

Aus der Klinik und Poliklinik für Hals-, Nasen- und Ohrenkrankheiten
der Universität Würzburg

Direktor: Professor Dr. med. Jan Helms

**Messung von sechs verschiedenen modernen digitalen Hörgeräten
mit fünf Audiogrammen am 2 cm³-Kuppler**

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung der Doktorwürde der

Medizinischen Fakultät

der

Bayerischen Julius-Maximilians-Universität zu Würzburg

vorgelegt von

Christiane Barbara Rau

aus Halblech

Würzburg, Februar 2003

Referent: Prof. Dr. med. J. Helms
Korreferent: Prof. Dr. med. F. Schardt
Dekan: Prof. Dr. med. S. Silbernagl

Tag der mündlichen Prüfung: 09. Juli 2003

Die Promovendin ist Zahnärztin.

Meinen Eltern und meiner Tante Gerda in Dankbarkeit gewidmet.

Inhalt

1	Einleitung.....	1
1.1	Geschichte der Hörgeräte.....	1
1.1.1	Tabellarischer Überblick.....	1
1.1.2	Zur Entwicklung analog – digital programmierbar – volldigital programmierbar.....	3
1.2	Indikation von Hörgeräten.....	5
1.3	Normierung.....	6
1.4	Problemdarstellung.....	8
2.	Material und Methode.....	10
2.1	Audiogramme.....	10
2.2	Hörgeräte.....	13
2.2.1	GN ReSound.....	13
2.2.2	Oticon.....	14
2.2.3	Phonak.....	15
2.2.4	Siemens.....	16
2.3	Versuchsbedingungen.....	17
2.4	Versuchsaufbau.....	17
2.5	Messungen.....	18
	• Frequenzgang (Output Sound Pressure Level at 90 dB SPL max. Gain and at 50 dB SPL ref.; AGC-Type with Program 1).....	19
	• Eingangs- / Ausgangssignal (Measurement of Output SPL versus Input SPL; Frequencies: 500, 1000, 1600, 2500 and 4000 Hz).....	19
	• Äquivalentes Eigenrauschen des Hörgerätes (Equivalent Input Noise referred to 50 dBspl).....	20
	• Ein- und Ausschwingzeiten (Attack and Release time).....	20
3.	Ergebnisse.....	21
3.1	163 D Danalogic (GN ReSound).....	24
3.2	Canta7 (770-D) (GN ReSound).....	29

3.3	Adapto Compact (Oticon).....	34
3.4	Claro 211 dAZ (Phonak).....	39
3.5	PrismaP (Siemens).....	44
3.6	Signia 8Df (Siemens).....	49
4.	Diskussion.....	54
4.1	Diskussion der Methodik.....	54
4.1.1	Audiogramme.....	54
4.1.2	Hörgeräte.....	54
4.1.3	Messungen in der Messbox.....	54
4.2	Diskussion der Ergebnisse.....	55
4.2.1	Frequenzgang und Eingangs-/ Ausgangssignal.....	55
4.2.2	Äquivalentes Eigenrauschen (N_{eq}) des Hörgerätes.....	57
4.2.3	Ein- und Ausschwingzeiten.....	59
4.3	Zusammenfassung und Schlussfolgerungen.....	59
5.	Literatur.....	62

1. EINLEITUNG

1.1 Geschichte der Hörgeräte

Schädigungen des Gehörs bis hin zur Taubheit hat es wohl zu allen Zeiten der Menschheitsgeschichte gegeben. Die ältesten Dokumentationen hierüber dürften die sog. Ohr-Stelen aus altägyptischen Gräbern sein, auf denen der Wunsch zu lesen ist, dem Verstorbenen möge im jenseitigen Leben das Gehör wiedergegeben werden [21].

Betrachtet man die Geschichte, so gab es immer schon Bemühungen, Hörschädigungen nach Möglichkeit zu kompensieren.

Von der Hand hinter dem Ohr bis zum modernsten digitalen Hörgerät war es ein weiter Weg.

1.1.1 Tabellarischer Überblick

- **Steinzeit:**

Vermutlich haben Büffelhörner zur Steigerung der Schallaufnahme gedient.

- **Antike:**

Griechische Philosophen und Mathematiker befassten sich mit der Physiologie des Ohres und dem Hörvorgang [21].

Der Schalltrichter zur Verstärkung war bekannt (in Masken des griechischen Theaters); die Umkehrung zur Schallaufnahme erscheint wahrscheinlich.

Zur Behandlung von Schwerhörigkeit wurden „Klingende Röhren“ empfohlen [12].

- **1624:**

Der Jesuit Leurechon macht unter dem Decknamen H. van Etten als Erster „das Hörrohr in einem gedruckten Werke bekannt“ [11].

- **1650:**

Athanasius Kircher, der als eigentlicher Erfinder des Hörrohrs betrachtet wird [8], beschreibt in seiner MUFURGIA eine „Hörmaschine“ [21].

- **bis 18. Jhdt.:**

Verwendung einfacher Hörrohre unterschiedlicher Bauweise [21]

- **19. Jhdt.:**

Serienanfertigung röhren- oder trompetenförmiger Hörgeräte [26]

1820: Patentierung einer „Hörmaschine mit biegsamem Rohr“ durch Pastor Dunker [22]

1879: Erfindung des „Hörfächers“, genannt „Audiophon“ – Die Schallschwingungen wurden über Knochenleitung übertragen, indem der Fächer gegen die Zähne oder zwischen den Zähnen gehalten wurde [4].

