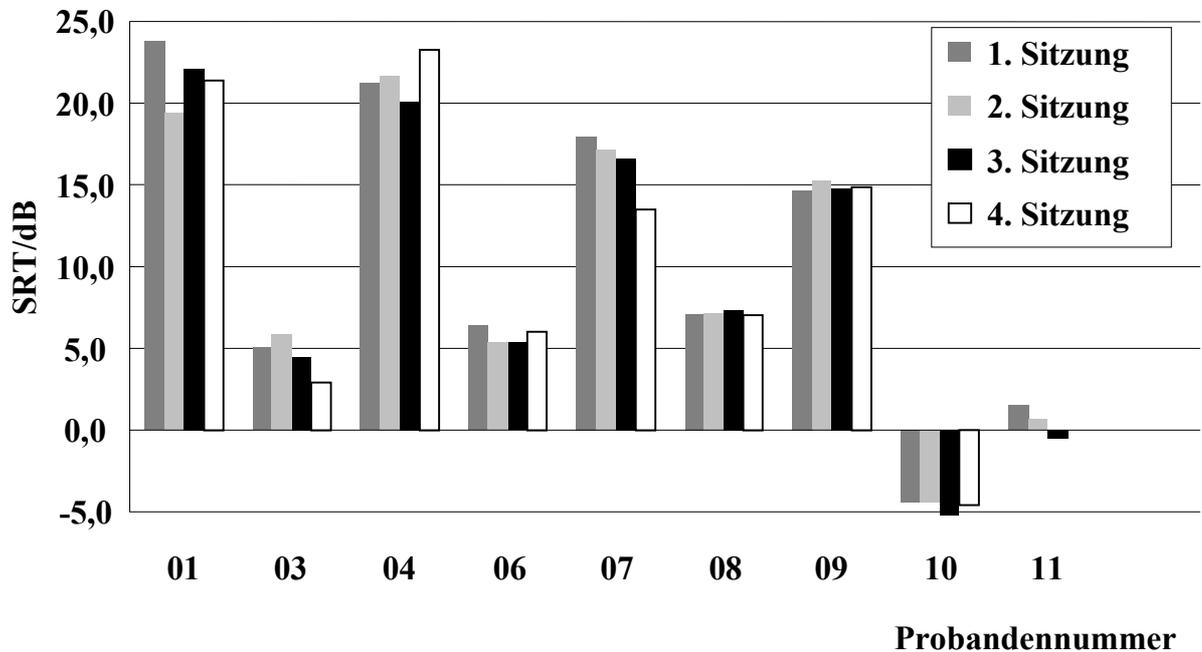


Abb. 6.2.2.2.1/1 Intraindividuelle Mittelwerte des SRT (gemittelt über die Messungen mit mehreren Listen), bestimmt mit dem Oldenburger Satztest. Diese Messungen werden zu Übungszwecken zu Beginn der 4 Sitzungen durchgeführt, um Gewöhnungseffekte ausschließen zu können.

Aufgrund der knappen Zeit und dem engen Terminplan innerhalb einer Sitzung mit einem Probanden ist es nicht möglich, die in Abschnitt 6.1.2 diskutierte Kontrollliste zum Abschluss jeder Sitzung zu absolvieren, um den Lerneffekt zu überwachen. Im Rahmen dieser Studie erscheint eine solche Analyse jedoch auch obsolet, da bereits in 6.1 gezeigt wurde, dass der Einfluss des Gewöhnungseffektes des Oldenburger Satztests ausgeschlossen werden kann, wenn man ihn zunächst mit mehreren Übungslisten durchführt. Folglich wird in dieser Arbeit zu Beginn der Sitzungen der Oldenburger Satztest mit zwei Übungslisten mit jeweils 30 Sätzen durchgeführt, so dass neben der Beobachtung des Lerneffektes zusätzlich die individuelle „Form“ der Testpersonen kontrolliert werden kann. Abbildung 6.2.2.2.1/1 zeigt die intraindividuellen Mittelwerte des SRT (gemittelt über die Messungen mit mehreren Listen), gemessen mit dem Oldenburger Satztest (Wagner et al., 1999a) zu Beginn der 4 Sitzungen. Bei einigen Probanden ist die Varianz des SRT in den vier Sitzungen sehr gering (Probanden: 06, 08, 09, 10 und 11), bei anderen Probanden relativ hoch. Diese Varianz lässt sich wahrscheinlich durch die „Tagesform“ der Probanden begründen.

Der Oldenburger Satztest liefert dann verlässliche Daten, wenn der Mittelwert der intraindividuellen Standardabweichungen kleiner, gleich 1,0 dB ist, was bei diesbezüglichen Analyse hier bestätigt werden kann (Mittelwert beträgt 1,0 dB). Demnach kann bei der Erprobung der verschiedenen Hörsysteme von verlässlichen Daten ausgegangen werden.

6.2.2.2.2 Individueller SRT

Die Verbesserung der Sprachverständlichkeit am Telefon durch das eigene Hörgerät im Vergleich zum unversorgten Fall für die in dieser Studie teilnehmende Patientenklientel ist bereits in Abschnitt 6.2.2.1.3 diskutiert worden. Zur Beurteilung der Versorgung durch das Danalogic 163D im Verhältnis zum eigenen Hörgerät der Probanden, wird der *individuelle*

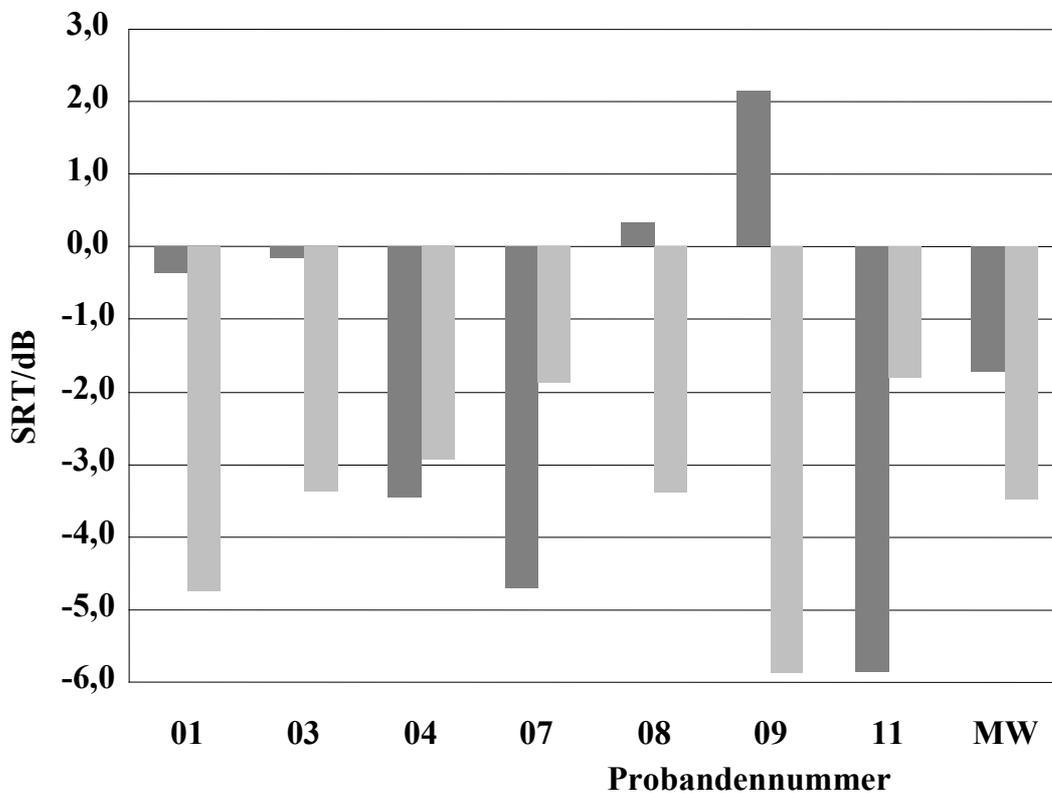


Abb. 6.2.2.2.2/1 Intraindividuelle Mittelwerte des SRT gemessen mit dem Telefon-Sprachtest (gemittelt über die Messungen mit mehreren Listen).

Dunkelgraue Balken repräsentieren den Fall mit dem eigenen Hörgerät.

Hellgraue Balken, repräsentierenden Fall mit dem Danalogic (*individueller SRT*).

SRT (hellgraue Balken) mit dem SRT des eigenen Hörgeräts (dunkelgraue Balken) am Telefon verglichen (siehe Abbildung 6.2.2.2.2/1). In den meisten Fällen ist die Sprachverständlichkeit am Telefon mit dem Danalogic besser, so dass sich auch ein deutlicher Unterschied beim Mittelwert ergibt. In zwei Fällen ist jedoch das eigene

Hörgerät überlegen, Proband 11 trägt normalerweise IO-Hörgeräte und kann sich offensichtlich nur schwer an das Telefonieren mit einem HdO-Hörgerät gewöhnen. Proband 07 benutzt zum Telefonieren die Telefonspule und steht grundsätzlich der akustischen Kopplung sehr skeptisch gegenüber. Hier wird also nicht nur das Hörgerät selber, sondern auch die Kopplungsart verglichen. Allgemein profitieren die Teilnehmer jedoch von der Verwendung des Danalogic am Telefon. Der *individuelle SRT* wird im Laufe der Untersuchungen (in den meisten Fällen) zwei Mal bestimmt, so dass eine Beobachtung der Varianz dieser Messgröße von Interesse ist. In Abbildung 6.2.2.2/2 ist der *individuelle SRT* über die Zeit für alle Teilnehmer aufgetragen, wobei die ersten drei Balken die Ergebnisse der 2. Sitzung und die zweiten drei Balken die der 3. Sitzung repräsentieren (wo vorhanden). Es lässt sich, besonders für die Probanden 07, 09, 10 und 11, eine hohe VVarianz beobachten. Hier handelt es sich um zwei IO-Hörgeräteträger, den Hörbrillenträger und den HdO-Hörgeräteträger, der mit Hilfe der induktiven Kopplung telefoniert. Diese haben offensichtlich Schwierigkeiten, sich an die andere Hörgeräte-Bauart und/oder die andere Ankopplung an das Telefon zu gewöhnen. Besonders auffallend ist dabei Proband 09, bei dem in der 2. Sitzung noch sehr unterschiedliche *individuelle SRT* Werte gemessen werden, diese sich aber in der 3. Sitzung stabilisieren. Daraus kann geschlossen werden, dass er sich zweifellos an das neue Hörsystem gewöhnt hat.

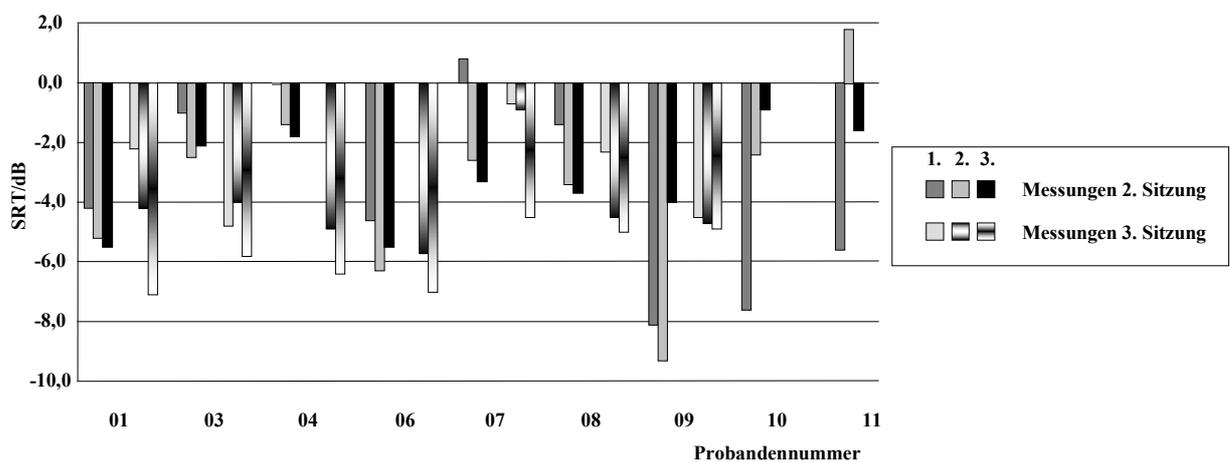


Abb. 6.2.2.2/2 Individuelles SRT der Testpersonen dargestellt über die Zeit. Die beiden Balkengruppen von je drei Balken jeder Testperson repräsentieren jeweils die Ergebnisse einer Sitzung. Folglich ergeben sich pro Proband 6 Messungen.

Die hohe Varianz muss auch auf zwei andere wesentliche Gründe zurückgeführt werden:

- Zum einen ist die Diskriminationsfunktion des Telefon-Sprachtests unter Verwendung des Materials des Oldenburger Satztest relativ flach (vergleiche Abschnitt 5.3), so dass dieser in der Telefon-Version nur bedingt für die Bestimmung eines SRT geeignet ist (Wagener et al., 1999b). Da der *individuelle SRT* jedoch lediglich als Startwert für die sich anschließende Sprachverständlichkeitsmessung verwendet wird (vergleiche Abschnitt 6.1.1.4), ist die Genauigkeit an dieser Stelle ausreichend.
- Für die Durchführung der Sprachverständlichkeitsmessungen ergeben sich aus den hier dargestellten Wertes des individuellen SRT Darbietungspegel für das Telefonsignal von 63 – 58,7 dB SPL. Diese Werte entsprechen dem Pegelbereich, in dem Änderungen des Pegels am Forschungsaudiometer direkt linear mit Änderungen des Pegel-Wertes in Cool-Edit zusammenhängen (vergleiche Abschnitt 4.3.3).

6.2.2.2.3 Messungen der Sprachverständlichkeit

Aufgrund einer unkorrekten Hörerhaltung müssen in dieser Arbeit 15,6% der Sätze aus der Wertung genommen werden. Die folgenden Messergebnisse beziehen sich demnach auf die verwertbaren Daten:

Die interindividuellen Medianwerte der Satzverständlichkeit der Sprachverständlichkeitsmessungen in den 14 Einstellungen sind in Abbildung 6.2.2.2.3/1 dargestellt und die zugehörigen individuellen Daten in Tabelle 6.2.2.2.3/1 zusammengefasst.

Probanden- Nummer	Premier- TELE	Premier- MIK	Danasound- HdO-TELE	Danasound- HdO-TP	Danasound- HdO-MIK	Danalogic- HdO-TELE	Danalogic- HdO-TPI
01	40	61	10	24	42	42	42
03	21	23	27	21	25	18	35
04	7	26	21	25	28	12	41
06	54	76	37	71	66	52	74
07	62	76	29	62	53	79	21
08	40	50	22	62	55	35	36
09	44	0	45	80	55	49	42
10	94	98	46	93	83	27	69
11	77	75	74	82	83	47	41
Probanden- Nummer	Danalogic- HdO-TPII	Danasound- IO-TELE	Danasound- IO-TP	Danasound- IO-MIK	Danalogic- IO-TELE	Danalogic- IO-TPI	Danalogic- IO-TPII
01	56	60	37	59	41	26	50
03	25	63	54	63	40	43	64
04	41	31	23	24	25	2	16
06	70	45	46	38		53	61
07		50	53	55	4	83	80
08	40	42	17	33	21	22	24
09	53	80	66	60	77	59	81
10	80	58	5	12	34	55	82
11	70	79	66	78	87	85	73

Tab. 6.2.2.2.3/1 Individuelle Daten der Sprachverständlichkeitsmessung in 14 Einstellungen (vergleiche Tabelle 6.2.1.3/2). Die Angaben erfolgen in Prozent.

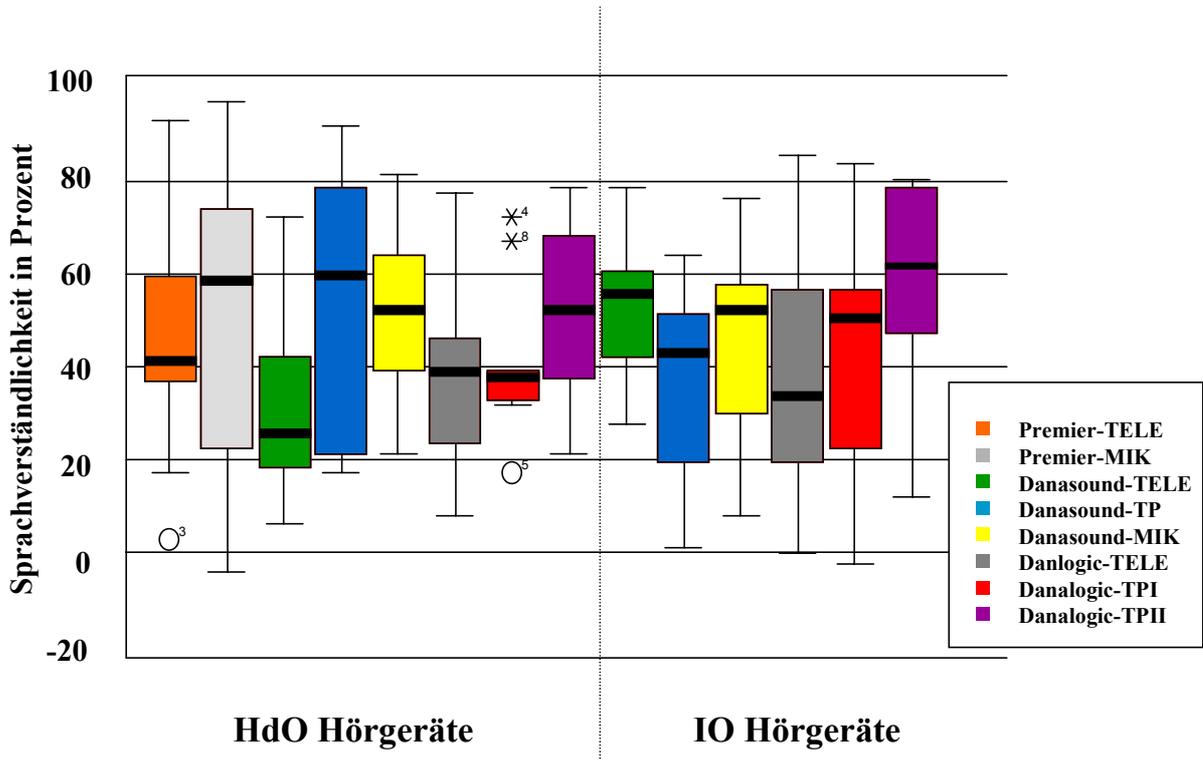


Abb. 6.2.2.2.3/1 Interindividuelle Sprachverständlichkeiten der 14 Einstellungen (vergleiche Tabelle 6.2.1.3/2). Für HdO und IO-Hörgeräte sind die entsprechenden Programme mit den selben Farben kodiert. Die Grafik zeigt den Median (schwarzer Querbalen) und die Quartile Q_1 und Q_3 (obere bzw. untere Kante der jeweiligen Plotbox). Sternchen bzw. Kreise symbolisieren extreme Ausreißer.

Für die Darstellung werden Medianwerte verglichen, da es sich bei der Messgröße der Satzverständlichkeit um Prozentwerte handelt, die nicht normalverteilt sind. Aufgrund der Anordnung der Quartile der verschiedenen Einstellungen lässt sich ad hoc schon vermuten, dass sich nur einige wenige Einstellungen signifikant voneinander unterscheiden (z.B.:

Danalogic-IO-TPII von Danologic-HdO-TPI und Danasound-HdO-TELE).

Die vorliegende Studie ist so angelegt, dass in erster Linie Hinweise zum Nutzen unterschiedlicher Hörsysteme für die Telefonkommunikation gesucht werden sollen.

Deshalb wird bei einer

Varianzanalyse zunächst die individuelle Situation der Probanden, also insbesondere der

	Kriterium 1	Kriterium 2
Gruppe 1	LB	HV in LB \leq 65 dB HL
Gruppe 2	125Hz - 750 Hz	HV in LB $>$ 65 dB HL
Gruppe 1	HB	HV in HB \leq 65 dB HL
Gruppe 2	4 kHz - 8 kHz	HV in HB $>$ 65 dB HL
Gruppe 1	TB	HV in TB \leq 65 dB HL
Gruppe 2	500 Hz - 4 kHz	HV in TB $>$ 65 dB HL

Tab. 6.2.2.2.3/2 Gruppierung der Probanden bzgl. ihres Hörverlustes in verschiedenen Frequenzbereichen.

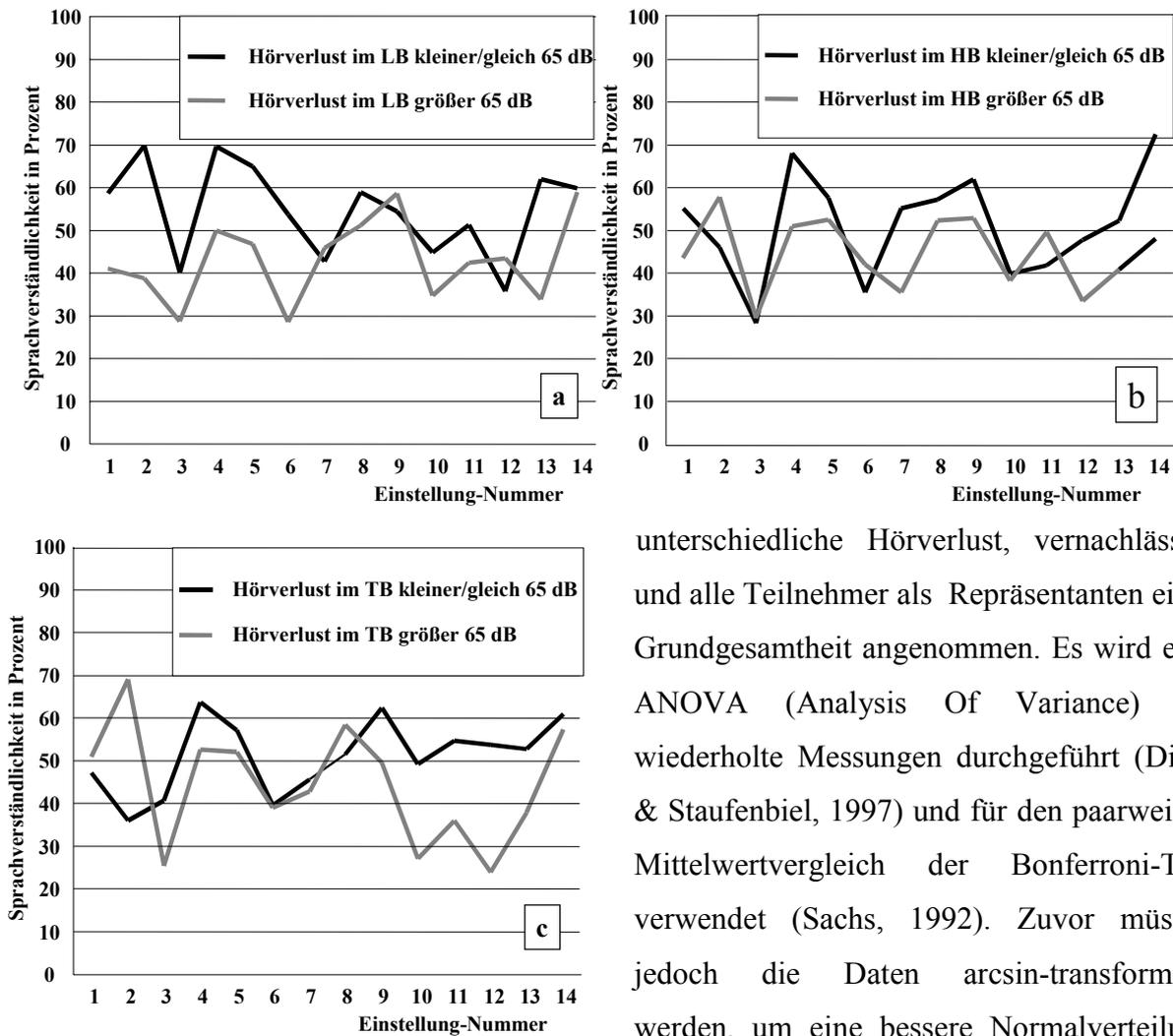


Abb. 6.2.2.2.3/2 a-c Interindividuelle Mittelwerte der Sprachverständlichkeit bei 14 verschiedenen Einstellungen (Numerierung gemäß 6.2.1.3/2) in Abhängigkeit vom Hörverlust in drei verschiedenen Frequenzbereichen gemäß Tabelle 6.2.2.2.3/2.
a: Low Band (LB) b: High Band (HB) c: Telephone Band (TB).

unterschiedliche Hörverlust, vernachlässigt und alle Teilnehmer als Repräsentanten einer Grundgesamtheit angenommen. Es wird eine ANOVA (Analysis Of Variance) für wiederholte Messungen durchgeführt (Diehl & Staufenbiel, 1997) und für den paarweisen Mittelwertvergleich der Bonferroni-Test verwendet (Sachs, 1992). Zuvor müssen jedoch die Daten arcsin-transformiert werden, um eine bessere Normalverteilung zu erhalten, da es sich bei den Messwerten, wie bereits erwähnt, um Prozentwerte handelt. Zusätzlich werden die beiden fehlenden Werte (Tabelle 6.2.2.2.3/1) durch die interindividuellen Mittelwerte ersetzt, weil sonst aufgrund des fallweisen Ausschlusses durch die Statistik-Software SPSS (SPSS

Incorporation, 1999) die kompletten Datensätze von 2 Probanden aus der Analyse herausgenommen würden. Die Analyse ergibt, dass zwischen den Ergebnisse zu den Einstellungen keine überzufälligen Unterschiede festgestellt werden können ($p=0,20$).

Andere Studien (Nielsen & Gilberg, 1978; Holmes & Frank, 1984; Holmes, 1985; Plyer et al., 1998) haben bei der Analyse der Ergebnisse mit Hörsystemen zur Telefonkommunikation den Einfluss des Hörverlustes der Teilnehmer analysiert. Deshalb wird in einem zweiten Schritt die Probanden nicht mehr als Repräsentanten einer

Grundgesamtheit angenommen, obwohl diese nach sehr strengen Auswahlkriterien bzgl. des Hörverlustes im Telefonband rekrutiert wurden. Es existieren drei Freiheitsgrade die im folgenden näher beleuchtet werden sollen. Einerseits ist der Toleranzbereich für den

	HV ≤ 65 dB HL	HV > 65 dB HL
LB 125Hz - 750 Hz	Premier-MIK	Danalogic-HdO-TPII
	Danasound-HdO-TP	Danasound-HdO-TELE
HB 4 kHz - 8 kHz	Danalogic-IO-TPII	Premier-MIK
	Danasound-HdO-TP	
TB 500 Hz - 4 kHz	Danasound-HdO-TP	Premier-MIK
	Danalogic-IO-TPII	
	Danasound-HdO-TELE	

Tabelle 6.2.2.2.3/3 Einstellungen die sich für einen Hörverlust in einem bestimmten Frequenzbereich günstig für die Telefonkommunikation erwiesen haben.

Hörverlust im Telefonband (vergleiche Abbildung 6.2.1.2/1) relativ breit (im Mittel ca. 28 dB) gewählt, andererseits ist der Hörverlust bei tiefen und hohen Frequenzen unterschiedlich. Daher erscheint eine Gruppierung der Probanden bzgl. ihres Hörverlustes sinnvoll (siehe Tabelle 6.2.2.2.3/2). Es wird eine ANOVA für wiederholte Messungen durchgeführt, wobei der Einfluss des Zwischenfaktor (Hörverlust im LB, HB bzw. TB) untersucht wird. Auch hier ergeben sich keine signifikanten Unterschiede für alle drei Zwischenfaktoren. Es lässt sich jedoch ein Trend ablesen, für welchen Hörverlust welche Versorgung am günstigsten erscheint. Dazu sind in Abbildung 6.2.2.2.3/2 a-c die interindividuellen Mittelwerte der verschiedenen Einstellungen (kodiert hier über die Nummerierungen gemäß Tabelle 6.2.1.3/2) für die verschiedenen Hörverlustklassen angegeben. Man erkennt, dass in fast allen Fällen die schwarze Kurve oberhalb der grauen liegt, dass erwartungsgemäß die Sprachverständlichkeit für den geringeren Hörverlust im betreffenden Frequenzbereich höher ist. Bemerkenswert in diesem Zusammenhang ist die Einstellung Premier-MIK (Einstellung-Nr.2), die sich sowohl im HB-Bereich (Abbildung 6.2.2.2.3/2b), als auch im TB-Bereich (Abbildung 6.2.2.2.3/2c), für die Gruppe des höheren Hörverlustes, als günstiger erweist (die graue Kurve liegt oberhalb der schwarzen Kurve). Daneben zeigen die Abbildungen, dass für jeden Hörverlust ein oder zwei Einstellungen vorliegen, die sich aufgrund des Mittelwertes als günstiger gegenüber den anderen erweisen. Eine Zusammenstellung zeigt Tabelle 6.2.2.2.3/3, wobei aber ausdrücklich darauf hingewiesen werden soll, dass signifikante Unterschiede der Mittelwerte in einer Varianzanalyse nicht nachgewiesen werden können.

Zum Abschluss werden die Daten noch bzgl. folgender Parameter gruppiert und analysiert:

- Gruppierung 1 (*Hörgeräte-Bauart*): HdO ⇔ IO
- Gruppierung 2 (*Hörgeräte*): Premier 153 ⇔ Danalogic 163D ⇔ Danasound 163 ⇔ Danasound Concertina Matrix ⇔ Danalogic 501
- Gruppierung 3 (*Kopplungsart*): induktiv ⇔ akustisch
- Gruppierung 4 (*Technologie* – vergleiche Abschnitt 6.2.1.1): 1-Kanal analog ⇔ 3-Kanal analog ⇔ 14 Kanal digital

Eine ANOVA für wiederholte Messungen ergibt keine überzufälligen Unterschiede in den Gruppierungen 1, 2, 4. Ein t-Test für gepaarte Stichproben resultiert in Gruppierung 3 in signifikanten Unterschieden der Mittelwerte. Der Unterschied zwischen den beiden Kopplungsarten liegt bei 7%, die die akustische Kopplung der induktiven bei der Sprachverständlichkeit überlegen ist.

6.2.2.2.4 Subjektiver Paarvergleich

Wie im vorherigen Abschnitt beschrieben hat sich keine Einstellung im Rahmen der objektiven Messungen als signifikant besonders geeignet herausgestellt. Das Tragen von Hörgeräten ist jedoch eine subjektive Angelegenheit, so dass ein Proband vielleicht mit seinen Hörgeräten sehr zufrieden ist, obwohl die Sprachverständlichkeit nicht darauf schließen lässt. Aus diesem Grund wird zusätzlich ein subjektiver Vergleich in einem Tournament zwischen den verschiedenen Einstellungen durchgeführt, wie bereits in

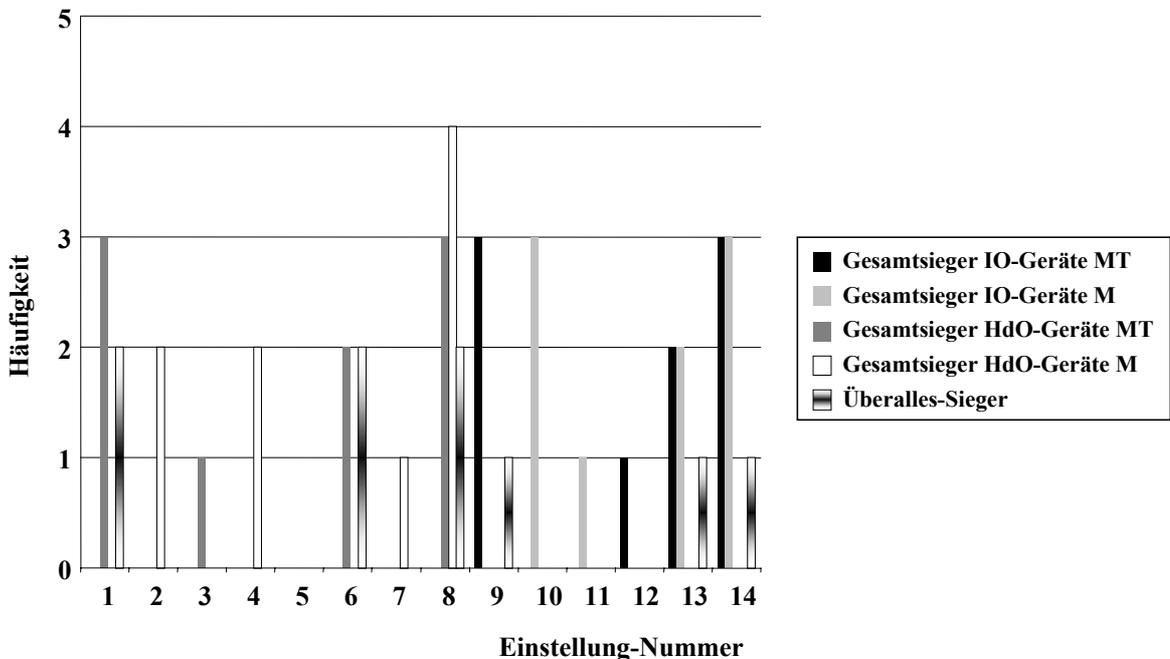


Abb. 6.2.2.2.4/1 Absolute Häufigkeiten, mit der die verschiedenen 14 Einstellungen (Nummerierung gemäß Tabelle 6.2.1.3/2) in einem Tournament subjektiv von den Probanden zu Gesamt- bzw. Überalles-Sieger gewählt werden. M kennzeichnet den Fall, dass nur Einstellungen mit akustischer Kopplung zur Auswahl angeboten werden. MT kennzeichnet den Fall, dass alle Einstellungen zur Auswahl angeboten werden.

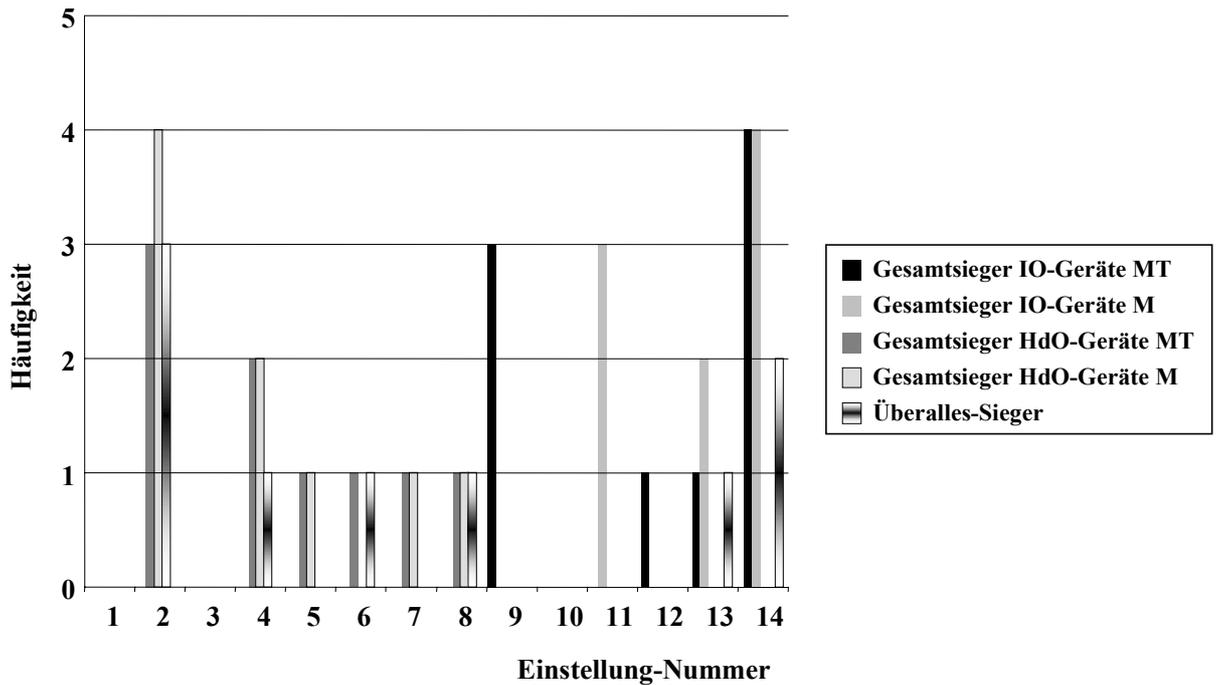


Abb. 6.2.2.2.4/2 Absolute Häufigkeiten, mit der die verschiedenen 14 Einstellungen /Nummerierung gemäß Tabelle 6.2.1.3/2), auf der Basis der Daten der Sprachverständlichkeitsmessungen, Gesamt- bzw. Überalles-Sieger werden. M kennzeichnet den Fall, dass nur Einstellungen mit akustischer Kopplung zur Auswahl angeboten werden. MT kennzeichnet den Fall, dass alle Einstellungen zur Auswahl angeboten werden.

Abschnitt 6.2.1.5 ausführlich beschrieben. Es ergeben sich 5 Sieger (vergleiche Abbildung 6.2.1.5/1): 2 Gesamtsieger der IO-Hörgeräte und 2 Gesamtsieger der HdO-Hörgeräte (jeweils einen aus allen Einstellungen, im folgenden mit **MT** gekennzeichnet und einen nur aus den Einstellungen für die akustische Kopplung, im folgenden mit **M** gekennzeichnet) und einen Überalles-Sieger. In Abbildung 6.2.2.2.4/1 sind die Häufigkeiten, wie oft die Einstellungen von den Teilnehmern zu Gesamtsiegern (IO/HdO) oder Überalles-Sieger gewählt werden, dargestellt. Es zeigt sich, dass die Einstellung Danalogic-TPII (8: für das HdO-Hörgerät, 14: für das IO-Hörgerät) in allen Fällen am häufigsten ausgewählt wird. Ansonsten kristallisiert sich keine Einstellung besonders heraus. Die Probanden berichten, dass insbesondere in der Einstellung Danalogic-TPII das Telefonsignal zwar etwas grell klinge, dem Text aber so am einfachsten zu folgen sei. Es wird demnach ein geringerer Höraufwand wichtiger eingeschätzt, als die Klangqualität.

Analog wird die Häufigkeitsverteilung der Sieger (gemäß Abbildung 6.2.1.5/1) auf der Basis der Daten der Sprachverständlichkeitmessungen aus Abschnitt 6.2.2.2.3 berechnet. Das Ergebnis wird in Abbildung 6.2.2.2.4/2 wiedergegeben. Es entstehen deutlich Spitzen für die Einstellungen Premier-MIK für die HdO-Hörgeräte und für Danalogic-IO-TPII für die IO-Hörgeräte, ein Resultat, dass sich auch bei einer Medianwertbetrachtung in

Abbildung 6.2.2.2.3/1

abzeichnet. Die Einstellung Danasound-HdO-TP findet sich in dieser Darstellung erstaunlicherweise nicht so deutlich wieder, obwohl diese bei der Medianwertbetrachtung an zweiter Stelle liegt. Begründen lässt sich dieses Ergebnis damit, dass in den Fällen, in denen die Einstellung Danasound-HdO-TP eine hohe Satzverständlichkeit erzielt, andere Einstellungen einen noch höheren Wert erreichen. (vergleiche Proband 10 in Tabelle 6.2.2.2.3/1: Danasound-HdO-TP ↔ Premier-MIK).

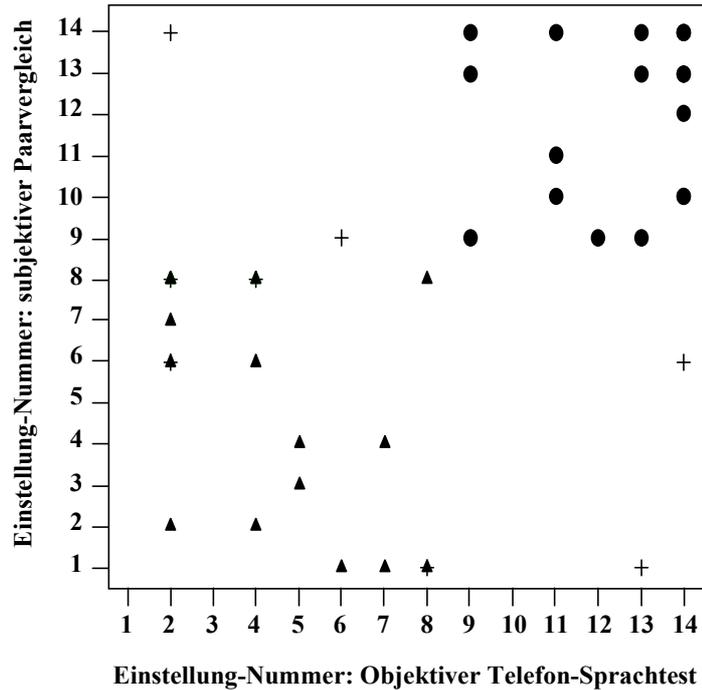


Abb. 6.2.2.2.4/3 Gegenüberstellung der subjektiv vom Probanden ausgewählten individuellen Einstellungen zum besten Sprachverstehen am Telefon und der besten Einstellungen, bestimmt mit Hilfe des Telefon-Sprachtests. Die Kreise symbolisieren die Gesamtsieger IO (MT und M). Die Dreiecke symbolisieren die Gesamtsieger HdO (MT und M). Die Kreuze symbolisieren die Über-Alles-Sieger.

Im weiteren ist interessant zu untersuchen, inwieweit die genannten Sieger, ermittelt mit dem subjektiven Verfahren, mit denen des objektiven Verfahrens korrelieren. Zu diesem Zweck ist in Abbildung 6.2.2.2.4/3 ein Scattergramm dargestellt, das diese Daten gegenüberstellt, getrennt für IO- bzw. HdO-Hörgeräte. Es bestätigt sich die Vermutung, die sich aufgrund der Häufigkeitsverteilung ergibt: Die Ergebnisse beider Verfahren korrelieren nicht miteinander, was die Annahme bestätigt, dass sich häufig nicht von der objektiv messbaren „Zufriedenheit“ auf die subjektive „Zufriedenheit“ schließen lässt. Dieses Resultat wird bestätigt in einer Studie von *Holube et al. (1997)*, die zeigt, dass die Resultate objektiver Messungen nur dann mit denen subjektiver Messungen korrelieren, wenn Differenzen zwischen zwei Zuständen beobachtet werden (z. B. unversorgt ↔ versorgt), dass heißt keine Absolutwert-, sondern eine Relativwertbetrachtung stattfindet. Da es sich in diesem Fall jedoch um eine Absolutwertbetrachtung handelt, ist das Ergebnis nicht gänzlich überraschend.

6.2.2.2.5 Frequenzgang der Einstellungen

Zum Abschluss soll untersucht werden, inwiefern die Einstellungen der Hörgeräte und die daraus resultierende Verstärkung, die Sprachverständlichkeit am Telefon beeinflusst. Die interindividuellen Mittelwerte der verschiedenen Verstärkungen, gemessen am Kuppler gemäß Abschnitt 6.2.1.6, sind in den Abbildungen 6.2.2.2.5/1 a-d veranschaulicht, wobei zur besseren Übersicht, die Hörgeräte-Bauarten und Kopplungen getrennt dargestellt werden. Die individuellen Messungen sind im Anhang E zusammengestellt.

HdO-Hörgeräte

Akustische Kopplung: Erwartungsgemäß liefert die Einstellung Danalogic-HdO-TPII die größte realisierbare Verstärkung im Frequenzbereich 2 – 4 kHz, also dem Frequenzbereich, in dem vorwiegend Feedback auftritt (Dyrlund & Bisgaard, 1991). Hier liefert das DFS System die größte Verstärkungsreserve im Vergleich zu Systemen ohne dieses Feature. Eine ähnlich hohe Verstärkung ist ebenso für Einstellung Premier-MIK abzulesen. In diesem Fall ist die Position des Mikrofons wahrscheinlich für die akustische Ankopplung besonders günstig gewählt, so dass durch eine geeignete Positionierung des Telefonhörers zum Hörgerät Feedback weitgehend vermieden werden kann. Nachteil: Die Stellung des Telefonhörers ist in diesem Fall sehr ungewöhnlich, so dass die Sprecherkapsel so weit vom Mund des Probanden entfernt ist, dass eine Kommunikation sehr schwer wird. Es darf nämlich nicht außer Acht gelassen werden, dass der Hörgeräteträger beim Telefonieren ein aktiver Partner, also auch ein Sprecher ist. Außerdem kann sich die Anordnung des Mikrofons, sollte diese wesentlich zur Optimierung der Kommunikation am Telefon konzipiert sein, in anderen Alltagssituationen gegebenenfalls negativ auswirken.

Mehrere in Kapitel 2 erwähnte Studien zeigen, dass durch die akustische Ankopplung an ein HdO-Hörgerät, das an der oberen Kante der Pinna aufliegt, die Übertragungsfunktion des Telefonhörers erheblich gestört wird, was sich insbesondere bei tiefe Frequenzen auswirkt (Smith, 1974; Goldberg 1975; Terry et al., 1992). Folglich schlagen die Autoren vor, in diesem Frequenzbereich die Verstärkung entsprechend anzuheben. Genau diese Strategie wird durch die Einstellungen Danalogic-HdO-TPII, Danasound-HdO-TP und Premier-MIK realisiert, die im Frequenzbereich 400 Hz bis 1,5 kHz die höchste Verstärkung liefern (vergleiche Abbildung 6.2.2.2.5/1 a). Zieht man nun eine Parallele zu den Satzverständlichkeiten, so zeigt Abbildung 6.2.2.2.3/1, dass genau in den genannten Einstellungen die Medianwerte der Sprachverständlichkeit am Telefon am höchsten liegen.

Induktive Kopplung: Hier sind die Frequenzgänge der Einstellungen wesentlich schmalbandiger (Abbildung 6.2.2.2.5/1 b), als die der akustischen Kopplung. Es spiegelt sich die Bandbreite des Telefonbandes wider, da die Spule natürlich nur das schmalbandige Telefonsignal einkoppelt. Abgesehen davon existieren externe Störquellen, deren Signale von der Telespule zusätzlich eingekoppelt werden und die sich z. B. bei 1 kHz für die Einstellung Danalogic-HdO-TELE in Artefakten bemerkbar machen (vergleiche auch die individuellen Daten in Anhang E). Eigenartigerweise wird diese Störquelle jedoch nur vom Danalogic eingekoppelt, da diese Überhöhung bei den Verstärkungen der anderen Einstellungen nicht beobachtet werden kann.

Die maximale Verstärkung für die induktive Kopplung liefert eindeutig die Einstellung Danalogic-TELE, was sich aber nicht wesentlich auf die Satzverständlichkeit auswirkt.

IO-Hörgeräte

Akustische Kopplung: Die Verstärkungen am Kuppler liegen erwartungsgemäß weit unter denen der HdO-Hörgeräte, da das Restvolumen zwischen Hörer und Trommelfell wesentlich kleiner und damit die notwendige Energie geringer ist (Abbildung 6.2.2.2.5/1 c). Der Abfall der Verstärkungswerte im tieffrequenten Bereich verglichen zu den HdO-Hörgeräten erklärt sich aus der Messprozedur, da sich bei der Messung der IO-Hörgeräte das im Gerät integrierte Vent auswirkt. Die tieffrequenten Anteile des akustischen Signals werden folglich nicht vom Hörgerät verarbeitet, sondern direkt zum Trommelfell geleitet.

Das im oberen Abschnitt diskutierte Argument, dass die Übertragungsfunktion des Telefonhörers beim Ansetzen an der oberen Kante der Pinna gestört wird, ist selbstverständlich nicht auf IO-Hörgeräte zu übertragen, da der Hörer hier direkt auf die Pinna aufgesetzt wird, falls kein Feedback auftritt. Deshalb ist ein Ausgleich des Energieverlusts im tieffrequenten Bereich nicht notwendig. Diese Hypothese bestätigt sich durch den Frequenzgang der Einstellung Danalogic-IO-TPI, der unterhalb von 2 kHz kaum Verstärkung aufweist. Trotzdem liefert diese Einstellung die zweitbeste Sprachverständlichkeit bei den IO-Hörgeräten. Gegenbeispiel ist in diesem Zusammenhang das vom Hersteller vorgeschlagene Telefonprogramm (Danasound-IO-TP), das den Verstärkungsverlust bei tiefen Frequenzen ausgleichen soll. Dieser Verlauf des Frequenzgangs kann in den Messungen nachgewiesen werden, da diese Einstellung in dem unteren Frequenzbereich die höchste Verstärkung bei den IO-Hörgeräten liefert. Trotzdem ist die Satzverständlichkeit für diese Einstellung am geringsten, so dass sich die Strategie, die tieffrequenten Signalanteile zu betonen, für IO-Hörgeräte als kontraproduktiv erweist, was offenbar durch die Aufwärtsverdeckung hervorgerufen wird.

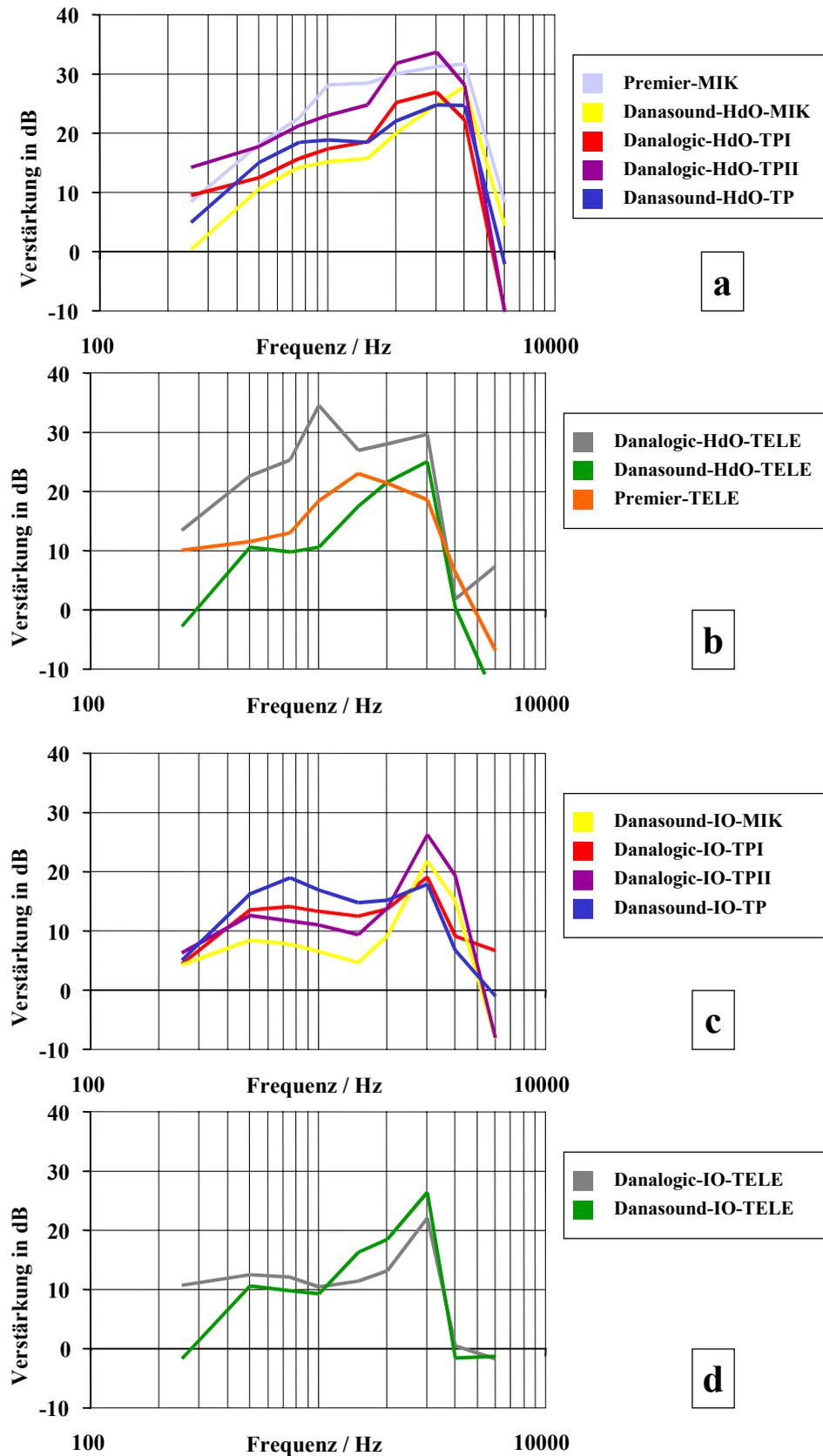


Abb. 6.2.2.2.5/1 a-d Interindividuelle Mittelwerte der Verstärkungen der 14 Einstellungen.
 a: Einstellungen für akustische Ankopplung für die HdO-Hörgeräte.
 b: Einstellungen für induktive Ankopplung für die HdO-Hörgeräte.
 c: Einstellungen für akustische Ankopplung für die IO-Hörgeräte.
 d: Einstellungen für induktive Ankopplung für die IO-Hörgeräte.

Auch bei Betrachtung dieser Hörgeräte-Bauart liefert die Einstellung Danalogic-IO-TPII die höchste Verstärkung im Frequenzbereich 2 – 4,5 kHz, die sich auch ganz deutlich auf die Satzverständlichkeit auswirkt. In dieser Einstellung ist nämlich im Vergleich zu allen anderen Einstellungen (auch HdO-Hörgeräte) der Median der Satzverständlichkeit am höchsten.

Induktive Kopplung: Die Frequenzgänge der beiden Einstellungen (Abbildung 6.2.2.2.5/1 d) haben die gleiche schmalbandige Form, wie bereits bei den HdO-Hörgeräten beschrieben, da das Eingangssignal genauso schmalbandig ist. Die Einstellung Danasound-IO-TELE liefert dabei mehr Verstärkung im mittelfrequenten Bereich (1 – 3,2 kHz) was sich ganz deutlich bei der Satzverständlichkeit bemerkbar macht, der gegenüber dem der Einstellung Danalogic-IO-TELE um 21% höher ist.

Allgemein:

Vergleicht man die Resultate für die Einstellung beider Kopplungsarten, so lässt sich erkennen, dass der in der Literatur so häufig beschriebene Unterschied zwischen den Frequenzgängen der verschiedenen Kopplungsarten ausgeglichen wird. Dies wird in dieser Arbeit dadurch realisiert, dass bei allen Einstellungen der induktiven Kopplung die von der Anpasssoftware berechneten Verstärkungswerte übernommen werden. Die Verstärkung bei Verwendung der akustischen Kopplung muss jedoch zum Teil reduziert werden, weil die Grenze, an der Feedback auftritt, sonst überschritten wird. So ergeben sich laut Software höhere Verstärkungswerte für die induktive Kopplung, die auch objektiv durch Sondenmikrofonmessungen nachgewiesen werden können.