Patentierung des „Hörstuhls“, bei dem der Schall in Öffnungen der Armlehnen gesammelt und in einem Schlauch zum Ohr geleitet wurde [16,26]

Gegen Ende des Jahrhunderts baut Graham Bell in den USA für seine schwerhörige Frau das erste elektrische Hörgerät. [9, 21]

1892: Erstes Patent für ein elektrisches Hörgerät von Alonzo E. Miltimore

1899: „Akoulallion“ – das erste kommerziell produzierte Hörgerät, ein Tischmodell von Akouphone Co. in Alabama, USA, gebaut [26]

- **20. Jhdt.:**

1914: Ein in der Ohrmuschel getragener Magneteinsteckhörer löst den bis dahin von Hand an das Ohr gehaltenen Hörer ab [21].

1921: Patentierung des ersten Röhren-Hörgeräts von Earl C. Hanson

1945: Erstes Vakuum-Röhren-Hörgerät, das aus einem einzigen Stück bestand und bald Standard wurde [26]

1953: Erste transistorisierte Hörgeräte werden vorgestellt [21].

Diese wurden im Jahr darauf eingeführt.

1954: Entwicklung der „Hörbrille“ [4]

1955: Erste Im-Ohr-Hörgeräte

1959: Konstruktion eines „In the Canal“ (ItC) –Geräts

70er J.: Anfangs der 70er Jahre wird ein Schaltkreis entwickelt, um „Lärm aus der Sprache zu filtern“.

1988: In den USA wird über Hörgeräte gesprochen, die völlig im Gehörgang getragen werden, sog. „Completely-in-the-Canal“ (CIC) –Geräte [26].

Entwicklung eines digital einstellbaren Hörgerätes

- 1996: Entwicklung von Hörgeräten mit digitaler Signalverarbeitung [4]
Erstes 100% digitales HdO-Gerät und erstes digitales IdO-Gerät
- 1997: Erstes volldigitales CIC-Gerät [26]
- 2002: In den letzten Jahren wurden die Hörgeräte weiter entwickelt und verbessert. Die Entwicklung ist sicher noch nicht abgeschlossen und weitere Verbesserungen sind zu erwarten.

1.1.2 Zur Entwicklung analog – digital programmierbar – volldigital programmierbar

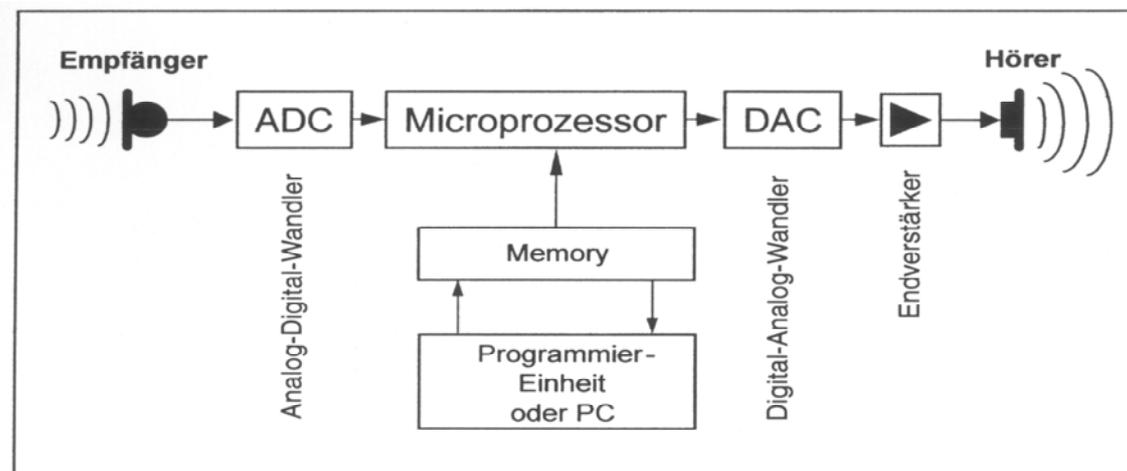
Unter Berücksichtigung der Technologie der Signalverarbeitung und der Parametereinstellung werden Hörgeräte in analoge, digital programmierbare und digitale Geräte eingeteilt [18, 19, 36].

Ursprünglich erfolgte die Sprachübertragung ausschließlich auf analogem Wege in Form von wechselnden elektrischen Spannungen. Die von der Schallaufnahme gelieferte Wechselspannung wurde in einer Schaltung bearbeitet und verstärkt und dann an den Schallsender gegeben, wobei die veränderbaren Parameter über Potentiometer ebenfalls analog eingestellt wurden [19].

Einen Zwischenschritt bilden Hörgeräte, bei denen die Signalbearbeitung zwar noch auf analoge Weise erfolgt, aber bei der Anpassung der Geräte-Eigenschaften die neue Digitaltechnik angewandt wird. Die verschiedenen Anpassparameter werden per Computer oder Programmierereinheiten und spezieller Software über ein Kabel am Hörgerät auf die Bedürfnisse des Hörgeschädigten eingestellt. Solch eine individuelle Einstellung ist möglich durch eine im Grunde beliebig große Anzahl veränderbarer Parameter.

Die neuesten Geräte, die digitalen Hörgeräte, sind mit einem Mikrochip ausgestattet. Die Signalverarbeitung erfolgt digital im Signalprozessor, wodurch eine höhere Flexibilität erreicht wird [4, 19].

Abb. 1: Schematische Darstellung des Aufbaus eines digitalen Hörgerätes [4]

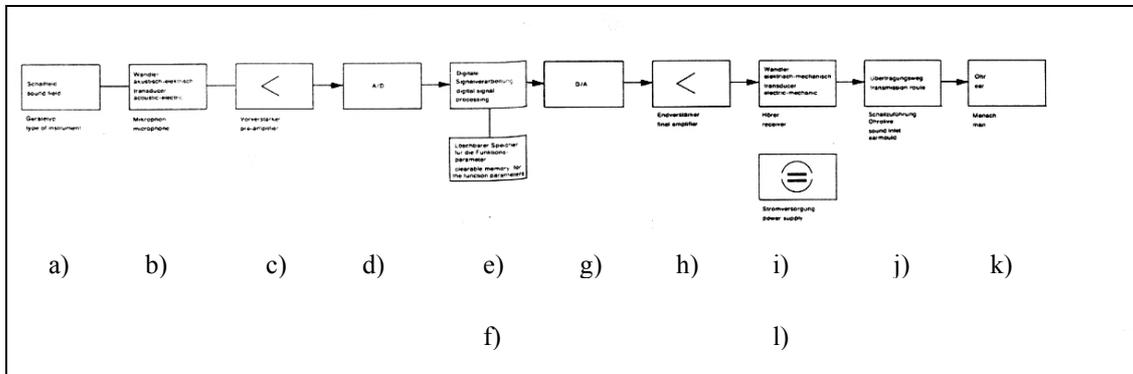


Wie aus Abb. 1 ersichtlich, sind bei diesen Geräten zwischen Empfänger und Hörer ein Analog-Digital-Wandler (ADC), ein programmierbarer Signalprozessor sowie ein Digital-Analog-Wandler (DAC) geschaltet. – Im ADC werden die ankommenden analogen Signale, die Eingangsspannung, in proportionale Zahlenwerte (Digits) umgewandelt. Diese werden im programmierbaren Signalprozessor (DSP) an die Bedürfnisse des Hörgeschädigten angepasst. Die Berechnung des Ausgangssignals erfolgt gemäß der im Programmspeicher des DSPs abgelegten Instruktionen. Anschließend wird der entsprechende Zahlenwert durch den DAC wieder in eine entsprechende Ausgangsspannung, also in ein analoges Signal umgewandelt werden, da das Ohr ja nur akustische Signale aufnimmt [33].

Etwas detaillierter ist die Darstellung eines Hörgerätes mit digitaler Signalverarbeitung in der Zeichnung von Moser.

Da wegen der Verkleinerung die Lesbarkeit nicht gewährleistet ist, wird der Zeichnung eine Legende hinzugefügt.

Abb. 2: Schematische Darstellung eines Hörgerätes mit digitaler Signalverarbeitung [23]



a) Schallfeld, b) Wandler akustisch-elektrisch (Mikrofon), c) Vorverstärker, d) A/D, e) Digitale Signalverarbeitung, f) Löschrbarer Speicher für die Funktionsparameter, g) D/A, h) Endverstärker, i) Wandler elektrisch-mechanisch (Hörer), j) Übertragungsweg, k) Ohr, l) Stromversorgung

1.2 Indikation von Hörgeräten

Primäres Ziel der Hörgeräteanpassung ist die (weitgehende) Wiederherstellung der Kommunikationsfähigkeit des Patienten.

Die Indikation für eine Hörgeräteversorgung muss von einem Hals-Nasen-Ohren-Arzt gestellt werden [31].

Eine hno-ärztliche Verordnung eines Hörgerätes ist indiziert, wenn die Schwerhörigkeit nicht medikamentös oder durch operative Eingriffe ausreichend verbessert oder sogar behoben werden kann [2, 3, 5, 7, 17, 19], vorausgesetzt der Patient kann damit voraussichtlich deutlich besser hören und versteht es auch, das Gerät zu bedienen [5, 24].

In den Heil- und Hilfsmittelrichtlinien des Bundesausschusses der Ärzte und Krankenkassen [6] heißt es:

F Hörhilfen

61 Allgemeine Grundsätze

Bei auditiver Kommunikationsbehinderung kann die Verordnung von Hörgeräten angezeigt sein. Wird die vom Patienten angegebene Behinderung durch eine ärztliche Unter-

suchung bestätigt, ist zu prüfen, ob sie durch Hörgeräte wirkungsvoll gemindert werden kann. - Die Hörgeräteversorgung soll wie folgt ablaufen:

62 Indikationsstellung

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

Die Leitlinie zur Hörgeräteversorgung der Deutschen Gesellschaft für Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde, Kopf- und Hals-Chirurgie [20] setzt zudem voraus, dass eine operative Hörverbesserung nicht möglich oder nicht Erfolg versprechend ist. Weiterhin verlangt sie bei Behinderten die Gewähr einer ausreichenden und regelmäßigen Unterstützung bei der Bedienung der Hörgeräte und dass die anatomischen Voraussetzungen zum Tragen einer Hörhilfe gegeben sein müssen.

1.3 Normierung

Im folgenden Abschnitt wird die Internationale Norm, Teil 2: Hörgeräte mit automatischer Verstärkungsregelung (IEC 60118-2 : 1983 + A1 : 1993 + A2 : 1997) dargestellt.

Für heutige Hörgeräte beliebiger Bauart mit automatischer Verstärkungsregelung (Automatic Gain Control, AGC) gelten die Bestimmungen der Europäischen Norm EN 60118-2 : 1995 + A 2 : 1997.

Auszug aus der Norm [10]:

1 Anwendungsbereich

1.1 Diese Norm gilt für Hörgeräte beliebiger Bauart mit automatischer Verstärkungsregelung (Automatic Gain Control, AGC).

Diese Norm beschreibt einheitliche Verfahren für die Angabe der Übertragungseigenschaften von Hörgeräten mit automatischer Verstärkungsregelung im eingeschwungenen und im nichteingeschwungenen Zustand sowie Verfahren zur Messung dieser Übertragungseigenschaften.

Diese Norm beschränkt sich auf eine Beschreibung der verschiedenen Übertragungseigenschaften und der zugehörigen Meßverfahren. Anforderungen an die Übertragungseigenschaften werden dagegen nicht festgelegt.