In Abschnitt 6.1 konnte gezeigt werden, dass durch die Verwendung des DFS Systems die Satzverständlichkeit im Mittel um 22% verbessert werden kann, da durch das DFS System mehr Verstärkung im oberen Frequenzbereich rückkopplungsfrei übertragen wird. Auch im vorliegenden Abschnitt werden beide Einstellungen verwendet: Danalogic-TPI und Danalogic-TPII, jeweils für IO- und HdO-Hörgeräte.

Vergleicht man zunächst die von beiden Einstellungen zur Verfügung gestellten mittleren Verstärkung, so sieht man im Gegensatz zu Abschnitt 3.3.3, dass die zusätzliche Verstärkungsreserve durch das DFS System nur noch etwa 5 dB für die IO-Version und etwa 8 dB für die HdO-Version beträgt. Dieser Wert ist wesentlich kleiner als in Abschnitt 3.3.3, da in dieser Studie dem System ein gewisser Sicherheitsbereich zum Regeln eingeräumt wird, um so den vollen Nutzen aus dem DFS-System zu ziehen. Ist die

Verstärkung nämlich zu hoch eingestellt, interpretiert das System jedes Eingangssignal mit einem relativ hohen Pegel als Rückkopplung und versucht es auszublenden. Dabei werden artifizielle Geräusche im Gerät generiert, die sehr störend und unangenehmer als eine Rückkopplung empfunden werden. Obwohl der Verstärkungsgewinn relativ gering ist, wirkt sich diese positiv auf die Sprachverständlichkeit aus. Ein t-Test für gepaarte Stichproben ergibt, dass der Verstärkungszugewinn beim HdO-Hörgerät einen Zugewinn an Sprachverständlichkeit von 10% erzeugt (statistisch nicht signifikant), beim IO-Hörgerät sogar 13% (statistisch signifikant!), obwohl der absolute Verstärkungsgewinn geringer ist.

Einen sehr interessanten Aspekt bringt die Untersuchung, inwieweit die Sprachverständlichkeit von den Verstärkungswerten bei 3kHz und 4 kHz abhängt. Abbildung 6.2.2.2.5/2 a,b enthält eine Gegenüberstellung der individuellen Daten unter vier verschiedenen Bedingungen:

- (1) HdO-Hörgerät akustische Kopplung (Dreiecke - Spitze zeigt nach unten)
- (2) HdO-Hörgerät induktive Kopplung (Dreiecke - Spitze zeigt nach oben)
- (3) IO-Hörgerät akustische Kopplung (Quadrate)
- (4) IO-Hörgerät induktive Kopplung (Dreiecke – Spitze zeigt nach rechts)

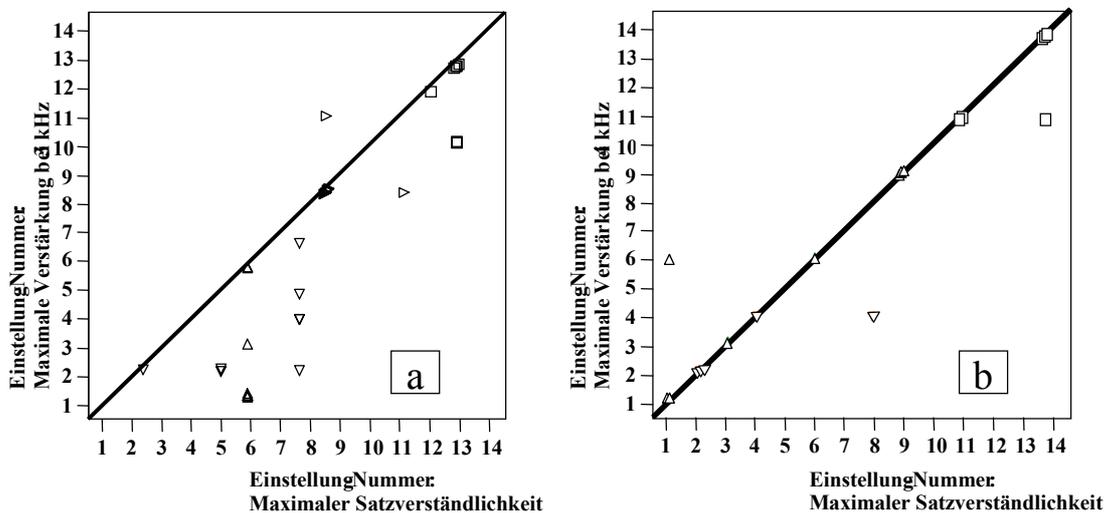


Abb. 6.2.2.2.5/2 a,b Gegenüberstellung der Einstellungs-Nummer mit der maximalen Satzverständlichkeit und der Einstellungs-Nummer mit der maximalen Verstärkung bei 3 kHz (a) 4 kHz (b). Diese Datenpaare werden getrennt bestimmt für die Bedingungen:

- 1: HdO-Hörgerät mit akustischer Kopplung (Dreiecke – Spitze zeigt nach unten).
- 2: HdO-Hörgerät mit induktiver Kopplung (Dreiecke – Spitze zeigt nach oben).
- 3: IO-Hörgerät mit akustischer Kopplung (Quadrate).
- 4: IO-Hörgerät mit induktiver Kopplung (Dreiecke – Spitze zeigt nach rechts).

Die Winkelhalbierende verdeutlicht die Einstellungen, bei denen die maximale Verstärkung und die maximale Satzverständlichkeit übereinstimmen.

Die Daten sind folgendermaßen für alle vier Bedingungen aufgetragen:

X-Achse: Einstellung (Nummerierung gemäß Tabelle 6.2.1.3/2) mit der maximalen Sprachverständlichkeit.

Y-Achse: Einstellung (Nummerierung s.o.) mit der maximalen Verstärkung bei 3 bzw 4 kHz.

Es lässt sich ganz deutlich ablesen: Die Einstellung, die eine maximale Sprachverständlichkeit hervorruft, und die Einstellung, die die maximale Verstärkung bei 4 kHz liefert, sind sowohl für die HdO-Hörgeräte, als auch für die IO-Hörgeräte eng miteinander korreliert, also fast alle Datenpaare liegen auf der Winkelhalbierenden. Für 3 kHz lässt sich diese Korrelation nur bei den IO-Hörgeräten nachweisen. Für die HdO-Hörgeräte haben die Datenpaare eine weitaus größere Streuung. Dieses Ergebnis ist etwas überraschend, da aufgrund der Bandbegrenzung des Telefonbands Signale mit Frequenzen bis etwa 3,6 kHz (aufgrund der endlichen Steilheit dieses Filters) übertragen werden. Da im Frequenzgang eines Hörgerätes zwischen 3 und 4 kHz jedoch keine großen Sprünge bzw. Einbrüche zu erwarten sind, sondern der Verlauf gewohnheitsgemäß in diesem Bereich linear ist, ist diese Abweichung bzgl. der Frequenz wohl eher zufälliger Natur.

Somit sind zwei leicht bestimmbarer Parameter gefunden (Verstärkung bei 4 kHz und 3 kHz), die eine Prognose für die Sprachverständlichkeit am Telefon erlauben.

6.2.3 Schlussfolgerung

Dieser Abschnitt ist so strukturiert, dass zunächst die wesentlichen Fragestellungen der Studie noch einmal aufgeworfen und aufgrund der Ergebnisse der vorliegenden Studie beantwortet werden.

Ist es notwendig, unterschiedliche Hörverluste unterschiedlich zu versorgen, um die Kommunikation am Telefon für Hörgeräteträger zu optimieren?

Diese Frage kann ausdrücklich mit „ja“ beantwortet werden, da schon die unterschiedlichen Ergebnisse der Studien in den Abschnitten 6.1 und 6.2 mit Probanden mit sehr unterschiedlichen Hörverlusten dies beweisen.

Bei Vorliegen eines geringen Hörverlustes überwiegen die Nachteile, die eine Hörgeräteversorgung mit sich bringt (Rauschen, Verstärkung auch des Störschalls, Feedback). So profitieren nur sehr wenige HdO-Hörgeräteträger von ihren Geräten beim Telefonieren, so dass sie die Hörgeräte rausnehmen. Die IO-Hörgeräteträger haben

dagegen einen weitaus größeren Nutzen, so dass die Geräte im Alltag auch verwendet werden.

Hat der Höreräteträger hingegen einen mittleren bis schweren Hörverlust, benötigt er das Hörgerät, um überhaupt am Telefon kommunizieren zu können. Für diese Gruppe ist besonders eine HdO-Versorgung sinnvoll, die weitaus bessere Resultate erzielt, als eine IO-Versorgung. Dies hat den Grund, dass wegen des erhöhten Verstärkungsbedarfs die Rückkopplungsneigung besonders groß ist und somit der Vorteil einer IO-Versorgung nicht mehr gegeben ist: Der Telefonhörer kann nicht mehr direkt auf die Ohrmuschel aufgesetzt werden, so dass der Dämpfungseffekt für den Störlärm minimiert wird. Zudem zeigt sich bei höheren Hörverlusten eine Tendenz, welche Hörerätteeinstellung am sinnvollsten erscheint. Diese sind in Tabelle 6.2.2.2.3/3 zusammengestellt.

Was leistet die induktive Kopplung, wenn die Verstärkungsdifferenz zwischen akustischer und induktiver Kopplung ausgeglichen wird?

Eine ANOVA für wiederholte Messungen ergibt keine überzufälligen Unterschiede der Mittelwerte die Satzverständlichkeit gemessen in den unterschiedlichen Einstellungen, folglich auch nicht der Einstellungen mit induktiver Kopplung. Eine Zusammenfassung und Gegenüberstellung aller Daten für die induktive respektive akustische Kopplung ergibt einen signifikanten Unterschied. Die Einstellungen der akustische Kopplung erzielen 7% mehr Sprachverständlichkeit.

Bietet die Verwendung des DFS Systems Vorteile zur akustischen Kopplung beim Telefonieren?

Diese Frage kann nicht generell beantwortet werden. Bei leichten bis mittleren Hörverlusten ist der Gewinn durch eine Feedback-Unterdrückung besonders bei HdO-Hörgeräten sehr groß (22% Zugewinn an Sprachverständlichkeit). Bei mittel- bis hochgradigen Hörverlusten kann dieser zusätzliche Nutzen nicht beobachtet werden, da der Vorteil der besseren Ankopplung durch eine geeignete Positionierung des Telefonhörers bei anderen Hörgeräten (Premier-MIK) ausgeglichen werden kann. Hier ist die resultierende Position des Hörers jedoch zu unpraktisch, da die Telefonsprechkapsel zu weit vom Mund entfernt ist. Zukünftige Untersuchungen sollten eine Positionierung des Hörers und damit der Sprechkapsel nur in praktikablen Grenzen zulassen. IO-Hörgeräte, die im Rahmen dieser Arbeit nicht an Probanden mit geringen bis mittelgradigen Hörverlusten evaluiert werden, liefern einen signifikant nachweisbaren Gewinn durch das

DFS System. Dieser beträgt nur 13%, weil der volle Verstärkungsgewinn nicht ausgenutzt wird, um dem DFS System einen ausreichenden Dynamikbereich (ca. 5 dB) zum Regeln zur Verfügung zu stellen.

Bietet eine Hörgeräte-Bauform Vorteile bei der Telefonkommunikation mit dem Hörgerät?

Grundsätzlich liefert keine Hörgeräte-Bauform bessere Ergebnisse als die andere, denn mit beiden Bauarten wird im Mittel die gleiche Satzverständlichkeit erzielt. Dieses Resultat bestätigt die Hypothese einer Studie von *May et al.* (1990). In dieser epidemiologischen Studie wird gezeigt, dass beim Telefonieren sich keine Hörgeräte-Bauform einer anderen überlegen zeigt, wobei IO-, HdO- und Kanalgeräte verglichen werden.

Betrachtet man die Medianwerte (Abbildung 6.2.2.2.3/1) so ergibt sich als Gesamtsieger die Einstellung Danalogic-IO-TPII. Daraus kann jedoch nicht geschlossen werden, dass IO-Hörgeräte am Telefon grundsätzlich besser funktionieren. In diesem Fall ist wohl eher die Kombination aus IO-Hörgerät und DFS System ausschlaggebend. In einer Studie von *Plyer et al.* (1998), in der IO-Hörgeräte bezüglich ihrer Sprachverständlichkeit am Telefon untersucht werden, ergibt sich als Schlussfolgerung, dass die induktive Kopplung der akustischen Kopplung überlegen ist, wenn wegen Feedback ein Verschluss der Pinna mit dem Telefonhörer und somit die Abdämpfung des Störschalls nicht möglich ist. Gerade aber durch das DFS System kann sich wieder ein geschlossenes System bilden, das zum einen gewährleistet, dass die Übertragungsfunktion des Telefonhörers erhalten bleibt und zum anderen der Umgebungslärm erfolgreich abgeschattet werden kann und somit das Telefonsignal maximal eingekoppelt wird.

In einer Umfrage von *Kochkin* (1996b) wird das so genannte CIC-Hörgerät (Complete in Canal) von den Teilnehmern am besten zum Telefonieren eingeschätzt. Diese Hörgeräte-Bauart ist jedoch in der vorliegenden Studie nicht berücksichtigt worden, weil einerseits zu wenig Zeit zur Verfügung gestanden hat und andererseits die Kosten enorm gestiegen wären. Außerdem war bei der Auswahl dieser Probanden es nicht gewährleistet, dass zumindest ein Großteil mit diesem Hörgerät hätte versorgt werden können, da die meisten Gehörgänge zu klein gewesen wären. Allerdings wäre es interessant für zukünftige Untersuchungen dieser Art, auch die CIC-Hörgeräte mit einzubeziehen.

Existiert ein objektiv zu bestimmender Parameter, der die Sprachverständlichkeit am Telefon wesentlich beeinflusst?

Diese Frage kann positiv beantwortet werden, da es sich eindeutig erwiesen hat, dass sich die Verstärkung bei 3 kHz und 4 kHz direkt auf die Sprachverständlichkeit auswirkt (vergleiche Abbildung 6.2.2.2.5/2 a,b). Das Resultat für die Verstärkung bei 4 kHz ist ein wenig überraschend, liegt doch die Grenzfrequenz des Telefonbandes bei 3,6 kHz, was sich ganz deutlich in den Messungen der Frequenzgänge der Einstellungen für die induktive Kopplung widerspiegelt (vergleiche Abbildungen 6.2.2.2.5/1 b,d).

Weitere Schlussfolgerungen:

- Die Gegenüberstellung der Ergebnisse der objektiven und subjektiven Messungen zeigt keine Korrelation. Das könnte man eventuell als Ausdruck der Tatsache sehen, dass die objektiven und subjektiven Verfahren differente Qualitäten erfassen. Aus diesem Grund ist es bei einem ähnlichen Ansatz in Zukunft besser, relative Urteile, statt absolute Urteile zu betrachten.
- Auch mit Hilfe des DFS Systems ist es nicht möglich, die Kommunikationsprobleme am Telefon für Hörgeräteträger global zu lösen, indem eine große Gruppe von Hörgeräteträgern einen direkten Nutzen beim Telefonieren aus diesem Feature ziehen können. Auch weiterhin, wie auch in vielen anderen Arbeiten in der Vergangenheit, stellt die Ankopplung des Hörgerätes an das Telefon eine individuelle Problematik dar. So ist eine spezielle Fein Anpassung notwendig, in der vom Hörgeräteakustiker alle von den Hörgerätesystemen zur Verfügung gestellten Möglichkeiten gegeneinander individuell abgewägt werden. Eine ad hoc Lösung: Telefonprogramm = Telespulenprogramm erscheint dabei zu einfach und nicht empfehlenswert. Zu diesem Zweck sollten die Hörgerätehersteller in ihren Anpassmodulen audiologische Werkzeuge zur Verfügung stellen, die eine individuelle Anpassung ihrer Hörsysteme auch im Hinblick auf eine optimale Kommunikation am Telefon ermöglichen. Ein geeigneter Ansatz für ein solches Werkzeug stellt der in dieser Arbeit vorgestellte Telefon-Sprachtest dar, der jedoch im augenblicklichen Entwicklungszustand für einer praktischen Anwendung beim Hörgeräteakustiker zu unhandlich erscheint.
- Das DFS System ist ein wertvolles Werkzeug, um mehr Verstärkung rückkopplungsfrei übertragen zu können. Das bringt in vielen Alltagssituationen Vorteile, insbesondere weil dieses System adaptiv konzipiert ist und so auf Änderungen der

akustischen Umgebung schnell reagieren kann. Beim Telefonieren zeigt sich die zusätzliche Verstärkung jedoch nur bei IO-Hörgeräten wirklich überlegen. Bei den HdO-Hörgeräten kann diese Verstärkung nicht direkt in eine zusätzliche Sprachverständlichkeit umgesetzt werden. Ein Parameter jedoch, der in der vorliegenden Arbeit nicht „gemessen“ worden ist, ist der Komfort. So ist offensichtlich, dass durch die Unterdrückung der Rückkopplung zum Beispiel das lästige Herausnehmen des Hörgerätes beim Telefonieren wegfällt. Das DFS System ist folglich in jedem Fall ein nützliches Feature, welches die Zufriedenheit des Hörgeschädigten mit seinen Hörgeräten erhöht, da die Funktionsfähigkeit der Hörgeräte zur Telefonkommunikation einen wichtiger Faktor bei der Beurteilung der Gesamtzufriedenheit mit dem Hörsystem darstellt. Aber auch für den Hörgeräteakustiker bietet das DFS System wirkliche Vorteile zur Anpassung der Hörgeräte, da infolgedessen sich der Akustiker ganz auf die Optimierung der Einstellung der Hörgeräte und der Otoplastik konzentrieren kann, ohne Kompromisse eingehen zu müssen, um das Auftreten von Rückkopplung zu vermindern.

- Es ergeben sich folgende Ansätze und Anregungen für zukünftige Entwicklungen und Untersuchungen zu dieser Problematik:
 - Der Ansatz zur Bestimmung des Darbietungspegels des Telefonsignals während des Telefon-Sprachtests über das individuelle SRT zeigt sich geeignet, da lediglich in einem Fall Sättigungseffekte auftreten (Proband 10).
 - Für zukünftige Studien erscheint es sinnvoll, den Probanden eine Art Übungsphase einzuräumen (vergleiche auch die Arbeit von *Holmes & Chase*, 1985), in der sie sich mit den neuen Hörgeräten beim Telefonieren vertraut machen können. Das gilt ganz besonders, wenn die Probanden innerhalb der Studie andere Kopplungsarten oder Hörgeräte-Bauarten, als gewohnt erproben sollen. Durch ein solches Vorgehen könnte die hohe Varianz bei der Bestimmung des *individuellen SRT* ausgeschlossen werden.
 - Es bietet sich an, neben allen hier aufgeführten Messungen auch Messungen zur Reproduzierbarkeit der Ergebnisse durchzuführen, insbesondere für den Paarvergleich. Ein Ansatz ist, eine beliebige Einstellung im Zuge der Studie doppelt zu messen, wobei diese bestimmte Einstellung randomisiert für jeden Probanden individuell ausgewählt wird. Anschließend kann anhand einer Test-Retest Analyse dieser doppelt gemessenen Einstellung überprüft werden, wie zuverlässig die Angaben des einzelnen Probanden sind.

6 Objektive Evaluation unterschiedlicher Hörsysteme bezüglich des Nutzens für die Telefonkommunikation

- Die Idee, direktionale Mikrofonssystemen zur Optimierung der Sprachverständlichkeit am Telefon einzusetzen, die auch schon bei *Janota & Janota* (1991) erfolgversprechende Ergebnisse geliefert hat, sollte ganz sicher ein wesentlicher Ansatzpunkt für zukünftige Entwicklungen darstellen.
- Als Vorschlag für ein Telefonprogramm bietet sich an, insbesondere bei der induktiven Kopplung, eine relativ hohe Verstärkung des Frequenzbereiches zwischen 3 und 4 kHz zu gewährleisten. Schon *Byrne & Murray* (1986) haben in ihrer Arbeit darauf hingewiesen, dass eine Betonung des HF-Bereichs, ein einfaches aber probates Mittel zur Erhöhung der Sprachverständlichkeit am Telefon darstellt.
- Bei HdO-Hörgeräten unter Verwendung der akustischen Kopplung ist es sinnvoll den niederfrequenten Frequenzbereich zu betonen. Diese Prozedur ist aber nur bei HdO-Hörgeräten empfehlenswert. Bei IO-Hörgeräten wirkt sich diese Strategie nämlich kontraproduktiv aus, da sich offenbar die Aufwärtsmaskierung negativ auswirkt.

7 Zusammenfassung und Ausblick

In der vorliegenden Arbeit wird ein Teilaspekt der Audiologie betrachtet, welches im allgemeinen nur sehr wenig Beachtung findet: die Telefonkommunikation unter zu Hilfenahme von Hörgeräten. Zunächst kann anhand mehrerer Studien gezeigt werden, dass die Unzufriedenheit der Hörgeräteträger mit ihren Hörsystemen nicht unwesentlich durch die schlechte Funktionalität der Hörgeräte bei der Telefonkommunikation hervorgerufen wird. Zur objektiven Überprüfung dieser subjektiven Einschätzungen wird mit Hilfe eines eigens für diese Anwendung konzipierten Sprachtests der Nutzen unterschiedlicher Hörgeräte zur Kommunikation am Festnetztelefon untersucht. Ausserdem werden leicht messbare Hörgeräteparameter gesucht, mit deren Hilfe die Funktionalität eines Hörgerätes beim Telefonieren schnell und einfach abgeschätzt werden kann.

Zu Beginn dieser Arbeit wird anhand mehrerer Studien, die die Zufriedenheit von Hörgeräteträgern mit ihren Hörsystemen insbesondere in Kommunikationssituationen in Fragebögen untersuchen, gezeigt, inwieweit sich die Funktionalität der Hörgeräte bei der Kommunikation am Telefon auf die Gesamtzufriedenheit auswirkt. Es muss festgestellt werden, dass trotz Verwendung modernster Technologien in Hörgeräten, diese in dieser speziellen Situation im Mittel keinen besonderen Nutzen bringen, insbesondere wegen des Auftretens von akustischem Feedback. Dieses Ergebnis wird durch eine eigene Fragebogenstudie bestätigt, in der die Zufriedenheit der Teilnehmer mit ihren Hörsystem beim Telefonieren den zweitletzten Platz belegt, weil 73,4% der Teilnehmer in diese Situation „große“ oder „sehr große“ Probleme angeben.

Mit der Einführung der digitalen Signalverarbeitung im Hörgerät werden neben einer anspruchsvolleren Sprachverarbeitung auch andere zusätzliche Features möglich, die im wesentlichen den Komfort beim Tragen der Hörgeräte erhöhen. In einem kommerziellen digitalen Hörgerät wurde ein digitales Rückkopplungsunterdrückungssystem (DFS System) implementiert. Dieses System verringert einerseits mit seiner statischen Komponente die Rückkopplungsneigung, insbesondere bei offeneren

Hörgeräteversorgungen und erhöht somit den Komfort des Hörgerätes, andererseits kann die adaptive Komponente die Verstärkung so exakt einregeln, dass die Veränderung der akustischen Bedingungen am Ohr (z. B. beim Aufsetzen eines Hutes oder beim Telefonieren) nicht zur Rückkopplung führt und die für eine Verbesserung der Sprachverständlichkeit bei der Anpassung eingestellte Verstärkung des Hörgerätes weitgehend erhalten bleibt

Im Rahmen der Evaluation eines kommerziellen digitalen Hörgeräts (Danalogic 163D von GN Danavox, jetzt: GN Resound) in dem ein DFS System realisiert wurde, wird die vom diesem System zur Verfügung gestellte Verstärkungsreserve für die zwei Konditionen: (a) Hörgerät am Ohr ohne zusätzlichen Telefonhörer und (b) Hörgerät am Ohr mit einem zusätzlichen Telefonhörer bestimmt. Es ergibt sich eine mittlere Verstärkungsreserve für die Kondition (a) von bis zu 12,4 dB und für die Kondition (b) von bis zu 10,8 dB. Daraus ergibt sich die Fragestellung, ob diese Verstärkungsreserve zur Verbesserung der Kommunikation am Telefon mit einem Hörgerät tatsächlich ausgenutzt werden kann.

Zur Objektivierung des möglichen zusätzlichen Nutzen eines Hörgeräts mit DFS System für die Telefonkommunikation wird in der vorliegenden Arbeit ein spezieller Telefon-Sprachtest entwickelt, der zum einen über den Telefonhörer das Sprachsignal darbietet und zum anderen die richtige Position des Telefonhörers überwacht. Zur realistischen Darbietung des Sprachsignals ist es notwendig, dass die Telefonübertragungsstrecke entsprechend simuliert wird, was durch eine Vorverarbeitung des Sprachmaterials des Oldenburger Satztests erfolgt. Zusätzlich wird ein FF-Lautsprecher verwendet, der die überlagerte Darbietung von Störschall zur Simulation realistischer Hörsituationen ermöglicht. Gemessen wird bei diesem Telefon-Sprachtest zuerst der so genannte *individuelle SRT*, um möglichst im mittleren linearen Bereich der Diskriminationsfunktion die Sprachverständlichkeit zu bestimmen. Anschliessend wird mit den im ersten Schritt ermittelten Darbietungspegeln für Sprache und Störschall die Satzverständlichkeit in verschiedenen Einstellungen der Hörgeräte gemessen.

Nach einer Verifizierung des Telefon-Sprachtests hinsichtlich einer Reihe von physikalischen Einflussgrößen, wird der Test in psychoakustischen Messungen mit 11 Normalhörenden validiert. Es wird der Einfluss unterschiedlicher Störschalle auf die Varianz bei der Bestimmung des SRT untersucht Da in allen Konditionen der Mittelwert der intraindividuellen Varianzen kleiner als 1 dB ist, kann diese Testanordnung für die Bestimmung der Sprachverständlichkeit am Telefon verwendet werden. Zudem wird die

7 Zusammenfassung und Ausblick

Steilheit der Diskriminationsfunktion des Telefon-Sprachtests bestimmt. Diese ist zwar erheblich flacher (Steigung bis zu 8,9 %/dB) als in der Originalversion des Oldenburger Satztests (17 %/dB), was aber für diese spezielle Anwendung sogar Vorteile liefert, da eine zu steile Diskriminationsfunktion schon bei sehr geringen Verbesserungen des SRT erhebliche Verbesserungen der Sprachverständlichkeit hervorrufen würde, so dass die Ergebnisse eventuell als zu positiv interpretiert werden könnten.

Anschliessend werden in zwei Studien mit Hilfe des Telefon-Sprachtests unterschiedliche Hörsysteme bezüglich des Nutzens für die Telefonkommunikation evaluiert. In der ersten Untersuchung, mit 12 schwerhörigen Teilnehmern mit leichten bis mittelgradigen Hörverlusten, wird das gleiche Hörsystem einmal mit DFS und einmal ohne DFS System analysiert. Es ergibt sich im Mittel eine Verbesserung der Sprachverständlichkeit am Telefon von 22%, wenn die vom DFS System zur Verfügung gestellte Verstärkungsreserve zur Betonung des Frequenzbereiches des Telefonbandes (300 Hz – 3,3 kHz) ausgenutzt wird. Dabei müssen etwa 15% der Sätze aus der Wertung genommen werden, in denen die Position des Telefonhörers nicht korrekt ist. Ein Ergebnis, das beweist, dass diese Maßnahme zur Überwachung der Position des Hörers, notwendig ist.