1.2 Diese Norm gilt auch für Hörgeräte mit Vorrichtungen zur Kompression und/oder zur Begrenzung des verstärkten Eingangssignals in bezug auf seine Hüllkurve sowie für Hörgeräte mit Vorrichtungen zur Regelung des mittleren Langzeit-Ausgangspegels.

...

4 Definitionen

4.1 Automatische Verstärkungsregelung (AGC)

Eine Vorrichtung in einem Hörgerät, mit der die Verstärkung als Funktion der Amplitude der Hüllkurve des Eingangssignals oder anderer Signalparameter automatisch geregelt wird.

ANMERKUNG: Diese Norm bezieht sich stets auf die Verwendung akustischer Eingangssignale. Jedoch dürfen zusätzliche Messungen mit einem elektromagnetisch induzierten Eingangssignal vorgenommen werden, sofern dies zweckmäßig erscheint.

4.2 Eingangspiegel-/Ausgangspiegel-Diagramm für den eingeschwungenen Zustand

Das Diagramm, das den Ausgangsschalldruckpegel als Funktion des Eingangsschalldruckpegels – beide in dB auf identischen linearen Skalen angegeben – für eine festgelegte Frequenz darstellt.

...

4.6 Einschwingzeit

Das Zeitintervall zwischen dem Zeitpunkt, zu dem der Eingangssignalpegel plötzlich um eine festgelegte Pegelstufe erhöht wird und dem Zeitpunkt, zu dem sich der Ausgangsschalldruckpegel des mit der automatischen Verstärkungsregelung ausgestatteten Hörgerätes dem erhöhten Pegel im eingeschwungenen Zustand bis auf $\pm 2\text{dB}$ angenähert hat.

...

4.7 Ausschwingzeit

Das Zeitintervall zwischen dem Zeitpunkt, zu dem der festgelegte Eingangssignalpegel plötzlich um eine festgelegte Pegelstufe herabgesetzt wird, nachdem der Verstärker mit der automatischen Verstärkungsregelung zuvor den eingeschwungenen Zustand bei erhöhtem Eingangssignal erreicht hatte, und dem Zeitpunkt, zu dem der Ausgangsschalldruckpegel des Hörgerätes sich dem niedrigeren Pegel im eingeschwungenen Zustand wieder bis auf $\pm 2\text{ dB}$ angenähert hat.

1.4 Problemdarstellung

Wie aufgezeigt, schreitet die Entwicklung der Hörgeräte stetig voran. Die Industrie hat es sich zum Ziel gemacht, die Hörgeräte in ihrer Funktion und Ästhetik zu verbessern. Dennoch sind viele Patienten weiterhin mit ihren Hörhilfen unzufrieden oder kommen mit den Hörgeräten nicht zurecht.

Es stellt sich daher die Frage, woran das liegt.

Theoretisch könnte es zum einen an einer falschen Diagnose durch den HNO-Arzt liegen, zum anderen aber auch daran, dass der Hörgeräteakustiker nicht das richtige Hörgerät ausgewählt bzw. vielleicht das richtige Gerät falsch eingestellt hat, wobei es hierfür verschiedene Gründe geben kann. Die neue Hörgerätegeneration erfordert nämlich eine spezielle Anpassung und eine spezielle Überprüfung [32].

Die Unzufriedenheit mancher Patienten könnte auch daran liegen, dass die Hersteller durch den Vergleich der Hörgeräteleistung mit dem natürlichen menschlichen Hören,

bei Patienten subjektive Erwartungen erwecken, die dann nicht erfüllt werden, vielleicht auch gar nicht erfüllt werden können.

Deshalb ein Blick in verschiedene Prospekte:

Über das Claro von Phonak heißt es u.a., das System analysiere Schall und reagiere darauf „wie das menschliche Hören“ und dass das Gerät für Schwerhörige „eine neue Perspektive klaren Hörens und Verstehens (,) in jeder Umgebung“ [30] erschließe.

Über das Canta7 von GN ReSound wird gesagt, die Technik ermögliche z. B. „durch Wiederherstellung der natürlichen Lautheitsfunktionen ein Maximum an Sprachverständlichkeit, Klarheit und Hörkomfort“ [13].

Oticon behauptet, mit dem Adapto sei „für schwerhörige Menschen der Schritt in eine ganz neue Hör-Welt möglich“ und der VoiceFinder empfinde „die Fähigkeit des menschlichen Gehirns, Sprache vorrangig vor anderen Geräuschen wahrzunehmen“ nach [25].

Und auch Siemens spricht davon, dass „beste Sprachverständlichkeit in jeder Situation“ sowie ein „natürlicher, angenehmer Klang, frei von Rauschen und Verzerrungen“ erreicht werde [34].

Im Rahmen dieser Arbeit werden sechs digitale HdO-Hörgeräte vier verschiedener Hersteller getestet. Der Standard der Hörgeräte ist vergleichbar. Es soll nur ein technischer Vergleich der Geräte erfolgen. Da alle Hörgeräte mit denselben Parametern programmiert und unter gleichen Bedingungen getestet werden, werden gleiche bzw. sehr ähnliche Ergebnisse erwartet. Die Messergebnisse für die verschiedenen Hörgeräte werden sowohl untereinander als auch mit den jeweiligen Herstellerangaben verglichen.

2. MATERIAL UND METHODE

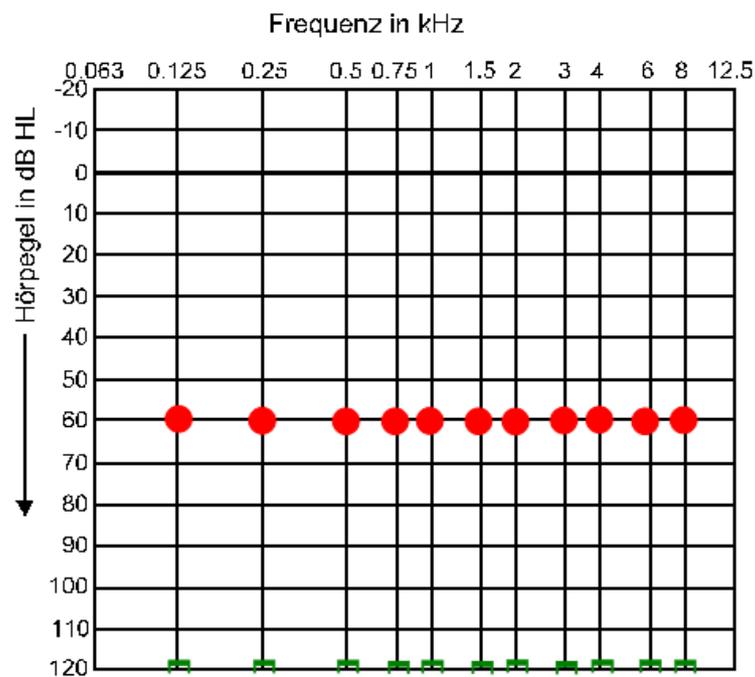
2.1 Audiogramme

Die Messungen wurden nicht an Patienten durchgeführt. Vielmehr wurden von Herrn Dipl.-Ing. Ludwig Moser (Universitätsklinik für Hals-, Nasen- und Ohrenkranke, Würzburg) im NOAH, Version 2.0a, Audiogramme erstellt, um einen rein technischen Vergleich der Hörgeräte durchführen zu können.

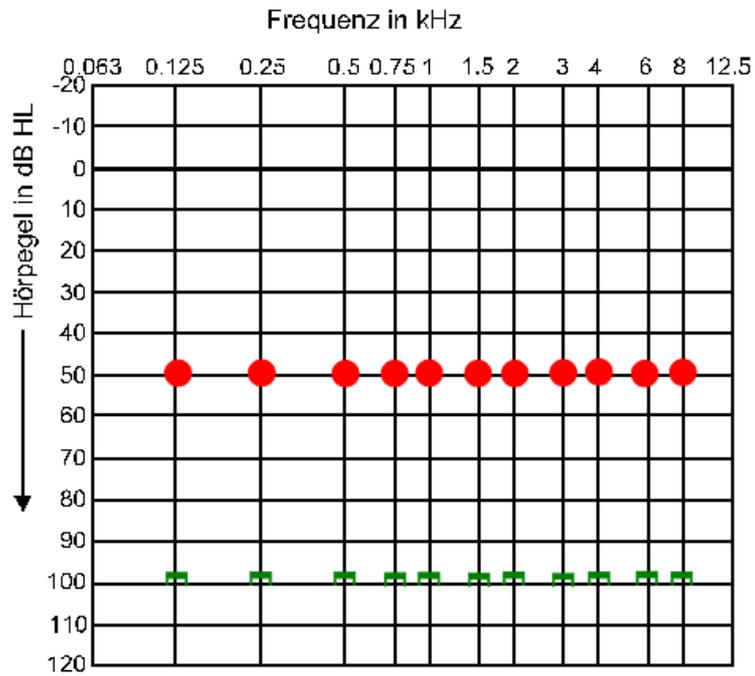
Diese Tonaudiogramme simulieren Hörverluste von 60 dB, 50 dB, 40 dB, 30 dB und 15 dB.

Abb. 3 a-e: Tonaudiogramme

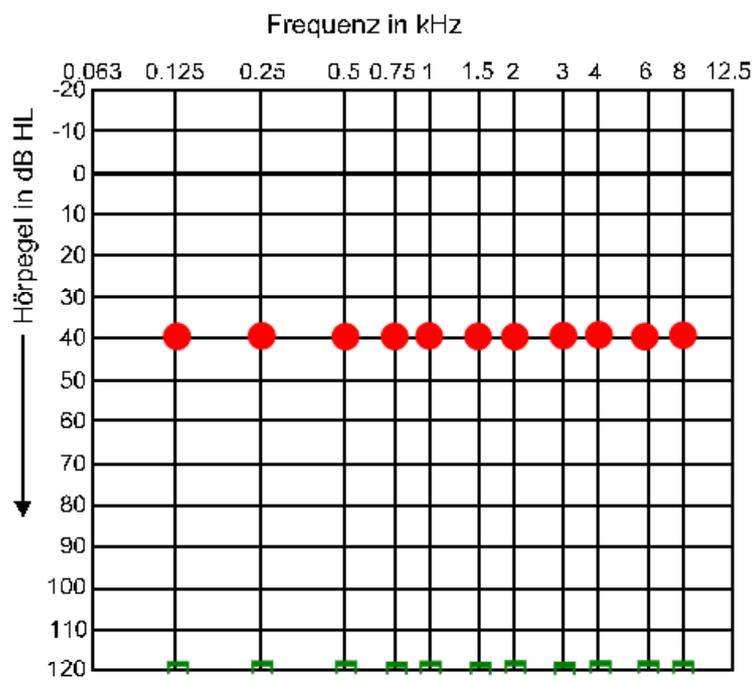
Die Unbehaglichkeitsschwelle (uncomfortable level) wird bei den Abbildungen mit "UCL" abgekürzt.