In einer weiterführenden Studie werden im Gegensatz zu Arbeiten in der Vergangenheit, in der immer nur einzelne Einflussfaktoren (Kopplungsart oder Hörgerätebauart oder Hörgerätegeneration/-technologie) betrachtet werden, alle diese Parameter gemeinsam in die Analyse mit einbezogen. Ausserdem werden neben der Bestimmung des objektiven Parameters Sprachverständlichkeit auch die subjektive Empfindung in einem Paarvergleich ermittelt und mit dem objektiven verglichen. An dieser Studie nehmen 11 Schwerhörige mit mittel- bis hochgradigen Hörverlusten teil, also einer Gruppe, die ohne Hörgeräte am Telefon nicht kommunizieren kann. Es zeigt sich, dass sich keine der verschiedenen Einstellungen oder Hörgerätebauarten als grundsätzlich besser für die Telefonkommunikation herausstellt, wobei keine überzufällige Korrelation zwischen den objektiven und subjektiven Messgrößen beobachtet werden kann. Es belegt die Ergebnisse von früheren Veröffentlichungen, die ebenfalls keine Kopplungsart, oder Hörgerätebauart präferieren, so dass die optimale Versorgung zum Telefonieren mit Hörgeräten individuell bestimmt werden sollte. Es stellen sich jedoch die Verstärkungswerte bei 3 kHz und 4 kHz als zuverlässige Indikatoren für eine erfolgreiche Versorgung heraus. Die Einstellungen nämlich, die jeweils die höchste Verstärkung bei diesen Frequenzen zur Verfügung stellen, liefern auch die höchste Sprachverständlichkeit. Dieses Ergebnis sollte an sich für die Tatsache sprechen, dass die durch das DFS System zur Verfügung gestellte

Verstärkungsreserve dazu verwendet werden kann, die Sprachverständlichkeit immer zu verbessern. Diese Hypothese kann jedoch nicht pauschal, sondern nur für die IO-Hörgeräte bestätigt werden, da sich bei dieser Hörgerätebauart die Einstellung, in der das DFS System aktiviert ist, als tendenziell die beste herauskristallisiert. In dieser ganz speziellen Anwendung kann nämlich durch die Unterdrückung der Rückkopplung der Hörer ganz auf die Pinna des Hörgeräteträgers aufgelegt werden, so dass Störschall in der Umgebung des Telefons in gleichem Maße abgeschattet wird, wie beim Telefonieren ohne Hörgerät.

Das DFS System liefert neben der Verbesserung der Sprachverständlichkeit für IO-Hörgeräte beim Telefonieren auf jeden Fall eine deutliche Komfortverbesserung, ein Parameter der im Zuge der Untersuchung nicht quantifiziert worden ist. In Folge dessen könnte zum Beispiel durch die adaptive Funktionsweise dieses Systems das lästige Auftreten von Feedback beim Telefonieren verhindert werden, so dass das umständliche Herausnehmen des Hörgerätes beim Abnehmen des Telefonhörers entfällt. Durch diese Maßnahme wird die Sprachverständlichkeit zwar nicht unbedingt verbessert, trotzdem aber die Kommunikation in dieser speziellen Situation konkret erleichtert.

Für zukünftige Hörgeräteentwicklungen wäre es interessant, stets auch die Funktionalität der Hörsysteme zum Telefonieren zu betrachten und zu optimieren, vor allem angesichts der älteren Hörgeräteträger, für die das Telefon häufig das einzige Kommunikationsmittel darstellt. Aber auch für die im Beruf stehenden Schwerhörigen hat im Zeitalter der Globalisierung das Telefon einen sehr hohen Stellenwert. So sollten in den Anpassmodulen der Hersteller geeignete audiologische Werkzeuge verfügbar sein, um die Hörsysteme und deren Einstellungen auch hinsichtlich der Funktionalität beim Telefonieren anpassen zu können. Ein Ansatz für ein solches audiologisches Werkzeug wäre der in dieser Arbeit vorgestellte Telefon-Sprachtest, der aber wohl in der derzeitigen Form für die praktische Anwendung beim Hörgeräteakustiker zu aufwendig, insbesondere hinsichtlich der Überwachung der richtigen Positionierung des Telefonhörers.

8 Summary and outlook

In this thesis a specialized area of audiology is investigated whose importance in general is underestimated: Hearing aids and telephone communication. It can be shown when looking at several past and present studies that the dissatisfaction with hearing systems is often caused by the lack of benefit these systems offer when used for talking on the telephone. To objectify these subjective evaluations the benefit of various hearing aid systems used for telephone communication will be examined by means of a speech test which has been designed especially for this application. Additionally, in this thesis easy to measure hearing aid parameters will be defined with which the functionality of a hearing aid at a telephone can be easily estimated.

At the beginning of this study the satisfaction of hearing aid users with their hearing systems especially in communication situations are measured by means of several questionnaire studies. It would be interesting in this connection to find out how much these results have been influenced by the functionality of the hearing aids for telephone use. The result is disenchanting: although using very sophisticated technology these hearing aids do not provide much benefit for the user in this communication situation, especially because of acoustical feedback. This result can be proven by an own study in which the satisfaction of the participants with their hearing aids when using them at the phone is second worse: 73,4% of the participants specify this situation as a “considerable” or “severe problem”.

Implementing digital signal processing into hearing aids various additional features of more sophisticated speech processing became possible, increasing the comfort substantially when wearing the hearing aids. In a commercial digital hearing aid a digital feedback suppressing system (DFS System) has been implemented. On one hand, this system decreases the feedback by means of a static component especially when wearing a more open fitting which increases the sound and the comfort of the hearing aid. On the other hand the adaptive component is able to directly adjust the gain so that the changing of the acoustical environment at the ear (e. g. putting on a hat or when talking on the

8 Summary and outlook

phone) will not cause feedback. The gain, adjusted to improve the speech intelligibility, is kept constant.

During the evaluation of a commercial digital hearing aid (Danalogic 163D of GN Danavox, now GN Resound) in which a DFS System is realized the gain reserve provided by this system is determined for the conditions: (a) hearing device at the ear without telephone receiver and (b) hearing device at the ear with telephone receiver. It resulted in an average gain reserve for condition (a) of up to 12,4 dB and for the condition (b) up to 10,8 dB. With this outcome a new question is raised: Is it possible to use this gain reserve to improve the communication skills at the phone when a hearing aid is used?

To objectify the eventual extra benefit of a hearing aid with a DFS system for telephone communications a special telephone speech test is developed which firstly presents the speech signal via the telephone receiver and secondly monitors the correct position of the receiver at the ear. For a realistic presentation of the speech signal it is necessary to simulate the telephone transmitting line by preprocessing the speech material of the Oldenburg Sentence Test. Additionally, a free field loudspeaker is used to render possible the superposition of disturbing sound. For initialization purposes the so called *individual SRT* is determined to measure the speech intelligibility in the linear portion of the discrimination function. Then the speech intelligibility of speech in competing noise is measured using the level of the speech and the noise signal of the initialization.

After verifying the telephone speech test concerning physical measures the test is validated in psychoacoustic measurements in 11 normal hearing listeners. The influence of different noise signals on the variance of the SRT is examined. As in all conditions the average of the intra-individual variances is smaller than 1 dB the test setup can be used to determine the speech intelligibility at the phone. Additionally, the slope of the discrimination function of the telephone speech test is determined. In fact, the resulting discrimination function is not as steep (slope up to 8,9 %/dB) as the original version (17 %/dB). This may be an advantage for this special application, because a steeper discrimination function would cause substantial improvements of the speech intelligibility score, overestimating the effect..

In the following two substudies the benefit of different hearing systems is evaluated with regard to telephone communication. The first study analyses the same hearing system with and without the DFS system activated in 12 hearing impaired persons with mild to moderate hearing losses. The outcome is an average improvement of 22% of speech

8 Summary and outlook

intelligibility at the phone if the gain reserve provided by the DFS system is used to emphasize the frequency band of the telephone transmitting system (300 Hz – 3,3 kHz). About 15% of the sentences have to be excluded from the analysis since the position of the telephone receiver is not correct in these cases - a result which proves that monitoring of the receiver position is necessary.

In the final substudy all parameters (type of coupling, hearing aid type (BTE or ITE), hearing aid generation/technology) are considered in contrast to several studies in the past when only some selected parameters have been considered. In addition to the parameter speech intelligibility, subjective measures are determined by paired comparison and the results of the subjective and “objective” measurements are compared. In this study 11 hearing impaired persons with moderate-severe to severe hearing losses participated representing that group of hearing impaired people who can not communicate at all at the telephone without hearing aids. It can be shown that neither the adjustments nor the hearing aid type is consistently superior for telephone communication whereas no correlation between the “objective” and the subjective measures can be shown. This findings support the results of earlier investigations which also did not show any preference for any coupling method or hearing aid type so that the optimal solution of a hearing aid for telephone communication should always be determined individually. However, as a major result the gain values at 3 kHz and 4 kHz represent reliable indicators for a successful fitting. The adjustments providing the highest gain at these frequencies produce also the best speech intelligibility. This result might support the idea that the gain reserve provided by the DFS system is useful to improve the speech intelligibility in general as this feature gives access to the highest gain without provoking feedback. However, this hypothesis can not be proven in general except for ITE hearing aids since for this hearing aid type the adjustment in which the DFS system is activated is the best. For this special application the telephone receiver can be put directly onto the pinna of the hearing aid user without feedback so that the competing environmental can be suppressed by the same extend as when talking on the phone without hearing aids.

Especially when implemented in ITE hearing aids, the DFS system provides not only improvement of the speech intelligibility at the telephone but also increased comfort. This parameter has not been measured in this study. That means that the adaptive concept of the DFS system avoids the major problem of having to pull out the hearing aid when raising the telephone receiver to the ear. Consequently the DFS system, even if it does not

8 Summary and outlook

improve the speech intelligibility in some individual cases, still provides the advantage of simplifying the handling at the phone, a factor which should not be underestimated.

For future hearing aid development it would be helpful to give priority to the functionality of the hearing systems for telephone communication, particularly as for elderly hearing aid users the telephone is often their only means of communication. In addition, for hearing impaired people who are still working, the telephone has a very high importance in the era of globalization. As a consequence, the fitting modules of the hearing aid manufactures should provide meaningful audiological tools for fitting the hearing systems for telephone communication. One starting point for such an audiological tool would be the telephone speech test presented here. However, the current research version is too complicated for the practical use for clinicians and dispensers, especially regarding the monitoring of the correct position of the telephone receiver.

9 Literatur

- AGELFORS E, BESKOW J, DAHLQUIST M, GRANSTRÖM B, LUNDEBERG M, SPENS KE, ÖHMAN T.** A synthetic face as a lip-reading support for hearing impaired telephone users; - problems and positive results. Presented at the 4th European Conference of Audiology (EFAS), Oulu, Finland, 1999.
- AMERICAN NATIONAL STANDARDS INSITUTE.** American National Standard specifications for audiometers. ANSI S3.6-1969. New York.
- ARNDT H.** The acoustic interface between hearing aids and the telephone: a subjective evaluation of the tube-microphone approach. Bell Northern Research: June 30, 1977.
- BARHAM LJ, STEPHENS SDG.** The use of an open-ended problems questionnaire in auditory rehabilitation. Br J Audiol 1980, 14: 49-54.
- BILGER R, NEUTZEL J, RABINOWITZ J, RZECZKOWSKI C.** Standardization of a test of speech perception in noise. J Speech Hear Res 1984, 27: 32-48.
- BISGAARD N.** Digital feedback suppression: Clinical experiences with profoundly hearing impaired. Recent developments in hearing instruments technology: 15th Danavox Symposium, edited by J. Beilin & G.R. Jensen, Kolding Denmark 1993, 370-384.
- BOWE FG.** National survey on telephone services and products. The view of deaf and hard-of-hearing people. Am Annals of the Deaf 1991, 136: 278-283.
- BRAND T, HOHMANN V.** Die adaptive kategoriale Lautheitsskalierung. Vortrag bei der 3. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Audiologie (DGA), 2000.
- BRAND T.** Analysis and optimization of psychophysical procedures in audiology. Dissertation Universität Oldenburg, 2000.
- BRUCE RV.** Alexander Graham Bell and conquest of solitude. Little Brown and Co., Boston (MA) 1973.
- BYRNE D, MURRAY N.** Predictability of the required frequency response characteristic of a hearing aid from the pure tone audiogram. Ear Hear 1986, 7(2): 63-70.

9 Literatur

- BYRNE D.** Evaluation measures of speech intelligibility and quality. Research and clinical application. In Vanderbilt Hear Aid Report 1990, II: 195-199.
- CARHART R, TILLMAN T, GREETIS E.** Perceptual masking in multiple sound backgrounds. J Acoust Soc Am 1969, 45: 694-703.
- CASHMAN MZ, ROSSMAN RN, ABEL SM.** A comparison of three modes of hearing aid-telephone coupling. J Otolaryngol 1982, 11(4): 240-247.
- COMPTON C.** Providing effective telecoil performance with the ITE hearing instruments. Hear J 1994, 47(4): 23-33.
- COX RM, ALEXANDER GC.** The abbreviated profile of hearing aid benefit (APHAB). Ear and Hear 1995, 16: 176-186.
- CREMER L.** Vorlesungen über Technische Akustik. Springer Verlag Berlin, Heidelberg, 2. Auflage, 1976.
- DEUTSCHE BUNDESPOST.** FTZ 184TV19. 1979.
- DEUTSCHE BUNDESPOST.** Übertragungstechnische Bedingung für Fernsprechapparate. 121TR8, 1986.
- DIEHL JM, STAUFENBIEL T.** Statistik mit SPSS für Windows Version 6.1. Verlag Dietmar Klotz Eschborn, 1997, 1. Auflage.
- DYRLUND O.** Acoustical feedback associated with the use of post aural hearing aids for profoundly deaf children. Scand Audiol 1989, 18: 237-241.
- DYRLUND O, LUNDH P.** Gain and feedback problems when fitting behind-the-ear hearing aids to profoundly hearing-impaired children. Scand Audiol 1990, 19: 89-95.
- DYRLUND O, BISGAARD N.** Acoustic feedback margin improvements in hearing instruments using a prototype DFS (digital feedback suppression) system. Scand Audiol 1991, 20: 49-53.
- DYRLUND O, HENNINGSEN LB, BISGAARD N, JENSEN J.** Digital Feedback Suppression (DFS) Characterization of feedback-margin improvements in a DFS hearing instrument. Scand Audiol 1994, 23: 135-138.
- FLETCHER H, GALT RH.** The perception of speech and its relation to telephony. J Acoust Soc Am 1950, 2: 89-151.
- FIKRET-PASA S, GARSTECKI DC.** Real-ear in evaluation of frequency response and volume control characteristics of telephone amplifiers. J Am Acad Audiol 1993, 4(1): 5-12.

- GATEHOUSE S.** The Glasgow hearing aid benefit profile: a client-centered scale for the assessment of auditory disability, handicap and hearing aid benefit. Poster presented at the Am Academy of Audiol Meeting 1997.
- GAYFORD ML.** Electroacoustics. New Yor.: Elsevier Publishing 1971.
- GLADSTONE V.** History and status of incompatibility of hearing aids to telephones. J Am Speech and Hear Association 1975, 17:103-104.
- GOLDBERG H.** Acoustic coupling won't work. Hear Speech Action 1975, 43(2): 15-16.
- GRALLA G.** Wahrnehmungskriterien bei Mithörschwellenmessungen und deren Simulation in Rechnermodellen. Dissertation an der Technischen Universität München 1991.
- HAGERMAN B.** Sentences for testing speech intelligibility in noise. Scand Audiol 1982, 11: 79-87.
- HEIDENREICH E.** Nero Corleone. CD erschienen im: Der Hörverlag Stuttgart, 1996.
- HOLMES AE, FRANK T, STOKER RG.** Telephone listening ability in a noisy background. Ear and Hear 1983, 4(2): 88-90.
- HOLMES AE, FRANK T.** Listening ability for hearing-impaired individuals. Ear and Hear 1984, 5(2): 96-100.
- HOLMES AE, CHASE NA.** Listening ability with a telephone adapter. Hear Instruments 1985, 36(9): 16-17, 57.
- HOLMES AE.** Acoustic vs. magnetic coupling for telephone listening of hearing-impaired subjects. Volta Rev 1985, 87: 215-222.
- HOLMES AE, KAPLAN HS, YANKE R.** Tell us your telephone troubles: using open-ended questionnaires to explore telephone use. JARA 1998, XXXI: 77-86.
- HOLUBE I, KOLLMEIER B.** Ein Fragebogen zur Erfassung des subjektiven Hörvermögens: Erstellung der Fragen und Beziehung zum Tonschwellenaudiogramm. Audiologische Akustik 1991, 30: 48-64.
- HOLUBE I.** Experimente und Modellvorstellungen zur Psychoakustik und zum Sprachverstehen bei Normal- und Schwerhörigen. Dissertation Universität Göttingen, 1993.
- HOLUBE I, KOLLMEIER B.** Modifikation eines Fragebogens zur Erfassung des subjektiven Hörvermögens und dessen Beziehung zur Sprachverständlichkeit in Ruhe und unter Störgeräuschen. Audiologische Akustik 1994, 33: 22-35.

- HOLUBE I, WESSELKAMP M, ALBANI S, GABRIEL B.** Comparison between objective and subjective hearing aid benefit for speech intelligibility in quiet and noise. Paper presented at the 4th International hearing aid conference Iowa City 1997.
- IEC 60118-0.** Hearing aids – part 0: Measurements of electroacoustical characteristics. Geneva: International Electrotechnical Commission, 1983.
- IEC 60118-1.** Hearing aids – part 1: Hearing aids with induction pick-up coil input. Geneva: International Electrotechnical Commission, 1995.
- INGLIS A, TUFFNELL W.** An improved telephone receiver. Bell Systems Tech J 1951, 30: 239-270.
- INTERNATIONAL TELECOMMUNICATION UNION.** Specification for an intermediate reference system. (ITU-T Recommendation P.48-1993). Geneva:ITU
- INTERNATIONAL TELECOMMUNICATION UNION.** Transmission performance characteristics of pulse code modulation channels. (ITU-T Recommendation G.712-1996). Geneva:ITU
- JANOTA CP, JANOTA JO.** Intelligibility of telephone speech for the hearing impaired when various microphones are used for acoustic coupling. J Speech Hear Res 1991, 34(1): 183-188.
- KALIKOW DN, STEVENS KN, ELLIOT LL.** Development of a test of speech intelligibility in noise using sentence material with controlled word predictability. J Acoust Soc Am 1977, 5: 1337-1351.
- KAPLAN H.** Assistive devices for elderly. J Am Acad Audiol 1996, 7(3): 203-211.
- KATES JM.** Constrained adaptation for feedback cancellation in hearing aids. J Acoust Soc Am 1999, 106(2): 1010-1019.
- KEPLER LJ, TERRY M, SWEETMAN RH.** Telephone usage and the hearing-impaired. Presented at the ASLHA, Seattle, WA, 1990.
- KEPLER LJ, TERRY M, SWEETMAN RH.** Telephone usage in the hearing-impaired population. Ear and Hear 1992, 13(5): 311-319.
- KIESSLING J, SCHUBERT M, ARCHUT A.** Adaptive fitting of hearing instruments by category loudness scaling (ScalAdapt). Scand Audiol 1996, 25: 153-160.
- KIESSLING J.** Versorgung mit Hörgeräten. In: Kießling, Kollmeier, Diller: Versorgung und Rehabilitation mit Hörgeräten, Georg Thieme Verlag, Stuttgart, New York 1997, 49-109.
- KOCHKIN S.** Introducing MarkeTrak: A customer tracking survey of the hearing instrument market. Hear J 1990, 43(5): 17-27.

9 Literatur

- KOCHKIN S.** MarkeTrakIII: Why 20 million in U.S. don't use hearing aids for their hearing loss. *Hear J* 1993a, 46(1): 20-27, 46(2): 26-31, 46(4): 36-37.
- KOCHKIN S.** MarkeTrakIII identifies key factors in determining customer satisfaction. *Hear J* 1993b, 46(8): 39-44.
- KOCHKIN S.** MarkeTrakIV 10 year trend in the hearing aid market, has anything changed? *Hear J* 1996a, 48(1): 23-34.
- KOCHKIN S.** Customer satisfaction & subjective benefit with high performance hearing aids. *The Hear Rev* 1996b, Vol. 3(12): 16-26.
- KOCHKIN S, ROGIN CM.** Quantifying the obvious: the impact of hearing instruments on quality of life. *The Hear Rev* 2000, Vol. 7(1): 6,8,10,12,16,18,22,24,26,30,32-34.
- LATZEL M, KIESSLING J.** Clinical experience with Danalogic – the Giessen field trial. Internal paper GN Danavox Taastrup 1999a.
- LATZEL M, KIESSLING J.** In situ ScalAdapt – ein lautheitsbasiertes Anpaßverfahren im Vergleich mit einem herkömmlichen Prozedere. *Z Audiol* 1999b, Supplementum II: 55-57.
- LOWE RG.** Acoustic versus inductive coupling of hearing aids to telephones. Doctoral dissertation, Purdue University 1979.
- LOWE RG, GOLDSTEIN DP.** Acoustic versus inductive coupling of hearing aids to telephones. *Ear Hear* 1982, 3(4): 227-234.
- LYBARGER SF.** Telephone coupling. In Studebaker GA and Bess FH, Eds. *The Vanderbilt hearing aid report: State of the art research needs.* 1982, 91-93
- MARTIN MC.** Aids to hearing of a different kind. *Int Rehabil Med* 1983, 5(2): 67-72.
- MAY AE, UPFOLD LJ, BATTAGLIA JA.** The advantages and disadvantages of ITC, ITE and BTE hearing aids: diary and interview reports from elderly users. *Br J Audiol* 1990, 24(5): 301-309.
- MEIER H.** *Deutsche Sprachstatistik.* Gerorg Olms, Hildesheim 1967.
- MURPHY PJ, BRAY VH, NILSSON MJ, MCDOWELL CT.** Programming algorithms for optimal telecoil settings. Poster presented at the Am Academy of Audiol Meeting 2000, Chicago.
- NEUMAN AC, LEVITT H, MILLS R, SCHWANDER T.** An evaluation of three adaptive hearing aid selection. *J Acoust Soc Am* 1987, 82: 1967-1976.
- NIEMEYER W.** Sprachaudiometrie mit Sätzen I: Grundlagen und Testmaterial einer Diagnostik des Gesamtsprachverständnisses. *HNO* 1967, 15: 335-343.

- NIELSEN HB, GILBERG I.** Telephone performance of persons with hearing handicap in relation to speech reception threshold. *Scand Audiol* 1978, Supplement 8:232-238.
- PICHORA-FULLER MK.** Use of telephone amplifying devices by the hearing-impaired. *J Otolaryngol* 1981, 10(3): 210-218.
- PLYER PN, BURCHFIELD SB, THELIN JW.** Telephone communication with in-the-ear hearing aids using acoustic and electromagnetic coupling. *J Am Acad Audiol* 1998, 9(6): 434-443.
- RAVN G, KRISTENSEN AG, NIELSEN LF, DAUGAARD C.** Hearing aid interference from digital wireless telephone systems. Poster presented at the Am Academy of Audiol Meeting 2000, Chicago.
- RAYMENT SG.** Acoustic coupling of hearing aids to telephone receivers. Paper presented at the 101st meeting of Acoust Soc Am, Ottawa, Canada, 1981.
- RINGDAHL A, ERIKSSON-MANGOLD M, KARLSSON K.** Gothenburg Profile: Self report inventory for measuring experienced hearing disability and handicap. *Int Collegium of Rehabilitative Audiol* 1993, Newsletter 6: 31-33.
- RODRIGUEZ GP, HOLMES AE, GERHARDT KJ.** Microphone vs. telecoil performance characteristics. *Hear Instrum* 1985, 36(9): 22-23, 57-58.
- RODRIGUEZ GP, MEYERS C, HOLMES AE.** Hearing aid performance under acoustic and electromagnetic coupling conditions. *Volta Rev* 1991, 93: 89-95.
- RODRIGUEZ GP, HOLMES AE, DISARNO NJ, KAPLAN H.** Preferred hearing aid response characteristics under acoustic and telecoil coupling conditions. *Am Speech-Language-Hearing Association* November 1993: 55-59.
- SACHS L.** *Angewandte Statistik.* Springer-Verlag Berlin, Heidelberg, New York, 1992, 7. Auflage.
- SCHMIDT M, HOCHMAIR-DESOYER I, SCHULZ E, MOSER L.** Der HSM-Satztest. *Fortschritte in der Akustik – DAGA* 1997, 93-94.
- SCOPEC M.** Hearing aid electromagnetic interference from digital wireless telephones. *IEEE Trans Rehabil Eng* 1998, 6(2): 235-239.
- SEACORD R.** Room noise at subscribers telephone locations. *J Acoust Soc Am* 1940, 12: 183-187.
- SELWYN GM.** Too much ado about telephones. *Hear and Speech Action* 1975a, 2: 10-16.
- SELWYN GM.** More about telephones. *Hear and Speech Action* 1975b, 4: 20-22.

- SILMAN S, JERGER J, FANNING R, SILVERMAN CA, EMMER MB.** Asymmetric suprathreshold speech recognition and the telephone ear phenomenon. *J Am Acad Audiol* 1998, 9(5): 380-384.
- SMEDLEY TC, SCHOW RL.** Frustration with hearing aid use: candid observations from the elderly. *The Hear Journal* 1990, 43(6): 21-27.
- SMITH GM.** Coupling hearing aids to the telephone. *Volta Rev* 1971, 1: 47-50.
- SMITH GM.** The telephone adapter and other telephone aids for the hard of hearing. *Volta Rev* 1974, 76: 474-484.
- SOTSCHECK J.** Ein Reimtest für Verständlichkeitsmessungen in deutscher Sprache als ein verbessertes Verfahren zur Bestimmung der Sprachübertragungsgüte. *Der Fernmelde-Ingenieur* 1982, 36 (4,5), 1.
- SPSS INCORPORATION.** SPSS für Windows. Release 10.0.5, 1999.
- STEPHENS SDG.** Evaluation problems of the hearing impaired. *Audiology* 1980, 9: 205-220.
- STOCK A, FICHTL E, KNOBLACH W, BORETZKI M, HELLER O.** Über das Tragen von Hörhilfen – Ergebnisse einer epidemiologischen Studie. *Audiologische Akustik* 1995, 3: 104-124.
- STOKER RG.** A comparison evaluation of four telephone coupling methods for the hearing impaired in the presence of competing background noise. Paper presented at the 101st meeting of Acoust Soc Am, Ottawa, Canada, 1981.
- STOKER RG.** An audiometer telephone interface. *Hear Inst* 1982a, 33: 28-29, 46.
- STOKER RG.** Telecommunications technology and the hearing-impaired research trends and a look into the future. *Volta Rev* 1982b, 84: 147-155.
- STOKER RG, FRENCH-ST GEORGE M, LYONS JM.** Inductive coupling of hearing aids and telephone receivers. *J Rehabil Res Dev* 1986, 23(1): 71-78.
- SULLIVAN JA, LEVITT H, HWANG J, HENESSEY A.** An experimental comparison of four hearing aid prescriptive methods. *Ear and Hear* 1988, 9: 22-32.
- SUNG R, HODGSON W.** Performance of individual hearing aids utilizing microphone and induction coil input. *J Speech Hear Res* 1971, 14(2): 365-371
- SUNG R, SUNG G, HODGSON W.** Telecoil versus microphone performance in hearing aids. *Volta Rev* 1973, 75: 417-424.
- SUNG R, SUNG G, HODGSON W.** A comparative study of physical characteristics of hearing aids on microphone and telecoil inputs. *Audiology* 1974, 13: 78-89.
- SYNTRILLIUM SOFTWARE CORPORATION.** COOL EDIT PRO™, 1997.