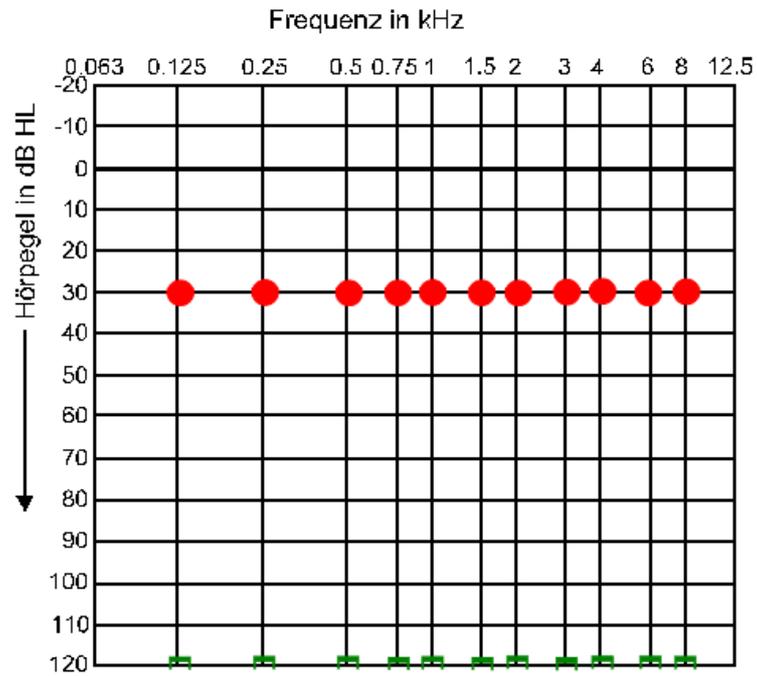
a) Flat 60: Hörverlust 60 dB. UCL 120 dB



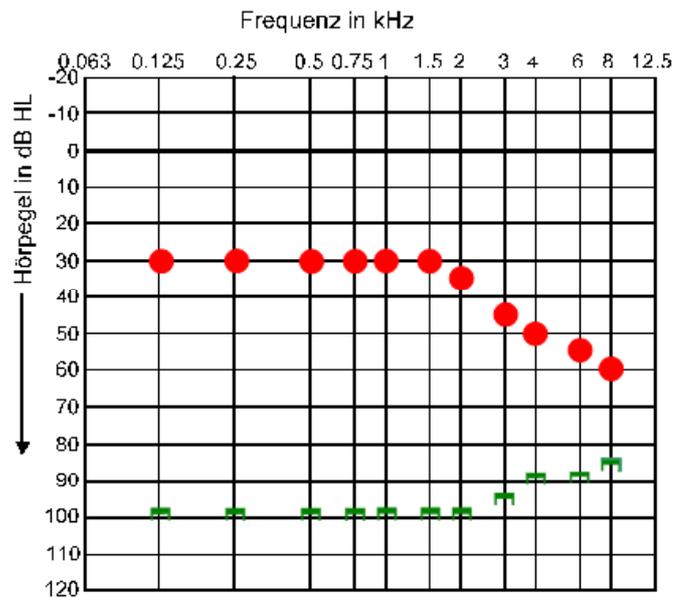
b) Flat 50: Hörverlust 50 dB. UCL 100 dB



c) Flat 40: Hörverlust 40 dB, UCL 120 dB



d) Flat 30: Hörverlust 30 dB. UCL 120 dB



e) Slope Mode 15: Hörverlust 30 dB, ab 1.5 kHz
abfallend bis auf 60 dB bei 8 kHz; UCL 100 dB,
ab 1.5 kHz ansteigend auf 85 dB bei 8 kHz

2.2 Hörgeräte

Getestet wurden sechs digitale HdO-Hörgeräte mit automatischer Verstärkungsregelung (Automatic Gain Control, AGC). Gemäß Herstellerangaben sind sie für den Einsatz bei mittleren bis hochgradigen Hörverlusten geeignet. Ausnahme: Adapto Compact (Oti-con): leichte bis schwere Hörverluste.

Die Angaben zu den technischen Daten des jeweiligen Hörgerätes wurden den Prospekten der Hersteller entnommen.

2.2.1 GN ReSound (Münster, Germany)

163 D Danalogic Seriennummer: KI20328

Technische Daten: [15]

	2 cm³-Kuppler
Bezugsprüfverstärkung	32 dB
Max. Ausgangsschalldruckpegel (OSPL 90)	117 dB SPL
Max. Ausgangsschalldruckpegel (OSPL 90), 1600 Hz	110 dB SPL
Größte akustische Verstärkung	50 dB
Größte akustische Verstärkung, 1600 Hz	39 dB
Telefonspulenempfindlichkeit (1 mA/m)	82 dB SPL
Klirrfaktor	
800 Hz	2.0%
1600 Hz	2.0%
1/3 Oktave äquiv. Eigenrauschen, 1600 Hz	12 dB SPL
Mittlerer Betriebsstrom	1.8 mA
Batterietyp	13
Geschätzte Batterielevensdauer	135 Std.
Gewicht (mit Batterie)	4.2 g
Frequenzgang, DIN 45605	100 - 6500 Hz

Tab. 1: Technische 2 cm³-Kuppler-Daten von 163 D Danalogic (GNResound)

Canta7 (770-D) Seriennummer: 0102418305

Technische Daten: [14]

		2 cm³-Kuppler
Bezugsprüfverstärkung (60 dB SPL Eingang)		33 dB
Akustische Verstärkung (50 dB SPL Eingang)	Max. 1600 Hz	50 dB 40 dB
Größter erreichbarer Ausgangsschalldruckpegel (90 dB SPL Eingang)	Max. 1600 Hz	123 dB SPL 114 dB SPL
Totale Harmonische Verzerrungen	800 Hz 1600 Hz	1.0% 1.0%
Telefonspulenempfindlichkeit (31.6mA/m Eingang)	1600 Hz	98 dB SPL
Eingangsschalldruckpegel d. Eigenrauschens w/o NR		26 dB SPL
Frequenzbandbreite (DIN 45605)		100 – 5600 Hz
Stärke des Betriebsstroms		1.5 mA
Geschätzte Batterielebensdauer	Batterietyp 13	170 Std.