- TANNAHILL JC.** Performance characteristics for hearing aid microphone versus telephone and telephone/telecoil reception modes. *J Speech Hear Res* 1983, 26(2): 195-201.
- TEDER H.** Hearing aid compatibility: Past present and future. *Hear Instrum* 1983, 36(1): 22-24.
- TERRY M, BRIGHT K, DURIAN M, KEPLER L, SWEETMAN R, GRIM M.** Processing the telephone speech signal for the hearing impaired. *Ear Hear* 1992, 13(2):70-79.
- TILLMAN TW, CARHART R.** An expanded test for speech discrimination utilizing CNC monosyllabic words (Technical report No. SAM-TR-66-55). USAF School of Aerospace Medicine. (Northwestern University Auditory Test No.6). 1966.
- TYLER RS, BAKER LJ, ARMSTRONG-BEDNALL G.** Difficulties experienced by hearing-aid candidates and hearing aid users. *Br J Audiol* 1983, 17(3): 191-201.
- WAGENER K, KÜHNEL V, KOLLMEIER B.** Entwicklung und Evaluation eines Satztests für die deutsche Sprache I: Design des Oldenburger Satztests. *Z Audiol* 1999a, 38(1): 4-15.
- WAGENER K, BRAND T, KOLLMEIER B.** Entwicklung und Evaluation eines Satztests für die deutsche Sprache II: Optimierung des Oldenburger Satztests. *Z Audiol* 1999b, 38(2): 44-56.
- WAGENER K, BRAND T, KOLLMEIER B.** Entwicklung und Evaluation eines Satztests für die deutsche Sprache III: Evaluation des Oldenburger Satztests. *Z Audiol* 1999c, 38(3): 84-95.
- WESSELKAMP M, KLIEM K, KOLLMEIER B.** Erstellung eines optimierten Satztests in deutscher Sprache. In: Kollmeier B. (Hrsg.) *Moderne Verfahren der Sprachaudiometrie*, Median Verlag, Heidelberg 1992, 330-343.
- ZWICKER E, FELDTKELLER R.** *Das Ohr als Nachrichtenempfänger*. S. Hirschel Verlag, Stuttgart 1967.

10 Liste der verwendeten Abkürzungen

A	Anzahl der Antwortalternativen, bei einem geschlossenen Sprachtests
AGC	Automatic Gain Control
ANOVA	Analysis Of Variance
APHAB	Abbreviated Profil of Hearing Aid Benefit
ASR	Automatic Speech Recognition
ATI	Audiometer Telefon Interface
BAR	Balanced Armature Receiver
BARC	Balanced Armature Receiver with Coil
BTE	Behind The Ear
CIC	Complete in Channel
DFS	Digital Feedback Suppression
DTMF	Dual Tone Multi-Frequency
FIR	Finite Impulse Response
HB	High Band
HdO	Hinter dem Ohr
HF	Hochfrequenz
HL	Hearing Loss
HSM	Hochmair-Desoyer, Schulz und Moser , die Autoren dieses Sprachtests
IO	Im Ohr
ITE	In The Ear
ITU	INTERNATIONAL TELECOMMUNICATION UNION
KE	Kategorieale Einheit
L25	Pegel mittlerer Lautheit (entspricht KE = 25)
LB	Low Band

Liste der verwendeten Abkürzungen

L_{mid}	Wendepunkt der Diskriminationsfunktion
LMS	Least Mean Square
MCL	Most Comfortable Level
NAL	Anpassformel für lineare Hörgeräte der National Acoustics Laboratories
NF	Niederfrequenz
P_{max}	Maximal erreichbare Sprachverständlichkeit
RMS	Root Mean Square
ROM	Read Only Memory
SL	Sensation Level/Pegel über der individuellen Hörschwelle
SNR	Signal to Noise Ratio
SRT	Speech Recognition Threshold
SPIN	Speech Perception In Noise
SPL	Sound Pressure Level
TB	Telephone Band
VC	Volume Control

Im folgenden sind die im 6. Kapitel verwendeten verschiedenen Einstellungen der Hörgeräte zur Messung der Sprachverständlichkeit am Telefon und deren Kodierung zur besseren Übersicht zusammengestellt (vergleiche Tabelle 6.2.1.3/2).

(1) Premier-TELE	Hörgerät 153 Premier im Telespulenbetrieb (T)
(2) Premier-MIK	Hörgerät 153 Premier im Mikrofonbetrieb (M)
(3) Danasound-HdO-TELE	Hörgerät Danasound 163 im Telespulenbetrieb (T)
(4) Danasound-HdO-TP	Hörgerät Danasound 163 im Mikrofonbetrieb (M), Telefonprogramm
(5) Danasound-HdO-MIK	Hörgerät Danasound 163 im Mikrofonbetrieb (M), Standardprogramm
(6) Danalogic-HdO-TELE	Hörgerät Danalogic 163D im Telespulenbetrieb (T)
(7) Danalogic-HdO-TPI	Hörgerät Danalogic 163D im Mikrofonbetrieb (M), Telefonprogramm 1, ohne DFS
(8) Danalogic-HdO-TPII	Hörgerät Danalogic 163D im Mikrofonbetrieb (M), Telefonprogramm 2, mit DFS
(9) Danasound-IO-TELE	Hörgerät Danasound Concertina Matrix im Telespulenbetrieb (T)
(10) Danasound-IO-TP	Hörgerät Danasound Concertina Matrix im Mikrofonbetrieb (M), Telefonprogramm
(11) Danasound-IO-MIK	Hörgerät Danasound Concertina Matrix im Mikrofonbetrieb (M), Standardprogramm
(12) Danalogic-IO-TELE	Hörgerät Danalogic 501 im Telespulenbetrieb (T)

Liste der verwendeten Abkürzungen

- | | |
|------------------------|----------------------------------------------------------------------------|
| (13) Danalogic-IO-TPI | Hörgerät Danalogic 501 im Mikrofonbetrieb (M), Telefonprogramm 1, ohne DFS |
| (14) Danalogic-IO-TPII | Hörgerät Danalogic 501 im Mikrofonbetrieb (M), Telefonprogramm 2, mit DFS |

Anhang

A Fragebogen der epidemiologischen Umfrage (Kapitel 2.)

A.1 Anleitung zum Ausfüllen des Fragebogens

Ein Paar Tips für das Bearbeiten des Fragebogens:

- Nehmen Sie sich Zeit für die Beantwortung der Fragen, Sie allein entscheiden die Geschwindigkeit. Wenn Sie sich bei einer angesprochenen Situation nicht sicher sind, lassen Sie diese Frage zunächst aus und achten Sie auf Ihr(e) Hörgeräte, wenn diese Situation bei Ihnen auftritt. Beantworten Sie diese Frage dann eben erst später.
- Es gibt Fragen, die ähnlich klingen, sich jedoch in wichtigen Details unterscheiden. Lesen die Fragen deshalb aufmerksam, bevor Sie eine Antwort markieren.
- Es gibt weder richtige noch falsche Antworten. Denken Sie daran, daß Sie direkt von der Ehrlichkeit und Genauigkeit Ihrer Antworten profitieren, denn nur so können wir Ihre persönlichen Bedürfnisse berücksichtigen.
- Wir wissen, daß nicht alle Menschen gleich sprechen. Der eine murmelt, der andere spricht zu schnell und ein anderer spricht ohne dabei viel die Lippen zu bewegen. Beantworten Sie bitte die Fragen im Hinblick darauf, wie die **meisten** Leute sprechen.
- Wenn eine Situation bei Ihnen nicht auftritt, ist eine Antwort mit „Die Situation kommt bei mir nicht vor“ möglich.
- Zu einigen Fragen gibt es „Unterfragen“, die uns Informationen über die Einstellung Ihres Hörgerätes liefern. Versuchen Sie bitte, auch diese Unterfragen so genau wie möglich zu beantworten.
- Im Fragebogen sind viele Situationen aufgeführt, die beim täglichen Umgang mit Hörgeräten auftreten. Trotzdem erheben wir keinen Anspruch auf Vollständigkeit. Wenn Sie also eine Situation hinzufügen wollen, die Ihnen wichtig erscheint, vom Fragebogen jedoch nicht abgedeckt wurde, können Sie diese in Frage **22** ergänzen.

Anhang

- Es gibt mehrere Situationen, in denen Sie Probleme haben, die Ihnen aber unwichtig sind, da sie selten bei Ihnen auftreten. Deshalb haben Sie zum Ende des Fragebogens die Möglichkeit, Ihre drei größten Probleme anzugeben. Diese werden in einer anschließenden Statistik entsprechend berücksichtigt.

Herzlichen Dank für Ihre Unterstützung!

A.2 Fragebogen

Angaben zur Person

(Falls Sie nicht am **Preis Ausschreiben** teilnehmen möchten, kann der Fragebogen auch anonym behandelt werden)

Name, Vorname	
Straße, Hausnummer	
PLZ, Wohnort	

Für den Fall, daß Sie einen unserer Preise gewinnen, geben Sie bitte an, welchen Preis Sie favorisieren würden:

- Infrarot-System zum Fernsehen
- Telefonverstärker
- Wecker mit Kissenvibrator

Geben Sie bitte Ihr Alter an:
Hörgeräteversorgung aus?

.....Jahre

Wie sieht Ihre

Ich trage ein Hörgerät auf:

- auf beiden Ohren
- dem linken Ohr
- dem rechten Ohr

Wie lange tragen Sie insgesamt Hörgeräte?

- weniger als 1 Jahr
- 1- 5 Jahre
- 5 - 10 Jahre
- mehr als 10 Jahre

Wie lange tragen Sie Ihr(e) derzeitiges(n) Hörgerät(e)?

- weniger als 3 Monate
- 3 Monate - 1Jahr
- 1 - 2 Jahre
- 2 - 5 Jahre
- mehr als 5 Jahre

Wie viele Stunden am Tag tragen Sie Ihr(e) Hörgerät(e)?

- weniger als 1 Stunde
- 1 - 4 Stunden
- 4 - 8 Stunden
- mehr als 8 Stunden

Wie sind Sie insgesamt mit Ihrem(n) Hörgerät(en) zufrieden?

- sehr zufrieden
- zufrieden
- mittelmäßig zufrieden
- unzufrieden
- sehr unzufrieden

1. Sie unterhalten sich in einem großen leeren (halligen) Raum. Haben Sie Schwierigkeiten der Unterhaltung zu folgen?

die Situation kommt bei mir nicht vor

die Situation kommt bei mir vor und ich habe damit:

- sehr große Probleme
- große Probleme
- kaum Probleme
- keine Probleme

2. Sie sitzen mit mehreren Personen an einem Tisch und unterhalten sich. Haben Sie Schwierigkeiten, dem Gespräch zu folgen?

die Situation kommt bei mir nicht vor

die Situation kommt bei mir vor und ich habe damit:

- sehr große Probleme
- große Probleme
- kaum Probleme
- keine Probleme

3. Sie halten sich in einem ruhigen Raum auf. Kommt es vor, daß Sie Geräusche vom Hörgerät wahrnehmen, die man mit dem Rauschen eines Radios vergleichen kann, bei dem der Sender nicht richtig eingestellt ist?

Ich habe damit:

- sehr große Probleme
- große Probleme
- kaum Probleme
- keine Probleme

4. Sie befinden sich außerhalb der Wohnung. Fühlen Sie sich dabei durch Nebengeräusche belästigt, die durch das (die) Hörgerät(e) wieder wahrnehmbar werden?

die Situation kommt bei mir nicht vor

die Situation kommt bei mir vor und ich habe damit:

- sehr große Probleme
- große Probleme
- kaum Probleme
- keine Probleme, weiter mit Frage 5

Falls Sie damit Probleme haben, kreuzen Sie bitte die Situationen an, in denen sie die größten Schwierigkeiten haben:

- Quietschen von Autoreifen
- Rauschen der Blätter
- Verkehrslärm ist zu laut
- Baustellenlärm ist zu laut
- die Sirene eines vorbeifahrenden Einsatzfahrzeuges
- andere:

5. Neigt(en) Ihr(e) Hörgerät(e) zum Pfeifen, wenn Sie es tragen?

Ich habe damit:

- sehr große Probleme
- große Probleme
- kaum Probleme
- keine Probleme

6. Haben Sie Schwierigkeiten, sich mit dem Klang Ihrer eigenen Stimme anzufreunden?

Ich habe damit:

- sehr große Probleme
- große Probleme
- kaum Probleme
- keine Probleme, weiter mit Frage 7

Falls Sie Probleme mit dem Klang Ihrer Stimme haben, versuchen Sie bitte zu beschreiben, wie Sie diese empfinden:

- unnatürlich
- zu laut
- zu leise
- dumpf
- hohl
- verschwommen
- scharf
- schrill
- anders:.....

7. Es spricht Sie jemand an. Kommt es vor, daß Sie den Kopf in die falsche Richtung drehen?

Ich habe damit:

- sehr große Probleme
- große Probleme
- kaum Probleme
- keine Probleme

8. Sie befinden in eine Vortragsveranstaltung, im Kino oder in einem Schauspiel (Theater). Haben Sie Schwierigkeiten dem Vortrag/dem Dialog zu folgen?

die Situation kommt bei mir nicht vor

die Situation kommt bei mir vor und ich habe damit:

- sehr große Probleme
- große Probleme
- kaum Probleme
- keine Probleme

9. Sie schauen sich bei Zimmerlautstärke einen Spielfilm im Fernsehen an. Haben Sie Schwierigkeiten die Dialoge zu verfolgen?

die Situation kommt bei mir nicht vor

die Situation kommt bei mir vor und ich habe damit:

- sehr große Probleme
- große Probleme
- kaum Probleme
- keine Probleme

10. Sie telefonieren in einem Raum, in dem sich andere unterhalten oder das Radio- oder Fernsehgerät läuft. Müssen Sie dazu das Radio leiser stellen oder die Personen bitten, leiser zu sprechen?

die Situation kommt bei mir nicht vor

die Situation kommt bei mir vor und ich habe damit:

- sehr große Probleme
- große Probleme
- kaum Probleme
- keine Probleme, weiter mit Frage 11

Falls Sie damit Probleme haben, kreuzen Sie die Situation an, die auf Sie zutrifft:

- benutzen Sie die Telefonspule Ihres(r) Hörgeräts (s) (falls vorhanden)
- falls Sie die Telefonspule nicht verwenden, neigt das (die) Hörgerät(e) zum Pfeifen?

11. Haben Sie Schwierigkeiten im Umgang mit Ihrem(n) Hörgerät(en)?

Ich habe damit:

- sehr große Probleme
- große Probleme
- kaum Probleme
- keine Probleme, weiter mit Frage 12

Falls Sie damit Probleme haben, kreuzen Sie bitte die Situationen an, in denen Sie die größten Schwierigkeiten haben:

- beim Wechseln der Batterie
- beim Einstellen der Lautstärke
- beim Einsetzen oder Herausnehmen des(r) Hörgeräts (s)
- andere:

12. Haben Sie Probleme mit Geräuschen, die vom Wind hervorgerufen werden?

Ich habe damit:

- sehr große Probleme
- große Probleme
- kaum Probleme
- keine Probleme

13. Sie unterhalten sich mit einer Person in einer ruhigen Situation. Haben Sie Schwierigkeiten, dem Gespräch zu folgen?

die Situation kommt bei mir nicht vor

die Situation kommt bei mir vor und ich habe damit:

- sehr große Probleme
- große Probleme
- kaum Probleme
- keine Probleme

14. Haben Sie manchmal den Eindruck, daß die Geräusche Ihrer Umgebung nicht richtig übertragen werden, da diese durch Ihr(e) Hörgerät(e) verzerrt werden?

Ich habe damit:

- sehr große Probleme
- große Probleme
- kaum Probleme
- keine Probleme

15. Wie kommen Sie mit Ihrem(n) Hörgerät(en) zurecht, wenn plötzliche laute Geräusche auftreten?

Ich habe damit:

- sehr große Probleme
- große Probleme
- kaum Probleme
- keine Probleme, weiter mit Frage 16

Falls Sie damit Probleme haben, kreuzen Sie bitte die Situation an, in denen Sie die größten Probleme haben:

- Alarmsirene, "Martinshorn"
- Zuschlagen einer Tür
- Hupen eines Autos
- Klappern von Besteck und Geschirr
- andere:

16. Ist es Ihnen peinlich, Ihr(e) Hörgerät(e) in der Öffentlichkeit zu tragen?

Ich habe damit:

- sehr große Probleme
- große Probleme
- kaum Probleme
- keine Probleme

17. Haben Sie Schwierigkeiten mit dem Klang Ihres(r) Hörgeräte(s)?

Ich habe damit:

- sehr große Probleme
- große Probleme
- kaum Probleme
- keine Probleme, weiter mit Frage 18

Falls Sie mit dem Klang Ihres(r) Hörgeräte(s) Probleme haben, versuchen Sie bitte, diese zu beschreiben:

Wie empfinden Sie den Klang von Kinderstimmen ?

- zu leise
- zu scharf
- zu blechern
- verschwommen
- anders:.....
- natürlich

Wie empfinden Sie den Klang von Männerstimmen ?

- zu blechern
- zu dumpf
- zu hohl
- dröhnend
- verschwommen
- anders:.....
- natürlich

Wie empfinden Sie den Klang von Frauenstimmen ?

- zu scharf
- zu leise
- zu blechern
- verschwommen
- anders:.....
- natürlich

Wie empfinden Sie den Klang von Vogelzwitschern ?

- zu leise
- zu scharf
- zu blechern
- verschwommen
- anders:.....
- natürlich

18. Sie befinden sich in einem ruhigen Raum. Hören Sie die Türglocke oder die Telefonklingel?

die Situation kommt bei mir nicht vor

die Situation kommt bei mir vor und ich habe damit:

- sehr große Probleme
- große Probleme
- kaum Probleme
- keine Probleme

19. Sie unterhalten sich mit einer Person, die sich etwas entfernt von Ihnen aufhält. Haben Sie Probleme, sich mit dieser Person zu unterhalten?

die Situation kommt bei mir nicht vor

die Situation kommt bei mir vor und ich habe damit:

- sehr große Probleme
- große Probleme
- kaum Probleme
- keine Probleme, weiter mit Frage **20**

Falls Sie damit Probleme haben, versuchen Sie bitte diese Situation zu beschreiben:

die Stimme kommt mir

- zu schwach vor
- zu nah vor

20. Sie unterhalten sich mit einer Person in einer Situation mit Hintergrundgeräuschen. Haben Sie Schwierigkeiten, dem Gespräch zu folgen?

die Situation kommt bei mir nicht vor

die Situation kommt bei mir vor und ich habe damit:

- sehr große Probleme
- große Probleme
- kaum Probleme
- keine Probleme, weiter mit Frage **21**

Falls Sie damit Probleme haben kreuzen Sie bitte die Situationen an, in denen Sie die größten Schwierigkeiten haben, wenn sie sich unterhalten wollen:

- im Auto,
- beim Hantieren mit Geschirr oder Besteck
- im Zug, Bus oder anderen öffentlichen Verkehrsmitteln
- auf verkehrsreichen Straßen und Plätzen
- wenn im Hintergrund ein Haushaltsgerät, Ventilator oder ähnliches läuft
- wenn im Hintergrund Wasser fließt (Dusche, Badewanne, WC usw.)
- in Büroräumen (Schreibmaschinen, Computer-Drucker usw.)
- in Kaufhäusern oder Schalterhallen
- wenn im Hintergrund Musik gespielt wird
- bei Stimmengewirr im **Hintergrund** (z. B. Restaurant)
- andere:

21. Sind Sie mit der Klangqualität Ihres(r) Hörgeräte(s) zufrieden, wenn Sie Musik hören?

die Situation kommt bei mir nicht vor

die Situation kommt bei mir vor und ich habe damit:

- sehr große Probleme
- große Probleme
- kaum Probleme
- keine Probleme, weiter mit Frage **22**

Falls Sie damit Probleme haben, versuchen Sie bitte den Klang Ihres(r) Hörgeräte(s) zu beschreiben:

- zu scharf
- zu blechern
- zu dumpf
- zu hohl

22. Abschließend haben Sie die Möglichkeit, die Probleme mit Ihrem(n) Hörgerät(en) aufzuschreiben, die Ihnen besonders zu schaffen machen aber in den bisherigen Fragen noch nicht angesprochen wurden:

.....

.....

.....

.....

.....

.....

Geben Sie bitte an, welche Fragen Ihre größten Probleme mit Ihrem(n) Hörgerät(en) angesprochen haben und versuchen Sie diese der Größe nach einzuordnen:

Mein **größtes** Problem wurde in Frage Nr. beschrieben.

Mein **zweitgrößtes** Problem wurde in Frage Nr. beschrieben.

Mein **drittgrößtes** Problem wurde in Frage Nr. beschrieben.

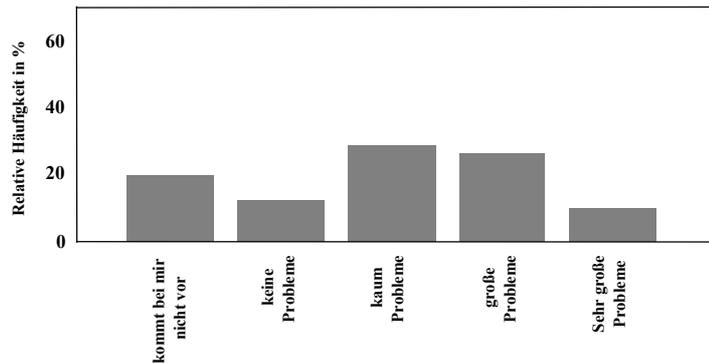
Wir danken Ihnen Für Ihre Mitarbeit an unserer Fragebogenaktion und hoffen, Ihnen dadurch in Zukunft das Leben mit Ihrem(n) Hörgerät(en) angenehmer gestalten zu können.

Wir wünschen Ihnen viel Glück bei unserem Preisausschreiben!

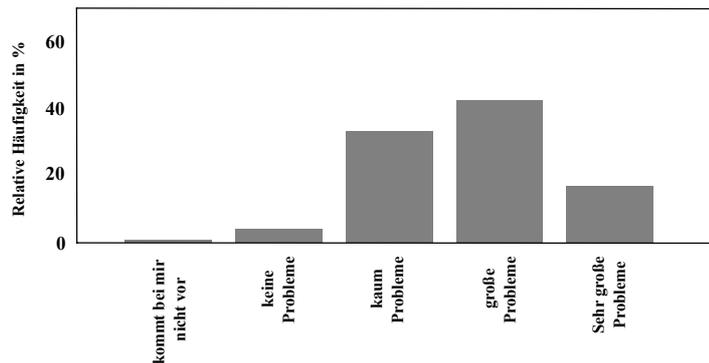
B Ergebnisse der einzelnen Items der epidemiologischen Umfrage (Kapitel 2.)

Die im folgenden dargestellten Ergebnisse geben den prozentualer Anteil aller Teilnehmer wieder:

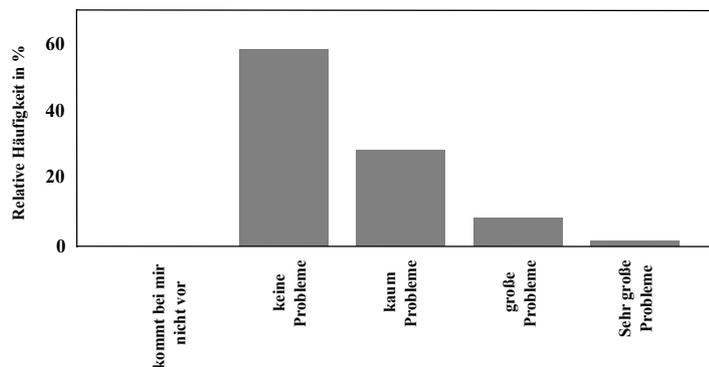
B.1 Unterhaltung in halligen Räumen (Item 1)



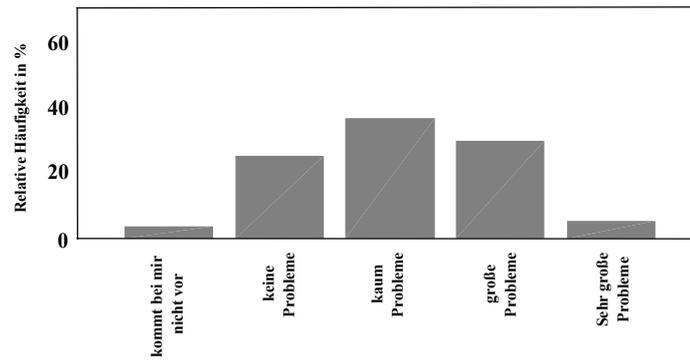
B.2 Unterhaltung mit mehreren Personen (Item 2)



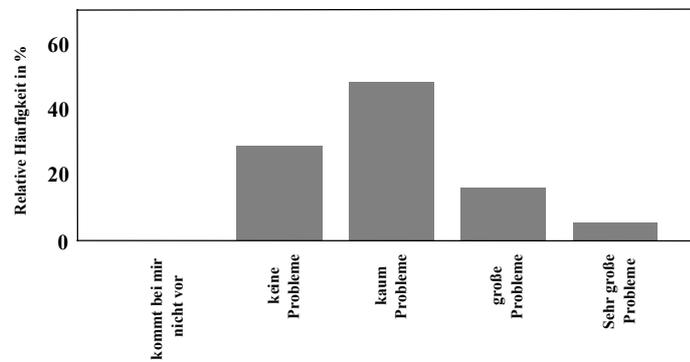
B.3 Rauschen im Hörgerät (Item 3)



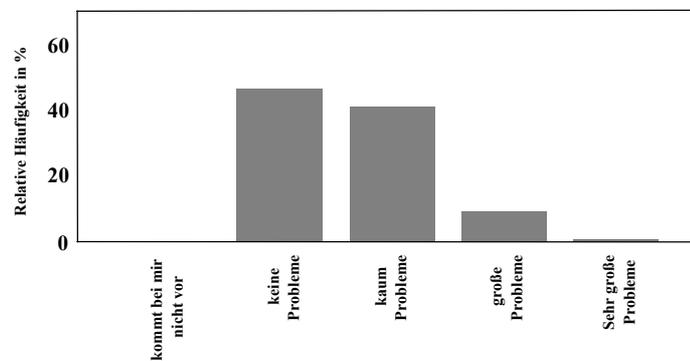
B.4 Draussen (Item 4)



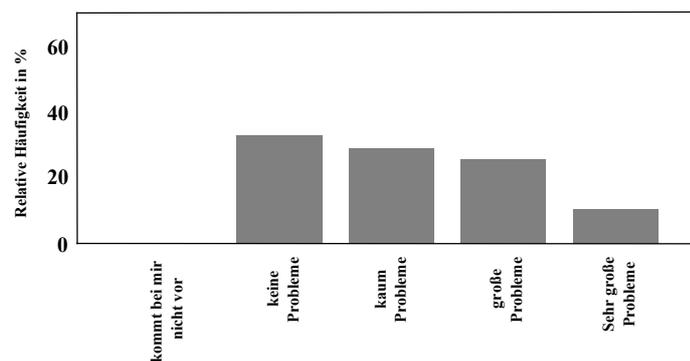
B.5 Rückkopplungsprobleme (Item 5)



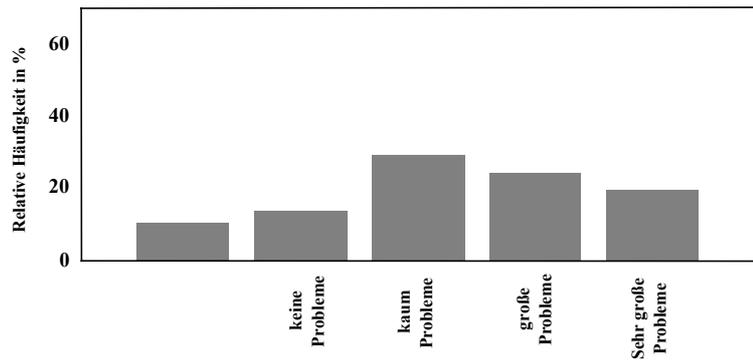
B.6 Klang der eigenen Stimme (Item 6)



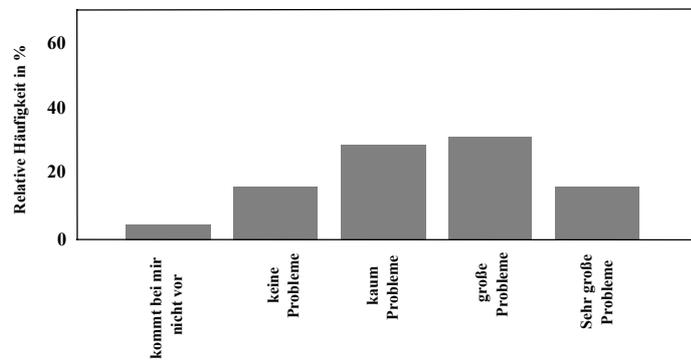
B.7 Richtungshören (Item 7)



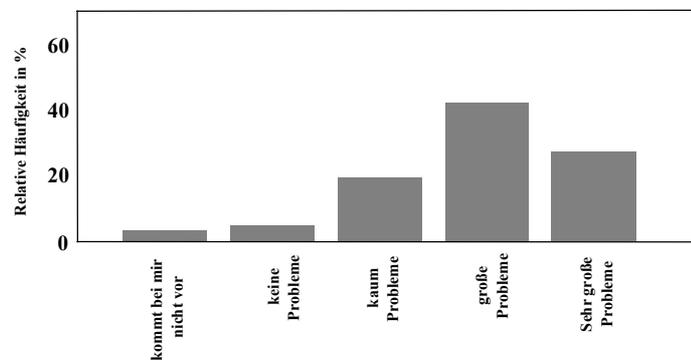
B.8 Sprachverstehen im Kino/Theater/Vortrag (Item 8)



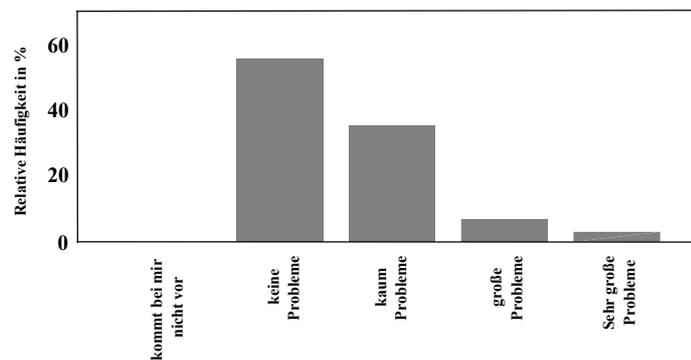
B.9 Fernsehen (Item 9)



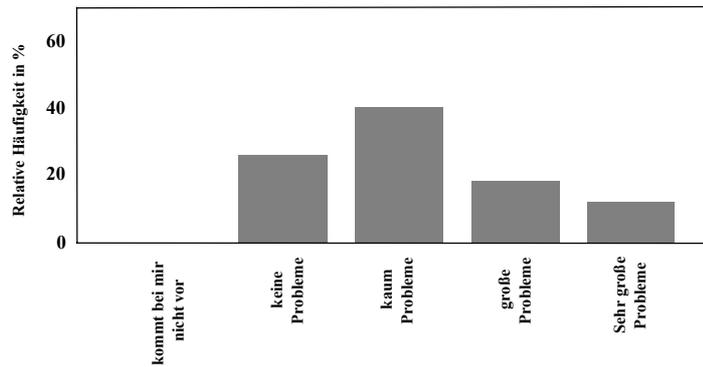
B.10 Beim Telefonieren (Item 10)



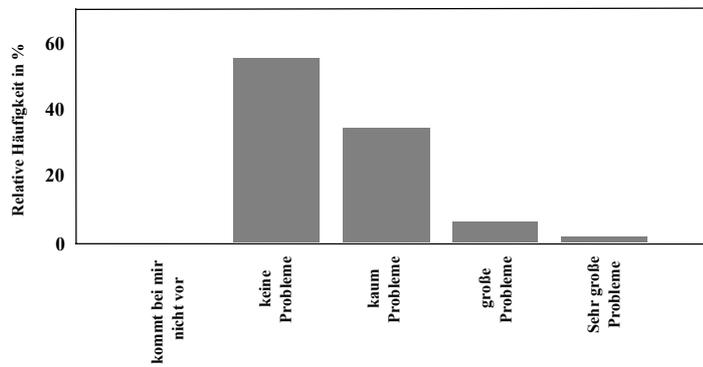
B.11 Handling (Item 11)



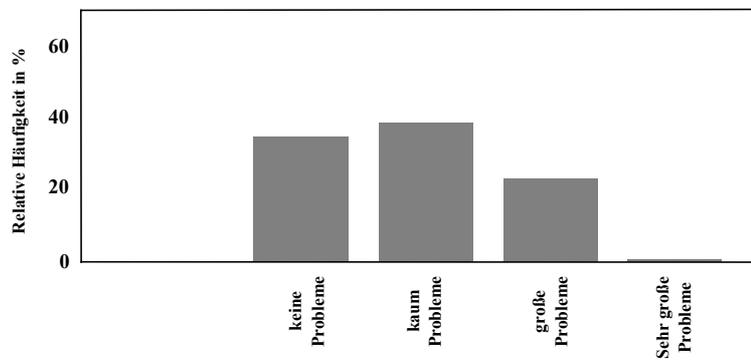
B.12 Windgeräusche (Item 12)



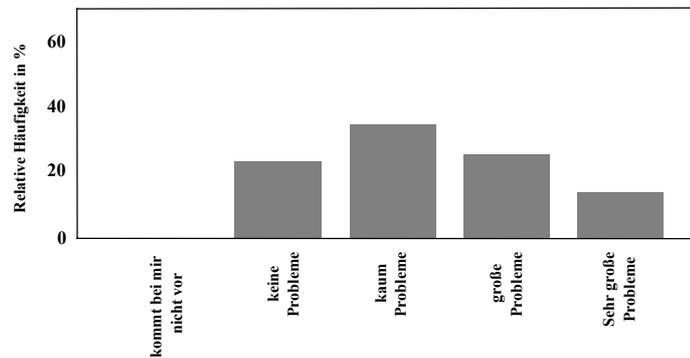
B.13 Unterhaltung in ruhiger Umgebung (Item 13)



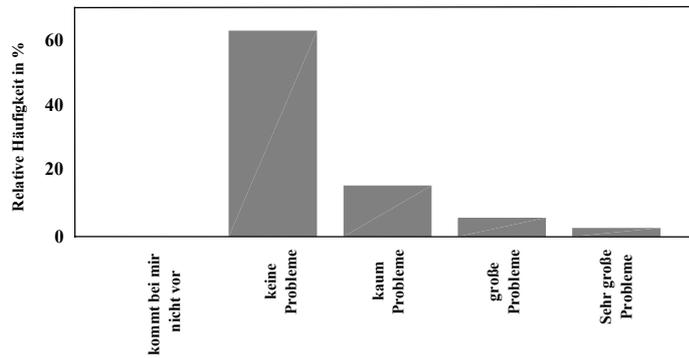
B.14 Verzerrungen im Hörgerät (Item 14)



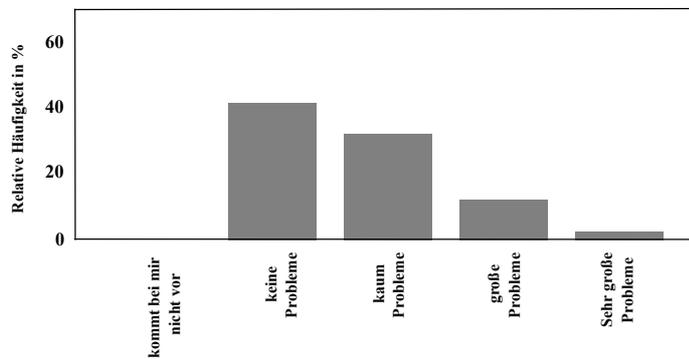
B.15 Plötzliche laute Geräusche (Item 15)



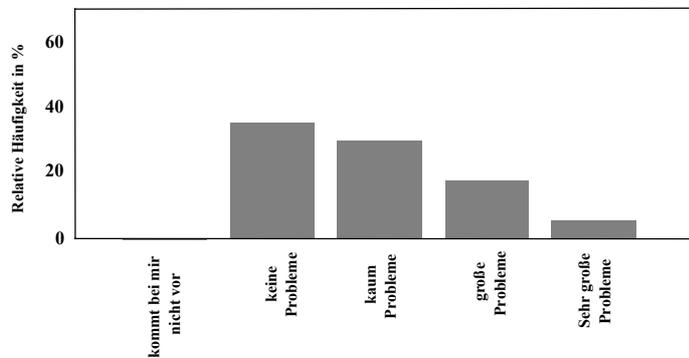
B.16 Es ist mir peinlich Hörgeräte zu tragen (Item 16)



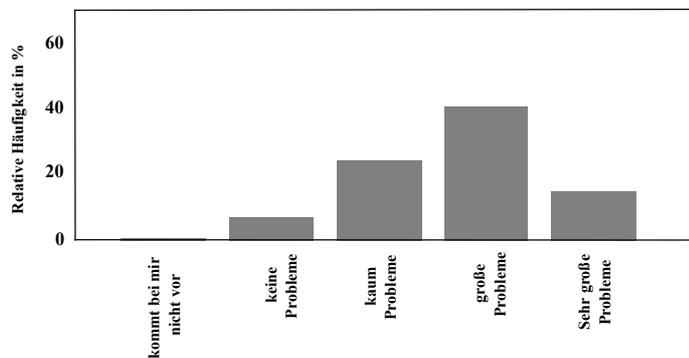
B.17 Klangqualität des Hörgerätes (Item 17)



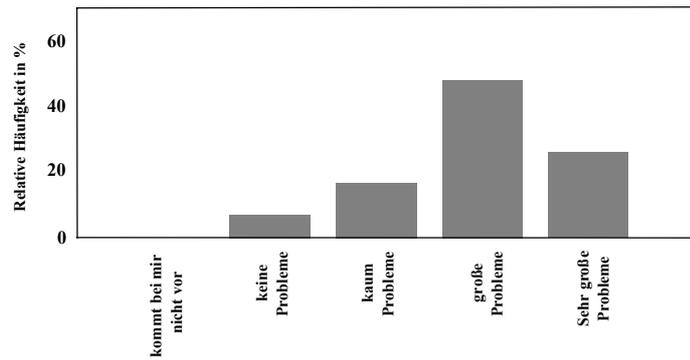
B.18 Wahrnehmung der Türglocke (Item 18)



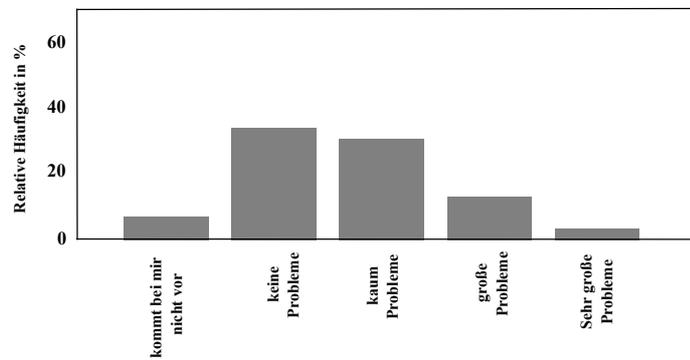
B.19 Unterhaltung mit einem entfernten Sprecher (Item 19)



B.20 Unterhaltung in geräuschvoller Umgebung (Item 20)



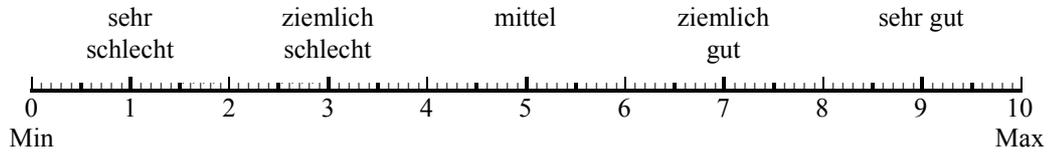
B.21 Klangqualität von Musik (Item 21)



Anhang

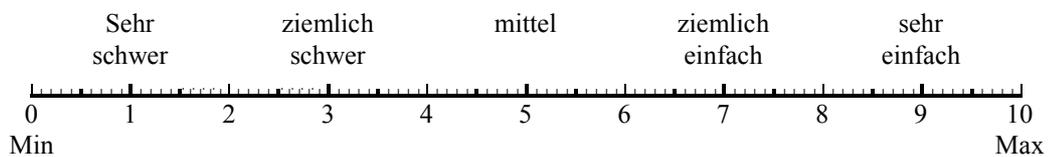
2.2 Wie beurteilen Sie die Leistungsfähigkeit des Test-Hörgerätes, wenn Sie sich in einer kleinen Gruppe mit einer einzelnen Person unterhalten? (z. B. bei einem Familientreffen)

diese Situation ist nicht aufgetreten

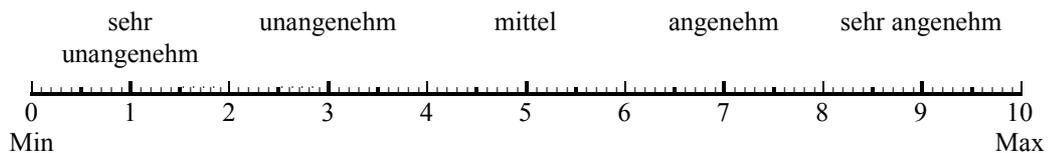


Programm ① ② ③ hat mir in dieser Situation am besten gefallen.

Wie gut ist es Ihnen möglich, in dieser Situation der Unterhaltung zu folgen?

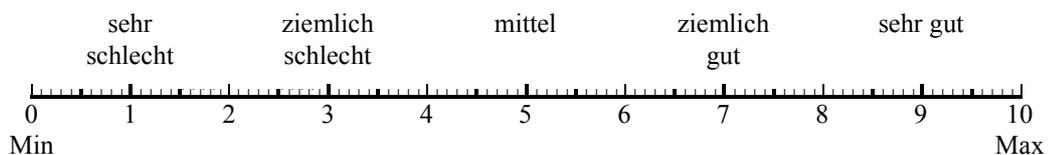


Wie empfinden Sie den Klang des Test-Hörgerätes in dieser Situation?



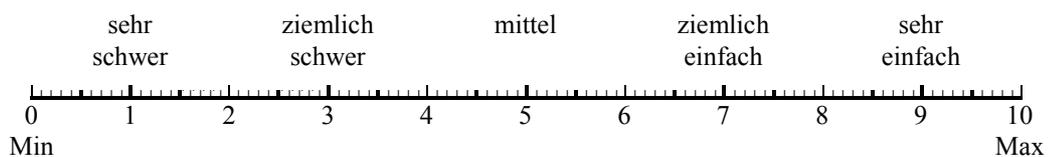
2.3 Wie beurteilen Sie die Leistungsfähigkeit des Test-Hörgerätes, wenn Sie sich in einer großen Gruppe mit einer einzelnen Person unterhalten?(z. B. in einem gut besuchten Restaurant)?

diese Situation ist nicht aufgetreten



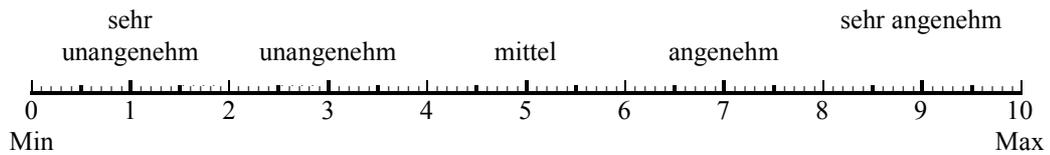
Programm ① ② ③ hat mir in dieser Situation am besten gefallen.

Wie gut ist es Ihnen möglich, in dieser Situation der Unterhaltung zu folgen?



Anhang

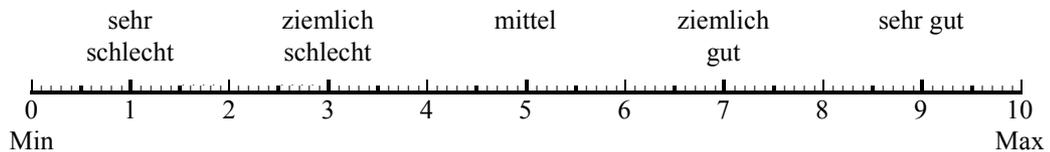
Wie empfinden Sie den Klang des Test-Hörgerätes in dieser Situation?



2.4 Haben Sie an kleineren Gruppen-Diskussionen teilgenommen?
(z. B. Besprechungen oder einem Essen mit mehreren Personen in ruhiger Umgebung)?

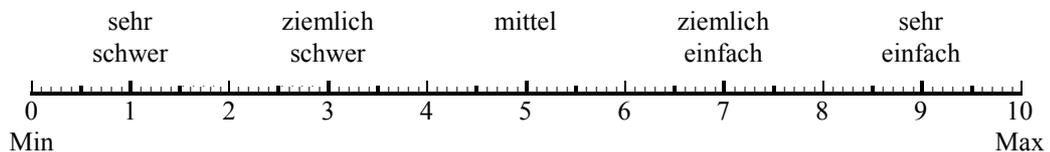
- Ja
 Nein

Falls ja, wie beurteilen Sie die Leistungsfähigkeit des Test-Hörgerätes in dieser Situation?

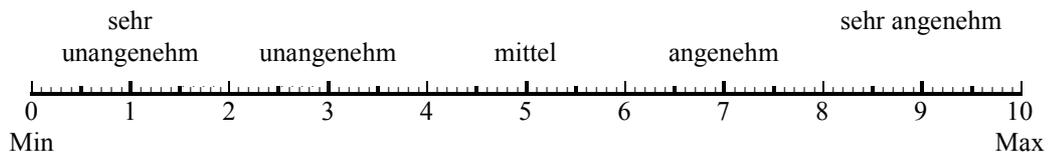


Programm ① ② ③ hat mir in dieser Situation am besten gefallen.

Wie gut ist es Ihnen möglich, in dieser Situation der Unterhaltung zu folgen?

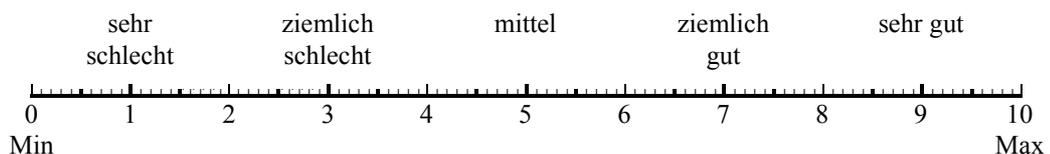


Wie empfinden Sie den Klang des Test-Hörgerätes in dieser Situation?



2.5 Wie beurteilen Sie die Leistungsfähigkeit des Test-Hörgerätes, wenn Sie sich im Bus oder Auto mit einer einzelnen Person unterhalten?

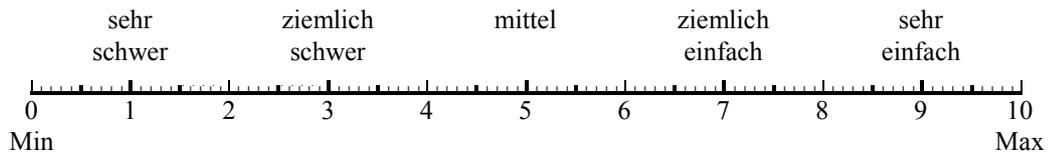
- diese Situation ist nicht aufgetreten



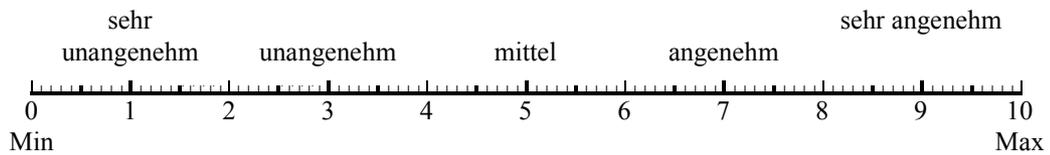
Programm ① ② ③ hat mir in dieser Situation am besten gefallen.

Anhang

Wie gut ist es Ihnen möglich, in dieser Situation der Unterhaltung zu folgen?

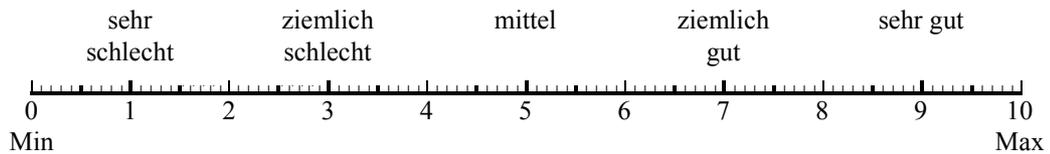


Wie empfinden Sie den Klang des Test-Hörgerätes in dieser Situation?



2.6 Wie beurteilen Sie die Leistungsfähigkeit des Test-Hörgerätes, wenn Sie ein Theater oder einen Vortrag besuchen?

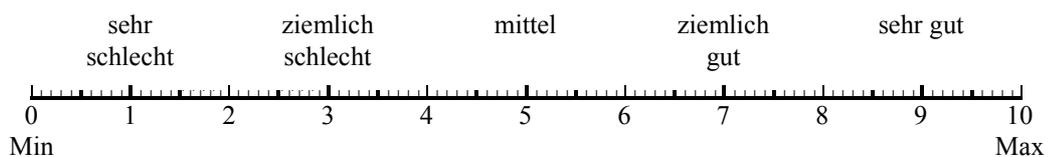
diese Situation ist nicht aufgetreten



Programm ① ② ③ hat mir in dieser Situation am besten gefallen.

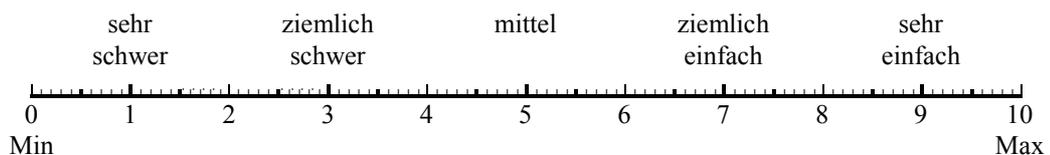
2.7 Wie beurteilen Sie die Leistungsfähigkeit des Test-Hörgerätes, wenn Sie sich auf einer Party oder einem größeren Familientreffen unterhalten?

diese Situation ist nicht aufgetreten



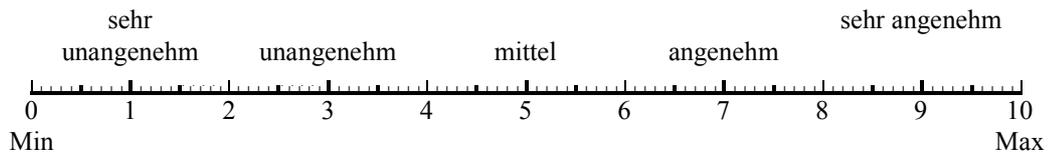
Programm ① ② ③ hat mir in dieser Situation am besten gefallen.

Wie gut ist es Ihnen möglich, in dieser Situation der Unterhaltung zu folgen?



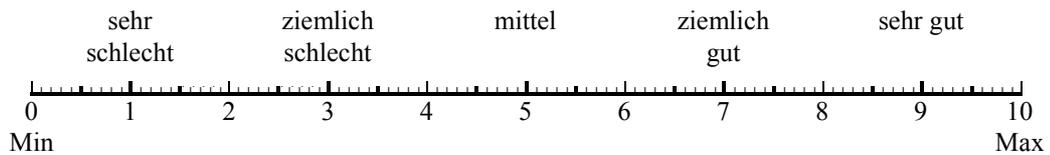
Anhang

Wie empfinden Sie den Klang des Test-Hörgerätes in dieser Situation?



2.8 Wie beurteilen Sie die Leistungsfähigkeit des Test-Hörgerätes, wenn Sie mit diesem ein Telefongespräch führen? (kein Handy!)

diese Situation ist nicht aufgetreten



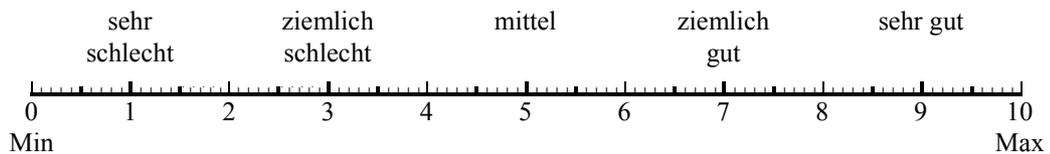
Programm ① ② ③ hat mir in dieser Situation am besten gefallen.

2.9 Haben Sie das Test- Hörgerät benutzt, wenn Sie mit Ihrem Handy telefoniert haben?

Ja

Nein

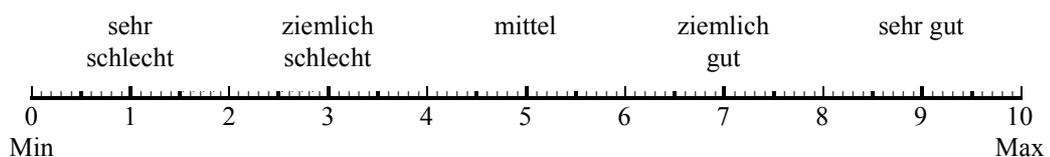
Falls ja, wie beurteilen Sie die Leistungsfähigkeit des Test-Hörgerätes, wenn sie es gemeinsam mit einem Handy verwenden?



Programm ① ② ③ hat mir in dieser Situation am besten gefallen.

2.10 Wie beurteilen Sie die Leistungsfähigkeit des Test-Hörgerätes, wenn Sie fernsehen oder Radio hören?

diese Situation ist nicht aufgetreten



Programm ① ② ③ hat mir in dieser Situation am besten gefallen.

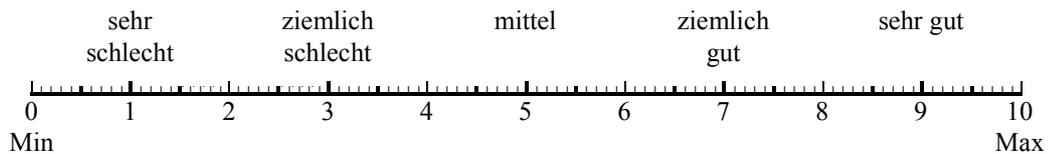
Anhang

3. Wie häufig können Sie mit Sicherheit die richtige Richtung feststellen, aus der ein Geräusch oder eine Stimme kommt, wenn Sie das Test-Hörgerät tragen?



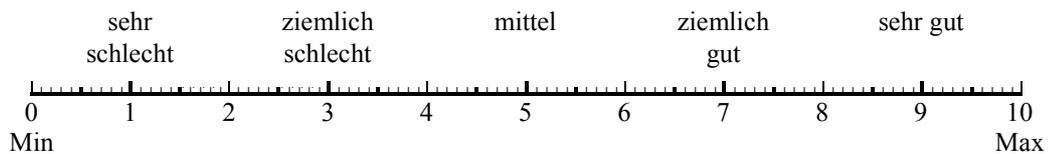
Programm ① ② ③ hat mir in dieser Situation am besten gefallen.