Tab. 2: Technische 2 cm³-Kuppler-Daten von Canta7 (770-D) (GNReSound)

2.2.2 Oticon (Hamburg, Germany)

Adapto Compact Seriennummer: 011396

Technische Daten: [28]

		2cm³-Kuppler
Akustische Verstärkung		57 dB
Ausgang		115 dB SPL
Frequenzbereich		120 - 5400 Hz
Totale Harmonische Verzerrung in %		
500 Hz		1.0
800 Hz		1.0
1600 Hz		1.0
Batterietyp		13
Batteriestrom		1.1 mA
Typische Batterie Lebensdauer in Std.		250

Tab. 3: Technische 2 cm³-Kuppler-Daten von Adapto Compact (Oticon)

2.2.3 Phonak (Fellbach-Oeffingen, Germany)

Claro 211 dAZ **Seriennummer: L8H21034**

Technische Daten: [29]

	2 cm³-Kuppler (ANSI S3.22-1996)
Maximaler Ausgangsschalldruck	130 dB SPL
Akustische Verstärkung (Eingang 50 dB SPL)	55 dB
Frequenzbereich	<100 - 6700 Hz
Totale harmonische Verzerrungen	
500 Hz	1.0%
800 Hz	0.5%
1600 Hz	0.5%
Äquivalentes Eingangsrauschen	22 dB SPL
Dynamische Daten	
Kompression (Einschwingzeit)	5 ms
Kompression (Ausschwingzeit)	90 ms
Batterietyp	13

Tab. 4: Technische 2 cm³-Kuppler-Daten von ClaroTM 211 dAZ (Phonak)

2.2.4 Siemens (Erlangen, Germany)

Prisma P Seriennummer: 666563

Signia 8Df Seriennummer: MF 11756

Technische Daten: [34, 35]

	2 cm³-Kuppler (IEC 118-7)	
	<u>PrismaP</u>	<u>Signia</u>
Größter erreichbarer Ausgangsschalldruckpegel bei 1,6 kHz (PrismaP) / bei 2,5 kHz (Signia) Scheitelwert DIN 45605	120 dB 128 dB 122 dB	130 dB 130 dB 125 dB
Akustische Verstärkung (Eingangspegel 50 dB) Bei 1,6 kHz (PrismaP) / bei 2,5 kHz (Signia) Scheitelwert Bezugsprüfverstärkung DIN 45605	58 dB 65 dB 45 dB 60 dB	70 dB 70 dB 54 dB 64 dB
Grenzfrequenzen Untere Grenzfrequenz Obere Grenzfrequenz	<100Hz 5800Hz	<100 Hz 6300 Hz
Harmonische Verzerrungen 500 Hz 800 Hz 1600 Hz	2% 2% 1%	5% 2% 1%
Äquivalentes Eingangsrauschen Mit Mikrofonunterdrückung	25 dB 11 dB	20 dB 5 dB
Hörspulenempfindlichkeit 1 mA/m (MASL=Magneto Acoustical Sensitivity Level) 10 mA/m	91 dB -	99 dB (bei 2,5 kHz) - (bei 1,0 kHz)

Tab. 5: Technische 2cm³-Kuppler-Daten von PrismaP und Signia (Siemens)

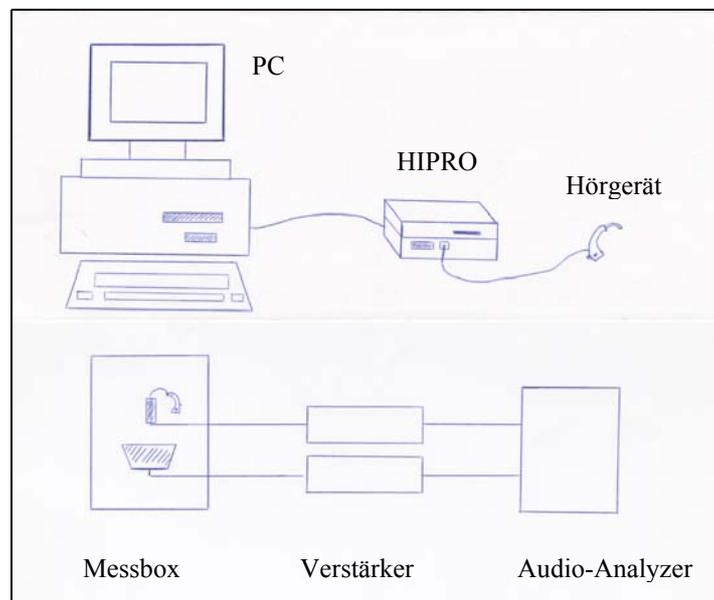
2.3 Versuchsbedingungen

Insbesondere für vergleichende Versuche ist es von größter Bedeutung, dass einheitliche Bedingungen gewährleistet sind. Bei den Messungen wurde auf gleiche Bedingungen bezüglich des Raumes, der Raumtemperatur, des atmosphärischen Luftdrucks und der relativen Luftfeuchtigkeit geachtet, um einen standardisierten Ablauf zu gewährleisten und vergleichbare Messwerte zu erhalten.

Durchgeführt wurden die Messungen im Hörprüfraum C der Klinik und Poliklinik für Hals-Nasen- und Ohrenkranke der Universität Würzburg. Es handelt sich dabei um einen schalldichten Raum von ca. 20m^2 Grundfläche und 50m^3 Rauminhalt, der den Anforderungen der IEC 60118-0 entspricht.