4. Wie empfinden Sie die Klangqualität des Test-Hörgerätes?

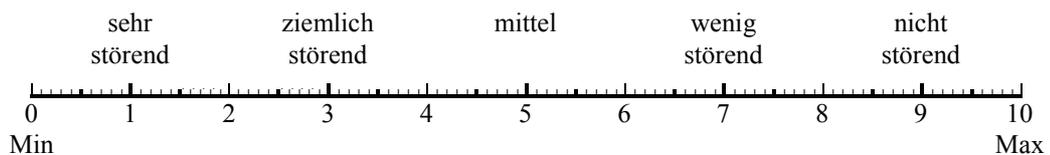


Programm ① ② ③ hat mir in dieser Situation am besten gefallen.

5. Wie empfinden Sie die Klangqualität Ihrer eigene Stimme, wenn Sie das Test-Hörgerät tragen?



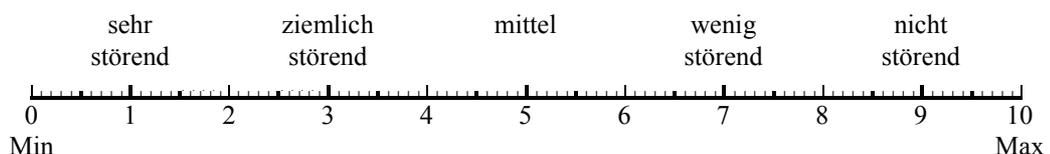
6. Wie empfinden Sie Geschirr oder Besteck klappern, wenn Sie das Test-Hörgerät tragen?



Programm ① ② ③ hat mir in dieser Situation am besten gefallen.

7. Wie empfinden Sie Straßenlärm, wenn Sie das Test-Hörgerät auf der Straße tragen?

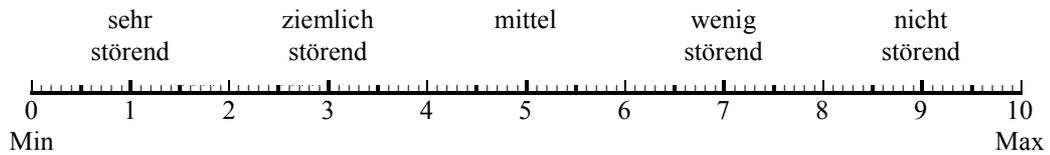
diese Situation tritt bei mir nicht auf



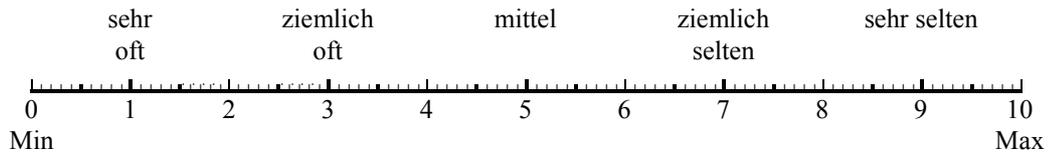
Programm ① ② ③ hat mir in dieser Situation am besten gefallen.

Anhang

8. Wie empfinden Sie plötzlichen Lärm (z. B. vorbeifahrendes Einsatzfahrzeug mit Sirene oder eine Autohupe), wenn Sie das Test-Hörgerät tragen?



9. Wie häufig werden Sie durch das Rückkopplungs-Pfeifen des Test-Hörgerätes belästigt?

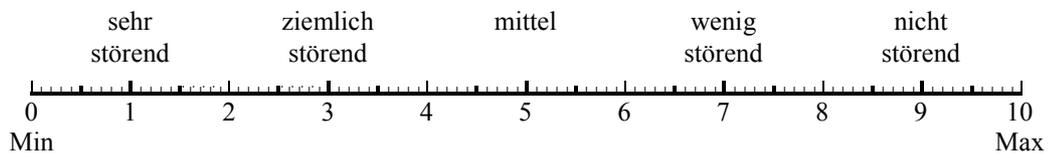


10. Haben Sie Probleme mit dem Rückkopplungs-Pfeifen des Test-Hörgerätes, wenn Sie telefonieren?

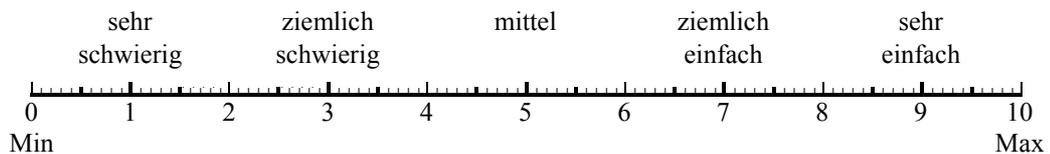
- Ja
 Nein

Programm ① ② ③ hat mir in dieser Situation am besten gefallen.

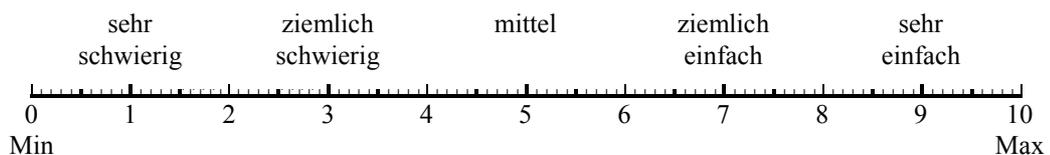
11. Wie empfinden Sie Windgeräusche, wenn Sie das Test-Hörgerät tragen?



12. Wie empfinden Sie die Handhabung des Test-Hörgerätes, beim Wechseln der Batterie?

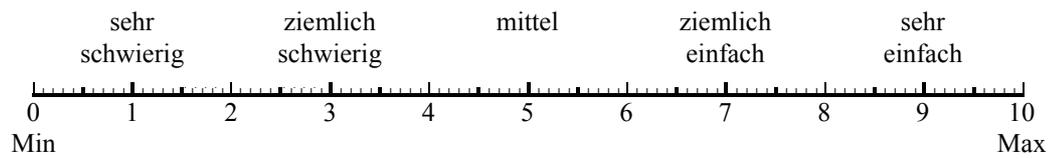


13. Wie empfinden Sie die Handhabung, beim Einsetzen bzw. Herausnehmen des Test-Hörgerätes?



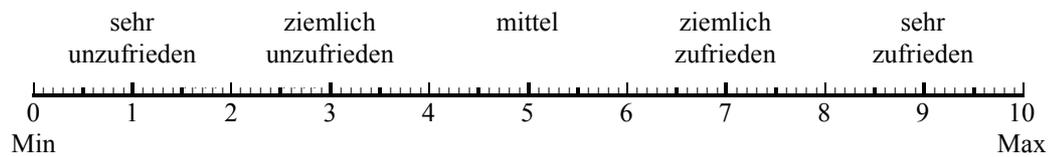
Anhang

14. Wie empfinden Sie die Handhabung, bei der Wahl der Hörprogramme?

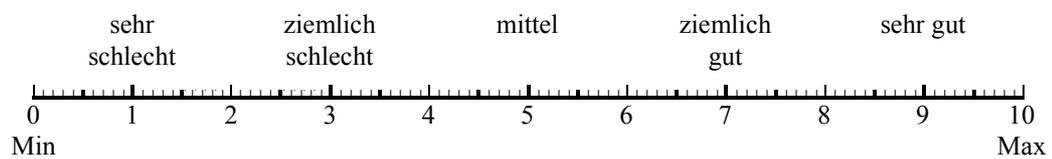


15. Wie beurteilen Sie das Design des Test-Hörgerätes?

Ich bin damit:



16. Wie würden Sie das Test-Hörgerät insgesamt beurteilen?



Insgesamt habe ich Programm ① ② ③ am häufigsten benutzt!

Platz für Notizen

D Telefon-Fragebogen (Kapitel 6.)

Fragen zu Ihrem Hörgerät

Name, Vorname: _____

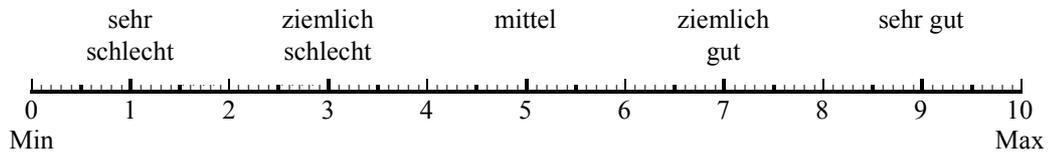
1. Wie lange tragen Sie Ihr Hörgerät in der Regel?

- mehr als 8 Stunden pro Tag
- etwa 4-8 Stunden pro Tag
- weniger als 4 Stunden pro Tag
- ein paar Stunden in der Woche
- nur gelegentlich
- ich trage mein Hörgerät nicht (mehr) !

2. **Funktionalität/Wirksamkeit Ihres Hörgerätes in verschiedenen Situationen:**

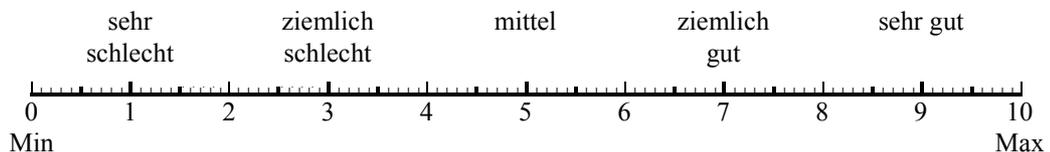
2.1 Wie beurteilen Sie die Leistungsfähigkeit Ihres Hörgerätes, wenn Sie sich in ruhiger Umgebung (z. B. zu Hause) mit einer einzelnen Person unterhalten?

- diese Situation tritt bei mir nicht auf



2.2 Wie beurteilen Sie die Leistungsfähigkeit Ihres Hörgerätes, wenn Sie sich in einer kleinen Gruppe mit einer einzelnen Person unterhalten? (z. B. bei einem Familientreffen)

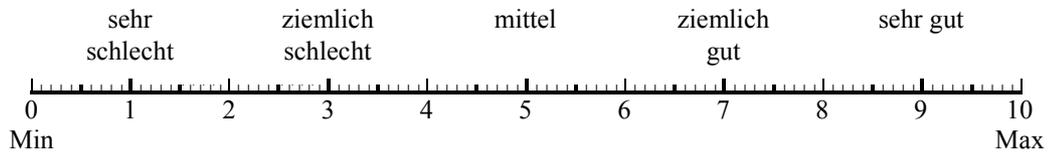
- diese Situation tritt bei mir nicht auf



Anhang

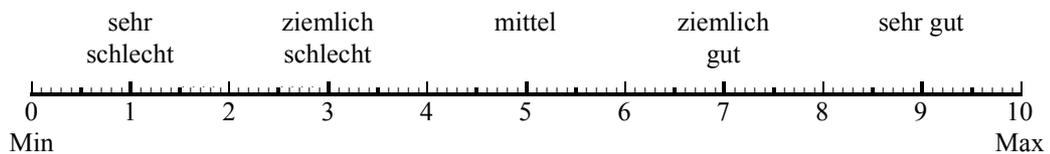
2.3 Wie beurteilen Sie die Leistungsfähigkeit Ihres Hörgerätes, wenn Sie sich in einer großen Gruppe mit einer einzelnen Person unterhalten?(z. B. in einem gut besuchten Restaurant)?

diese Situation tritt bei mir nicht auf



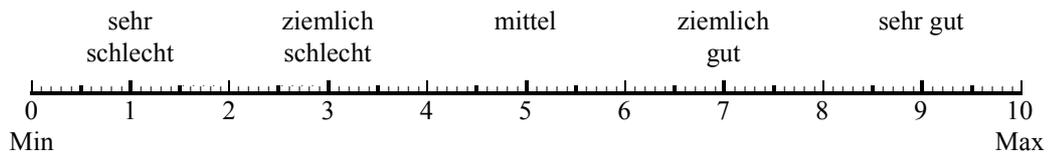
2.5 Wie beurteilen Sie die Leistungsfähigkeit Ihres Hörgerätes, wenn Sie sich im Bus oder Auto mit einer einzelnen Person unterhalten?

diese Situation tritt bei mir nicht auf



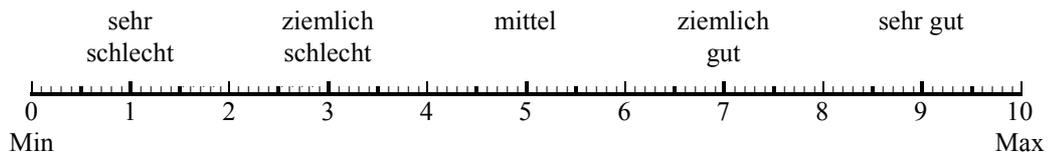
2.6 Wie beurteilen Sie die Leistungsfähigkeit Ihres Hörgerätes, wenn Sie ein Theater oder einen Vortrag besuchen?

diese Situation tritt bei mir nicht auf



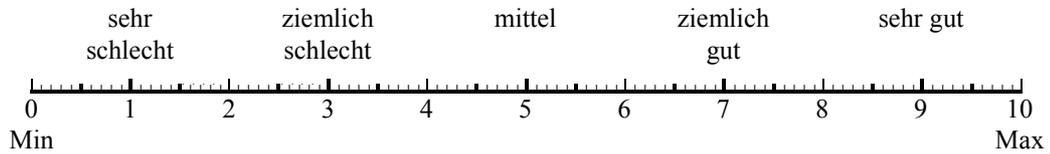
2.7 Wie beurteilen Sie die Leistungsfähigkeit Ihres Hörgerätes, wenn Sie sich auf einer Party oder einem größeren Familientreffen unterhalten?

diese Situation tritt bei mir nicht auf



2.8 Wie beurteilen Sie die Leistungsfähigkeit Ihres Hörgerätes, wenn Sie mit diesem ein Telefongespräch führen? (kein Handy!!!!!!)

diese Situation tritt bei mir nicht auf

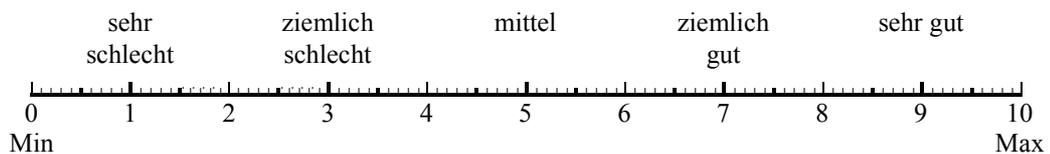


Wenn Sie telefonieren

- benutzen Sie Ihre Hörgeräte aber kein spezielles Telefonprogramm
- benutzen Sie Ihre Hörgeräte und schalten ein spezielles Telefonprogramm ein
- benutzen Sie Ihre Hörgeräte unter Verwendung der Telespule im Hörgerät (T-Stellung)
- schalten Sie Ihre Hörgeräte aus oder nehmen sie heraus
- benutzen Sie andere Hilfsmittel (Telefonverstärker, Telefonspulenverstärker, direkter Eingang etc.)
- sonst.....

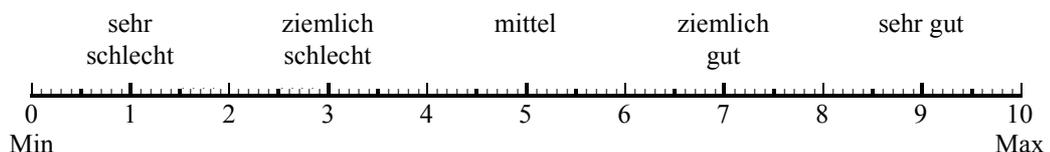
2.9 Wie beurteilen Sie die Leistungsfähigkeit Ihres Hörgerätes, wenn sie es gemeinsam mit einem Handy verwenden?

diese Situation tritt bei mir nicht auf



2.10 Wie beurteilen Sie die Leistungsfähigkeit Ihres Hörgerätes, wenn Sie fernsehen oder Radio hören?

diese Situation tritt bei mir nicht auf

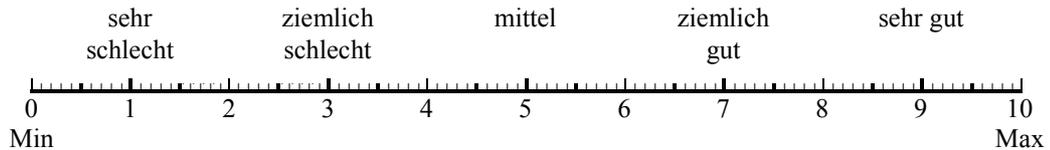


Anhang

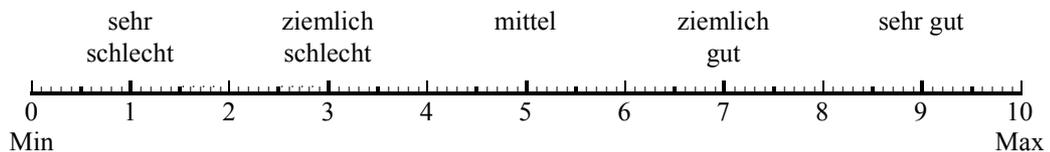
3. Wie häufig können Sie mit Sicherheit die richtige Richtung feststellen, aus der ein Geräusch oder eine Stimme kommt, wenn Sie Ihr Hörgerät tragen?



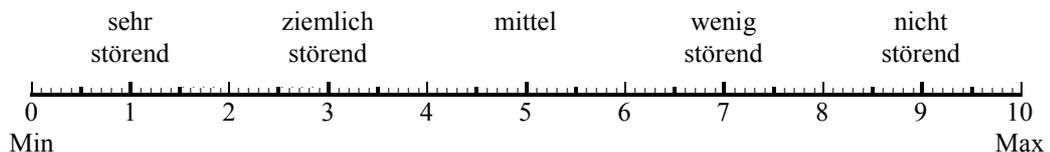
4. Wie empfinden Sie die Klangqualität Ihres Hörgerätes?



5. Wie empfinden Sie die Klangqualität Ihrer eigene Stimme, wenn Sie Ihr Hörgerät tragen?

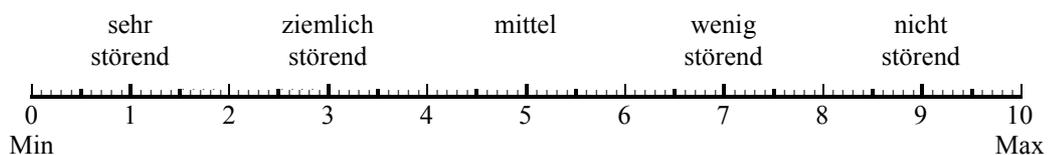


6. Wie empfinden Sie Geschirr oder Besteck klappern, wenn Sie Ihr Hörgerät tragen?

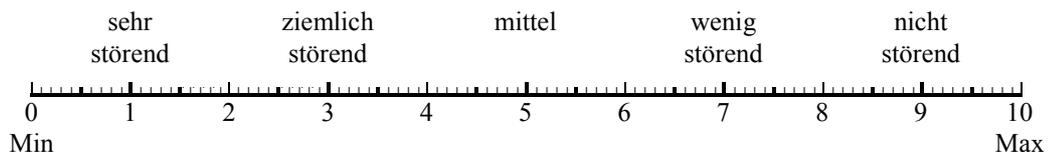


7. Wie empfinden Sie Straßenlärm, wenn Sie Ihr Hörgerät auf der Straße tragen?

diese Situation tritt bei mir nicht auf

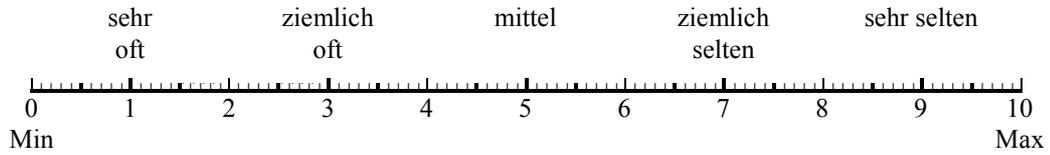


8. Wie empfinden Sie plötzlichen Lärm (z. B. vorbeifahrendes Einsatzfahrzeug mit Sirene oder eine Autohupe), wenn Sie Ihr Hörgerät tragen?



Anhang

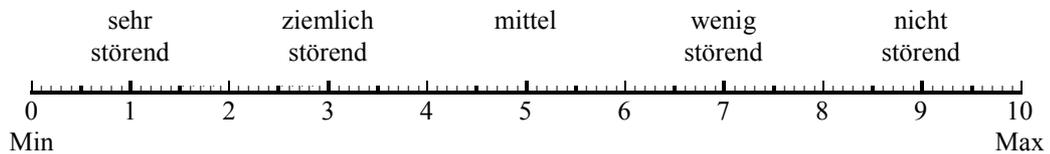
9. Wie häufig werden Sie durch das Rückkopplungs-Pfeifen Ihres Hörgerätes belästigt?



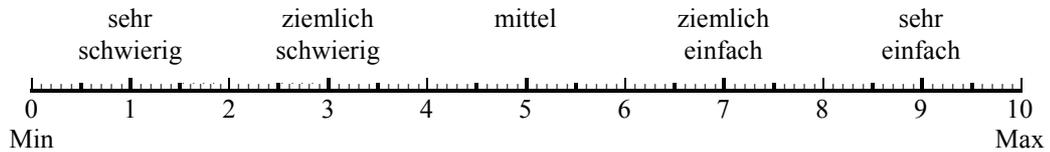
10. Haben Sie Probleme mit dem Rückkopplungs-Pfeifen Ihres Hörgerätes, wenn Sie telefonieren?

- Ja
- Nein

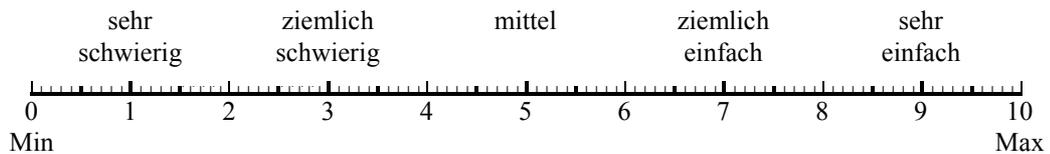
11. Wie empfinden Sie Windgeräusche, wenn Sie Ihr Hörgerät tragen?



12. Wie empfinden Sie die Handhabung Ihres Hörgerätes, beim Wechseln der Batterie?

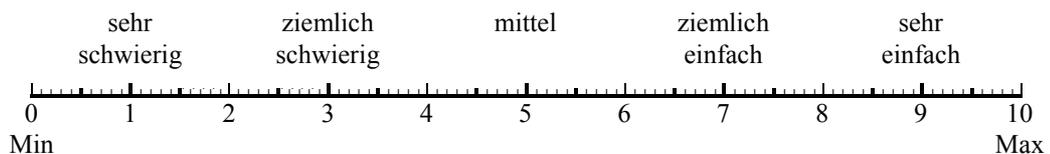


13. Wie empfinden Sie die Handhabung, beim Einsetzen bzw. Herausnehmen Ihres Hörgerätes?



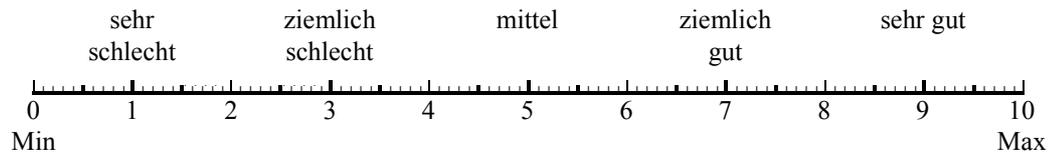
14. Wie empfinden Sie die Handhabung, bei der Wahl der Hörprogramme?

- ich habe ein Hörgerät mit nur einem Programm



Anhang

15. Wie würden Sie Ihr Hörgerät insgesamt beurteilen?



Platz für eigene Kommentare:

.....

.....

.....

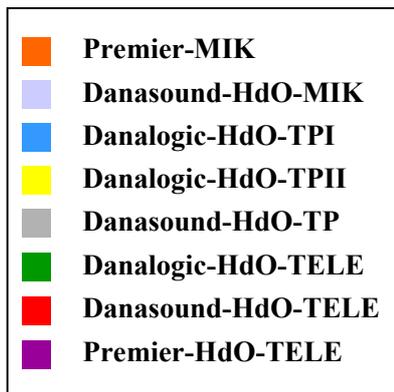
.....

.....

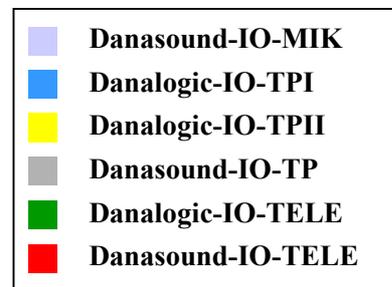
E Individuelle Verstärkungswerte der 14 Einstellungen (Kapitel 6.)

Darstellung der individuellen Ergebnisse. Der Übersichtlichkeit halber sind die Verstärkungswerte für HdO und IO Hörgeräte getrennt aufgeführt. Die folgenden 2 Legenden verdeutlichen die Zuordnung der einzelnen Einstellungen zu den jeweiligen Frequenzverläufen.

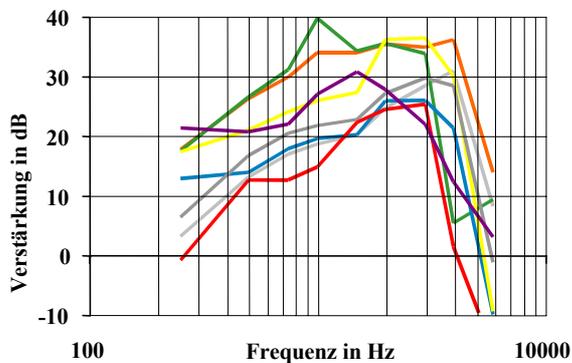
Legende für HdO-Hörgeräte



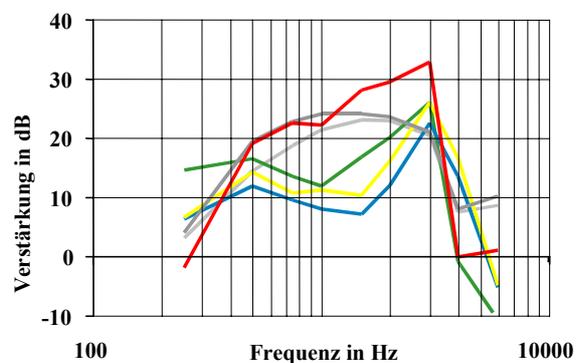
Legende für IO-Hörgeräte



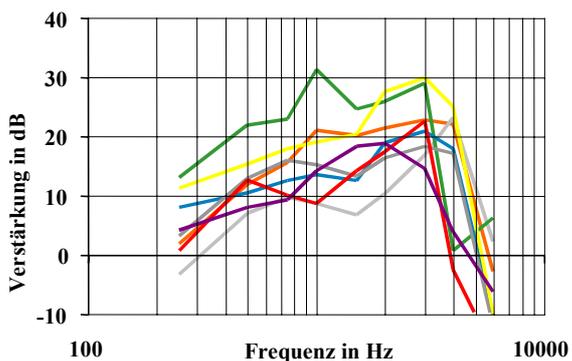
Patient 01: HdO-Hörgeräte



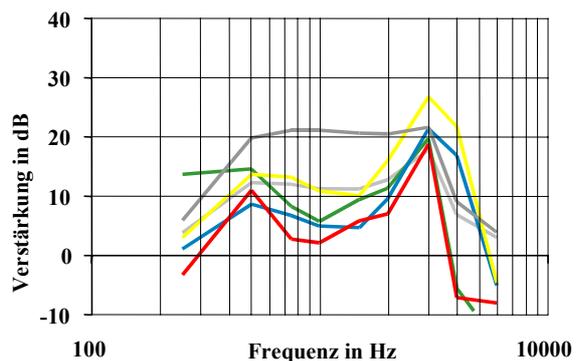
Patient 01: IO-Hörgeräte



Patient 03: HdO-Hörgeräte

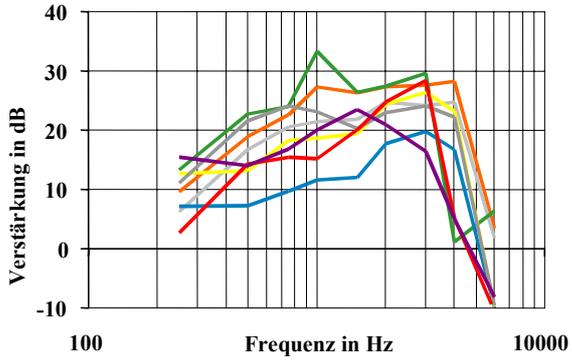


Patient 03: IO-Hörgeräte

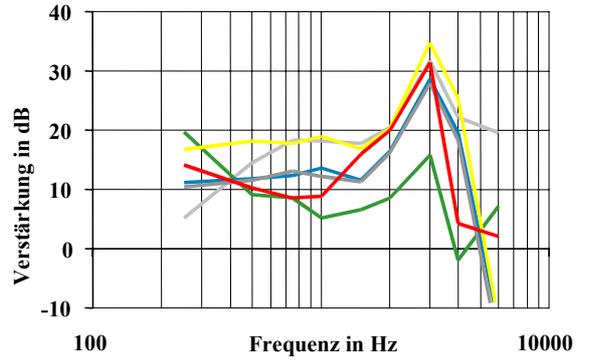


Anhang

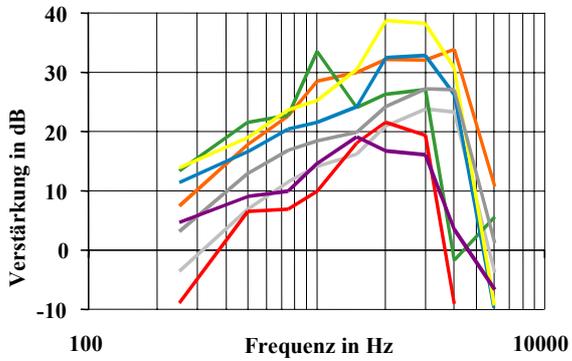
Patient 04: HdO-Hörgeräte



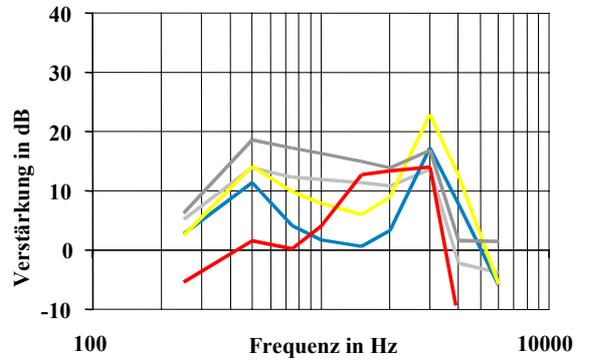
Patient 04: IO-Hörgeräte



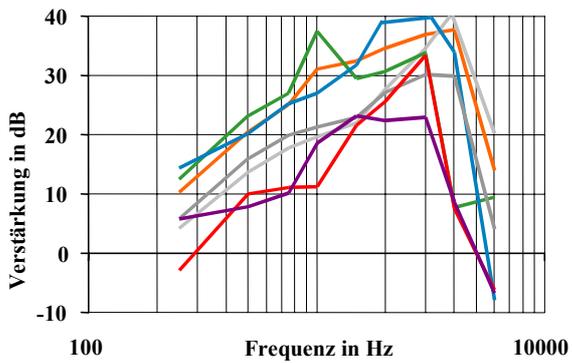
Patient 06: HdO-Hörgeräte



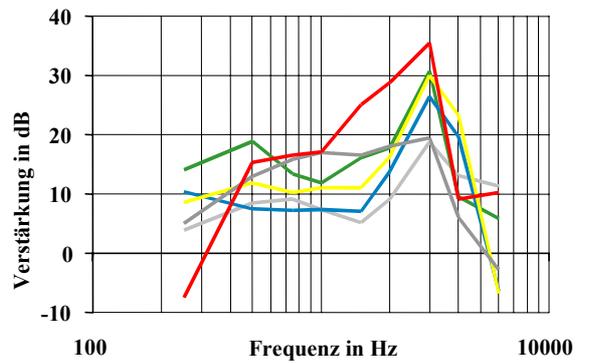
Patient 06: IO-Hörgeräte



Patient 07: HdO-Hörgeräte

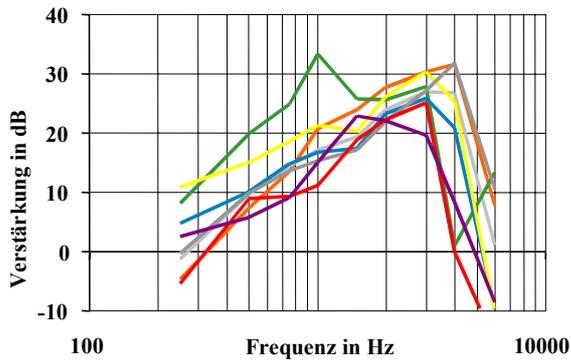


Patient 07: IO-Hörgeräte

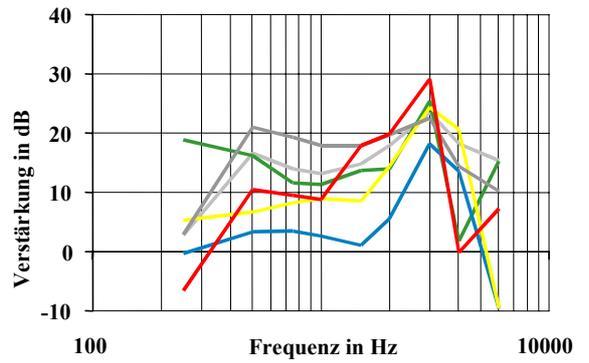


Anhang

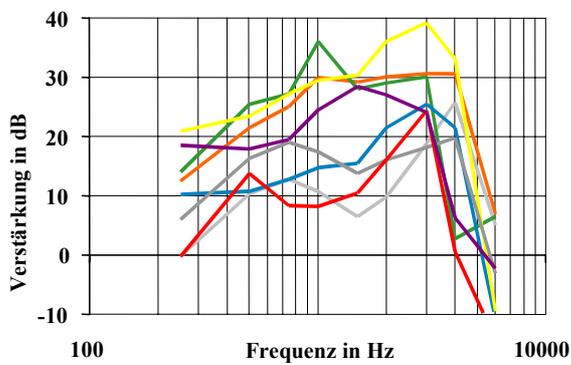
Patient 08: HdO-Hörgeräte



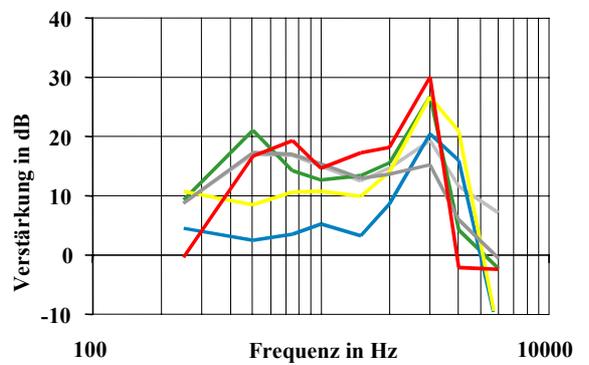
Patient 08: IO-Hörgeräte



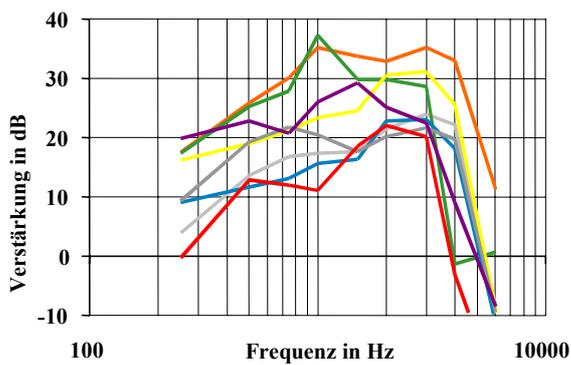
Patient 09: HdO-Hörgeräte



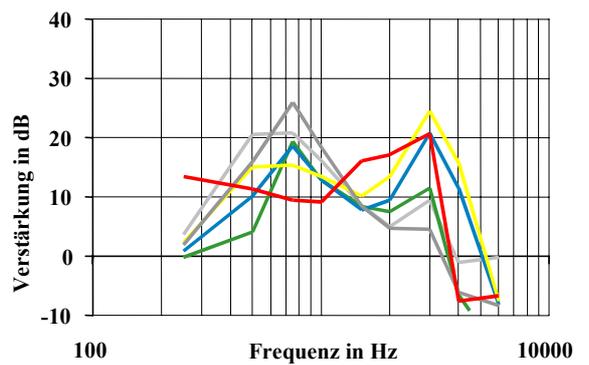
Patient 09: IO-Hörgeräte



Patient 10: HdO-Hörgeräte

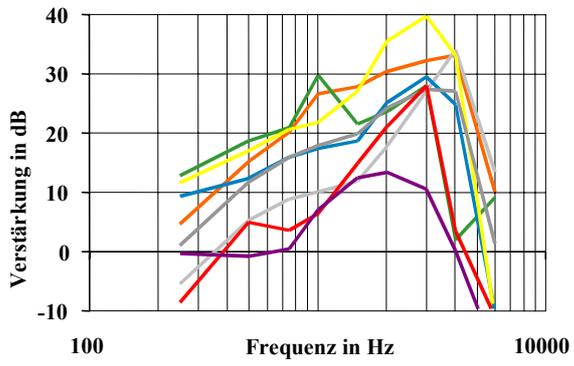


Patient 10: IO-Hörgeräte

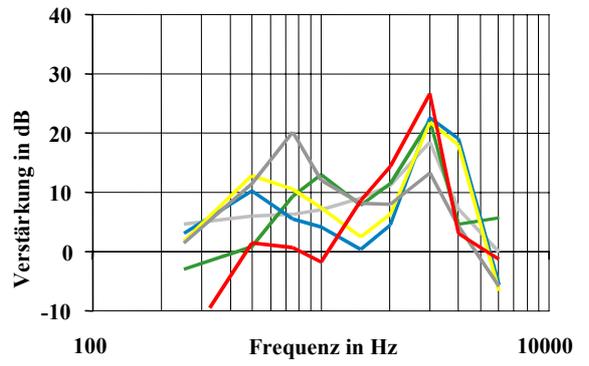


Anhang

Patient 11: HdO-Hörgeräte



Patient 11: IO-Hörgeräte



F Özet ve Öneriler

Bu tezde odyoloji (işitme bilimi)' nin özel bir bölümü olan, genel olarak önemi ihmal edilmiş olan işitme cihazları ve telefon iletişimi araştırıldı. İşitme sistemleri ile ilgili geçmişte ve günümüzde yapılan bir çok çalışmaya bakıldığında, bu sistemlerin telefon görüşmelerinde başarısız oldukları görülmüştür. Yapılan bu subjektif değerlendirmeleri daha objektif yapabilmek için, telefon iletişimi için kullanılan birçok işitme cihazının yararları, bu tip uygulama için özel olarak dizayn edilen konuşma testleri yolu ile kontrol edilmiştir. Bunlara ek olarak, bu tezde işitme cihazlarının parametrelerinin ölçümü, işitmede ve telefonda kolaylıkla tahmin edilebilen işitme fonksiyonu ile birlikte tanımlanmıştır.

Bu çalışmanın başında, iletişim sistemlerinde işitme cihazı kullanıcılarının memnuniyetinin değerlendirilmesi, birçok anket çalışması ile ölçülmüştür. Böylece telefon kullanımı için, işitme cihazlarının fonksiyonlarının sonuçları ne kadar etkilediği ortaya çıkarılmıştır. Sonuç şaşırtıcıdır; Her ne kadar kompleks bir teknoloji kullanılsa da, bu tür işitme cihazları, iletişim durumlarında kullanıcıya akustik geri bildirim (feedback) nedeni ile yarar sağlamamaktadır. Sonuç bizim yaptığımız çalışma sonuçları ile kanıtlanmıştır ki; telefon görüşmesinde işitme cihazı kullanan katılımcıların memnuniyeti % 73,4 bulunmuş ve bu durumu “önemli” veya “*ciddi problem*” olarak belirtmişlerdir.

İşitme cihazlarına dijital sinyal işleminin takılması daha kompleks konuşma işlemlerine ek birçok özellik sağlayıp, işitme cihazı kullananlar açısından konfor artışı sağlamıştır. Daha ileri dijital işitme cihazlarında, dijital geri bildirim baskılama sistemi (DFS= Digital Feedback Suppressing System) kurulmuştur. Bu sistemle bir taraftan, özellikle işitme cihazının rahatlığını sağlayan ve sesi yükselten, daha açık ayarlama olduğu zaman statik bir unsur aracılığı ile feedback durumunu azaltacak, diğer taraftan ise; uygun komponent direkt olarak kazanç sağlayacak ve böylece kulakta akustik çevre şartlarının değişmesinde kulakta bir feedback yapmayacaktır (örneğin telefonda konuşurken şapka takabilmek gibi). Böylece

Anhang

konuşmanın daha iyi anlaşılmasını artırmak için, en uygun ortam oluşturulabilecek ve bu durum sabit tutulacaktır.

DFS sisteminin kullanıldığı dijital bir işitme cihazı değerlendirmesinde (GN Danavox'un Danalogic, şimdi GN Resound), şu koşullar dikkate alınır; a) Telefon alıcısı olmayan işitme cihazı b) Telefon alıcısı olan işitme cihazı. a) şartı için avantaj kazanç 12,4 dB, b) şartı için avantaj kazanç 10,8 db'ye kadar yükselebilir. Bu sonuçla birlikte yeni bir soru ortaya çıkmaktadır: Acaba işitme cihazı kullanırken telefonda iletişim becesilerinin geliştirilmesi için bu fayda saklama özelliği kullanılabilir mi?

Telefon konuşmalarında DFS sistemli işitme cihazının extra yararını değerlendirmek için, ilk adım olarak telefon alıcısı ile konuşma sinyalini sunan, ikinci olarak da; kulaktaki alıcının doğru pozisyonunu gözlemleyen özel konuşma testi geliştirilmiştir. Konuşma sinyalinin mantıklı bir prezantasyonu için, Oldenburg Cümle Testi'nin konuşma materyalinin ön işlemi ile telefona iletişim hattının uyarılması gerekir. Bunlara ek olarak, rahatsız edici sesi bastırarak serbest alan hoparlörü kullanıldı. Amaçların gerçekleşebilmesi için diskriminasyon fonksiyonunun linear parçası içinde konuşmanın anlaşılabilirliğini değerlendirmek amacı ile *kişisel SRT* hesaplanır. Daha sonra konuşma ve gürültü sinyali düzeyini kullanarak, gürültüde konuşmanın anlaşılabilirliği ölçülür.

Fiziksel ölçümleri gerektiren telefon konuşma testinin doğrulanmasından sonra, bu test 11 normal işiten dinleyicilerin psikoakustik ölçümleri ile doğrulanmıştır. SRT değişkenleri üzerinde farklı gürültü sinyallerinin etkisi kontrol edilmiştir. Tüm koşullarda olduğu gibi, kişiler arası değişkenlerin averajı 1 dB'den daha küçük olduğu zaman test setup, telefonda konuşmanın anlaşılabilirliğine karar vermek için kullanılır. Buna ilave olarak telefonda konuşma testi fonksiyonunun eğimi belirlendi. Gerçekte diskriminasyon sonucu orijinalinde (17 %/dB) olduğu gibi dik durumda (8,9 %/dB' e kadar eğim çıkabilir) olmadığı sonucuna varılmıştır. Bu durum spesifik uygulama için avantaj sayılabilir. Çünkü etkin-derin diskriminasyon fonksiyonu konuşmanın anlaşılabilir skorunu direkt olarak etkilemektedir.

Farklı işitme sistemlerinin yararlarını takip eden iki alt çalışma telefon iletişim sistemine ilişkin olarak değerlendirilmiştir. İlk çalışma; hafif-orta derecede işitme kayıplı 12 kişide DFS sistemli ve DFS sistemli olarak aynı işitme sistemini analiz etmiştir. Çalışma sonucunda, eğer kazanç DFS sistemi telefon iletim sisteminin (300 Hz - 3,3 kHz) frekans bandında kullanılırsa, konuşmanın anlaşılabilirliği ortalama %22 oranında arttığı ortaya çıkmıştır. Cümlelerin %15'i, telefon alıcısının pozisyonu doğru olmadığı için analizden çıkarılmıştır Bu durum alıcı pozisyonunun görüntülenmesinin gerekli olduğunun kanıtıdır.

Çalışmanın son aşamasında, bazı seçilmiş parametreler düşünüldüğünde bir çok araştırmanın aksine, geçmişte yapılan çalışmalara göre tüm parametreler (işitme cihazı tipi “kulak arkası yada kulak içi”, işitme cihazı teknolojisi gibi) araştırmada incelenmiştir. Konuşmanın anlaşılabilirliği parametresine ek olarak, eşleştirilmiş karşılaştırmalar ve subjektif ile “objektif” ölçümlerle karar verilir. Bu çalışmada orta-ileri derecede ve işitme cihazsız telefonda iletişim kuramayan ileri derecede işitme kaybı olan 11 kişi katılmıştır. Görülüyor ki, her ne kadar objektif ve subjektif ölçümler arasında ilişki bulunmasa da, ne ayarlamalar ne de işitme cihazı tipi telefon iletişiminde üstün bulunmamıştır. Bu bulgular daha önce yapılan araştırmaları da desteklemektedir. Diğer çalışmalarda herhangi bir metod veya işitme cihazı tipi için optimal bir çözüm bulunamamıştır. Sonuçlara göre, telefon iletişiminde işitme cihazı açısından optimal sonuç her zaman kişisel olarak karar verilmelidir. Bununla birlikte 3 kHz ve 4 kHz’ daki kazanç sonuçları başarılı bir ayarlama için uygun, güvenilir indikatörlerdir. Bu frekanslardaki en yüksek kazancı sağlayan ayarlamalar ayrıca en iyi konuşmanın anlaşılabilirliğini de göstermektedir. Bu sonuç; DSF sistemi tarafından sağlanan kazancın konuşmanın anlaşılabilirliğinin artmasında yararlı olduğunu destekler. Ancak bu hipotez ITE (kulak içi) işitme cihazları hariç kanıtlanmamıştır. Çünkü bu tür işitme cihazı tipi DFS sistem aktif hale geldiği zaman en iyi ayarlanmayı sağlamaktadır. Bu özel uygulama için telefon alıcısı feedback olmaksızın işitme cihazı kullanıcısının pinna (kulak kepçesi) üzerine takılabilir. Böylece çevredeki gürültüler, sesler, işitme cihazı olmadan telefonda konuşurken bastırılabilir. Özellikle ITE işitme cihazlarına monte edildiğinde, DFS sistemi sadece telefonda konuşmanın anlaşılabilirliğini artırmakla kalmaz, ayrıca rahatlık da sağlar. Bu parametre çalışmada ölçülmemiştir. Bu, DFS sisteminde telefonla konuşulacağı zaman işitme cihazının çıkarılması zorunluluğu gibi bir problemin çözümüne yönelik olmadığı anlamına gelmektedir. Bu nedenle DFS sistem, bazı kişilerde konuşmanın anlaşılabilirliğini geliştirmese de telefonda kullanımı oldukça basitleştirdiği için bu faktör de düşünülmelidir.

Gelecekteki iletişim cihazı teknolojilerinin geliştirilmesinde, telefon iletişiminde özellikle işitme cihazlı yaşlı kişiler, telefon konuşmasında bir öncelik sağlayabilir. Bunlara ek olarak, halen çalışan işitme cihazlı kişiler için globalleşme çağında telefonun büyük bir önemi bulunmaktadır. Sonuçta; işitme cihazı satan firmaların ayarlama modülleri, telefon iletişimi için işitme sistemlerinin ayarlanmasında anlamlı odyolojik araçlar sağlar. Başlangıçta, odyolojik araç olarak “telefon konuşma testi” olabilir. Ancak, bu çalışmada geliştirilen sistem, özellikle telefon alıcılarının doğru pozisyonunun izlenmesi açısından, klinikler ve dispanserlerde mevcut koşullarda pratik uygulama için komplekstir.

Danksagung

Zur Durchführung und zum Gelingen der vorliegenden Arbeit bedurfte es der Mitarbeit vieler werter Kollegen, denen mein ausdrücklicher Dank gilt:

- Frau Prof. Dr. med. H. Glanz für die Ermöglichung dieser Arbeit am Funktionsbereich Audiologie der HNO-Universitätsklinik in Gießen.
- Herrn Prof. Dr. rer. nat. J. Kießling für die hervorragende Betreuung und tolle Unterstützung, sowie den fruchtbaren Diskussionen und Anregungen. Das er immer ein wirklicher Doktor-“Vater“ war, ein väterlicher Freund, der nicht nur für berufliche Probleme ein offenes Ohr hatte.
- Frau Dipl.-Phys. Alexandra Pastoors, die mir in kontroversen Diskussionen Denkanstöße für neue Lösungsansätze gab.
- Herrn Dipl.-Ing. Manfred Schubert, der meine Computer so in Schuss hielt, dass sie mir immer als nützliche Werkzeuge zur Verfügung standen.
- Herrn Thomas Gebhart für seine Tips in Diskussionen bei der Konzeption des Versuchaufbaus, seiner Unterstützung bei der Betreuung der Probanden und der Herstellung der notwendigen Otoplastiken.
- Den anderen Mitarbeitern des Funktionsbereiches Audiologie (Frau Barbara Brenner, Frau Sabine Margolf-Hackl,) für die tatkräftige Unterstützung, insbesondere bei der Übernahme meiner Patiententermine, als ich ausgefallen war und für die Besorgung der notwendiger Literatur, als ich schon in Bergisch Gladbach weilte.
- Den MitarbeiterInnen der Krankenversorgung des Funktionsbereiches Audiologie (Frau Martina Fink, Frau Christel Körber, Frau Ute Schuchmann, Frau Barbara Karupke, Frau Kerstin Gruschetzki, Herrn Hartwig Gerlach, Herrn Martin Rehbein, Herrn Cornelius Weis) für die freundliche Unterstützung und Beratung bei Fragen zur routinemäßigen Audiometrie.
- Herrn Dr. Jens Berger und Dr. Martin Hansen für die Einweisung in die Problematik der Telefondatenübertragung, -technik und der entsprechenden Normung.
- Frau Dipl.-Phys. Kirsten Wagener, Dr. Thomas Brand, Dr. Volker Kühnel und Dr. Volker Hohmann für die fruchtbaren Diskussionen bei der Auswahl des notwendigen Sprachmaterials und der Datenanalyse.
- Frau Ing. Eva Illsinger für ihre Ratschläge zur normgerechten Messung der Hörgeräte.
- Der Firma Gebhart Hörgeräte in Limburg für die Bereitstellung des Telefonadapters.

- Meinen schwerhörigen und normalhörenden Probanden für Ihren Einsatz, Ihre Treue und Geduld.
- Jennifer Groth für die Unterstützung bei der Herstellung der IO-Hörgeräte, der Anpassung der analogen Hörgeräte und den wertvollen Diskussionen bei der Konzeption der audiologischen Messungen. Mange takk!
- Ole Dyrland für die kollegiale Unterstützung und fruchtbaren Diskussionen.
- Meinen Korrekturen, Frau Mag. Dr. Anita Staudacher und meinem Bruder Sebastian, für ihre Geduld aus meinem Deutsch ein lesbares Deutsch zu machen und die immer wirklich schelle Bearbeitung.
- Herrn Kevin Kelley für die Korrektur der englischen Übersetzung des Kapitels Zusammenfassung und Ausblick.
- Mein ausdrücklicher Dank gilt der Firma GN Danavox für die Ermöglichung und Unterstützung der vorliegenden Arbeit, sowohl in finanzieller Hinsicht, als auch bei der Auswahl des Themas.
- Der Firma INTERTON GmbH für die Unterstützung bei der Fertigstellung der vorliegenden Arbeit.
- Der Firma BERNAMED Istanbul bei der Unterstützung der türkischen Übersetzung des Kapitels Zusammenfassung und Ausblick.
- Sigi für ihre aufmunternden Worte zur Fertigstellung und der Geduld mit meinen „Ausreden“.
- Meiner Verlobten Gül für die „Unterstützung“ bei der türkischen Übersetzung des Kapitels Zusammenfassung und Ausblick und für ihre immer wieder anspornenden Worte: „Please Matthi, work your thesis“.
- Meinen Eltern, dass sie mich immer unterstützt, aber nie gedrängt und mir, wenn nötig, mit Rat und Tat zur Seite gestanden haben.

LEBENS LAUF

Ich wurde am 8. Mai 1965 als zweites Kind des technischen Beamten Oskar Latzel und der Hausfrau Ursula Latzel, geb. Reimann, in Wesel geboren. Ab August 1971 ging ich zur katholischen Grundschule An der Bühlstraße und wechselte danach zur Grundschule Am Buttendick in Wesel. Von August 1975 bis 1984 besuchte ich das Gymnasium Wesel Nord, das ich am 28. Mai 1984 mit der Reifeprüfung abschloss.

Von August 1984 bis März 1988 leistete ich meinen Wehrdienst bei der Bundeswehr. Während dieser Zeit begann ich mein Studium der *Elektrotechnik* zunächst als Teilzeitstudent an der **Fernuniversität Hagen**. Im April 1988 wechselte ich dann an die **Ruhruniversität Bochum** als Vollzeitstudent und legte am 19. März 1991 mein Vordiplom ab. Im Oktober 1992 absolvierte ich das Industriepraktikum in der Forschungs- und Entwicklungsabteilung des Hörgeräteherstellers **Viennatone GmbH** in Wien. Die Studienarbeit mit dem Thema „*Maskierungseffekt in Zeit und Frequenz*“ unter Anleitung von Dr.-Ing. Markus Bodden und Dipl.-Ing. Dr. Zlatan Ribic führte ich ebenfalls in Zusammenarbeit mit der Viennatone GmbH in Wien durch. Im Oktober 1993 begann ich meine Diplomarbeit mit dem Thema „*Adaptives Störunterdrückungsmodul für eine Direct-Sequence Spread-Spectrum Übertragung*“ im Institut für Allgemeine Elektrotechnik und Elektronik an der **Technischen Universität Wien** unter Anleitung von Univ. Prof. Dipl.-Ing. Dr. techn. Franz Seifert und Dipl.-Ing. Dr. techn. Alois Goiser, die ich im März 1994 abschloss. Das Diplom des Elektroingenieurs wurde mir am 5. April 1994 verliehen.

Im Juni 1994 begann ich als Forschungsassistent in der Forschungsabteilung des Hörgeräteherstellers Viennatone GmbH in Wien und wechselte im März 1997 als wissenschaftlicher Mitarbeiter zum Funktionsbereich Audiologie der **HNO-Universitätsklinik in Gießen**. Hier fertigte ich unter Anleitung von Herrn Prof. Dr. rer. nat. Jürgen Kießling die vorliegende Arbeit an.

Seit dem 17. April 2000 bin ich Leiter der Abteilung Audiologie beim Hörgerätehersteller **Interton GmbH** in Bergisch Gladbach.

Matthias Latzel