2.4 Versuchsaufbau

Abb. 4: Skizze des Versuchsaufbaus:
oben: Personal Computer mit angeschlossenem Interface (HIPRO) zur Programmierung der Hörgeräteparameter;
unten: am 2cm^3 -Kuppler angeschlossenes Hörgerät in der Messbox; zwischen Messbox und Audio-Analyzer sind zwei Verstärker geschaltet



Dieser Versuchsaufbau wurde für alle Messungen verwendet.

2.5 Messungen

Im Rahmen dieser Arbeit wurden sechs digitale HdO-Hörgeräte vergleichbaren Standards von vier verschiedenen Herstellern (GN ReSound, Oticon, Phonak und Siemens) untersucht. Die Hörgeräte sind oben beschrieben.

Für die Testung der Hörgeräte wurden die oben genannten, von Herrn Dipl.-Ing. Ludwig Moser im NOAH, Version 2.0a, erstellten Audiogramme verwendet. NOAH (HIMSA I/S & Pallas Informatik A/S, Denmark) ist eine dynamische Softwareplattform, mit welcher Hörgeräteakustiker unterschiedliche, programmierbare Hörgeräte mit nur einem System anpassen können.

Wie oben bereits erwähnt, simulieren die Audiogramme Hörverluste von 60 dB, 50 dB, 40 dB, 30 dB und 15 dB.

Die Hörgeräte wurden mit der zugehörigen Anpassungssoftware des jeweiligen Herstellers programmiert:

GN ReSound:	Aventa 0.1 (Canta7) bzw. Danafit 4.30b (163 D Danalogic)
Oticon:	Genie 1.0
Phonak:	PGF Software Version 7.2
Siemens:	CONNEXX 3.4

Weiterhin war zur Programmierung der Hörgeräte eine Schnittstellenbox notwendig. Verwendet wurde die HI-PRO-Schnittstellenbox (Madsen Electronics, Denmark), welche über die serielle Schnittstelle an den Rechner (Diamond[®] Computers, Pentium I, Windows 98) angeschlossen war. Mittels der HI-PRO-Schnittstellenbox können Hörgeräte unterschiedlicher Hersteller programmiert werden, ohne dass die jeweilige Schnittstelle gewechselt werden muss.

Das nun auf ein Audiogramm programmierte Hörgerät wurde an einen 2 cm³-Kuppler angeschlossen und in die Mitte der Messbox (Anechoic Test Chamber, Type 4222, Brüel & Kjær, Denmark) gelegt, welche für die Messungen geschlossen wurde. Diese Messbox war mit einem UPD Audio-Analyzer (Rhode & Schwarz, Germany) und zwei

Verstärkern (Measuring Amplifier, Type 2636, Brüel & Kjær, Denmark; High Current Power Amplifier, Parasound Products Inc., San Francisco, CA., USA) verbunden.

Nach Aufbau der Versuchsanordnung wurden folgende Messungen durchgeführt:

1. Messung:

Frequenzgang (Output Sound Pressure Level at 90 dB SPL max. Gain and at 50 dB SPL ref.; AGC-Type with Program 1)

In der ersten Messung wurde der Frequenzgang der Hörgeräte gemessen.

Bei dieser Messung wurden das Kompressions- und Begrenzungsverhalten der sechs digitalen Hörgeräte frequenzabhängig geprüft. Hierfür wurden Eingangs- und Ausgangskennlinien aufgenommen, bei denen das jeweilige Hörgerät mit unterschiedlich hohen Pegeln beschallt wurde.

Für die Messung in dieser Arbeit wurden die Eingangsschalldruckpegel 50 dB und 90 dB verwendet. Die Verstärkung lässt sich bei digitalen Hörgeräten nicht verstellen. Es wurde die programmierte Einstellung des Herstellers verwendet.

2. Messung

Eingangs-/Ausgangssignal (Measurement of Output SPL versus Input SPL; Frequencies: 500, 1000, 1600, 2500 and 4000 Hz)

Diese Messung diente der Untersuchung, wie groß die Signalverstärkung der Hörgeräte bei unterschiedlichen Frequenzen ist.

Im Anschluss an die Messung wurden die ermittelten Signalverstärkungen mit den Angaben der Hörgerätehersteller verglichen. Herstellerangaben zu den Ausgangssignalen lagen nicht unmittelbar vor. Die Sollwerte mussten am Bildschirm anhand von Diagrammen ermittelt werden, die aus den jeweiligen Anpassungssoftwareprogrammen entnommen wurden. Mithilfe von Schnittgeraden wurden die Werte festgelegt.

3. Messung:

Äquivalentes Eigenrauschen des Hörgerätes (Equivalent Input Noise referred to 50 dBspl)

In der dritten Messung wurde das jeweilige äquivalente Eigenrauschen der Hörgeräte ermittelt. Die Messung sollte die Stärke des Eigenrauschens eines Hörgerätes in Abhängigkeit zur Signalverstärkung aufzeigen.

4. Messung:

Ein- und Ausschwingzeiten (Attack and Release time)

Die Messung wurde durchgeführt, um das dynamische Verhalten der Hörgeräte zu testen. Dabei sollte die Reaktionszeit der Hörgeräte deutlich werden. Gleichzeitig wurde gemessen, ob die Hörgeräte komprimieren oder expandieren.

Die Dauer der jeweiligen Messung betrug ca. 2 Sekunden. Der Pegel wurde nach 200 ms von 55 dB auf 80 dB erhöht (Pegelsprung 25 dB). Nach 400 ms wurde der Pegel wieder auf den Ausgangswert reduziert. Nach 1500 ms beendete der Computer die Messung. Zu untersuchen war, ob die Hörgeräte die Eingangssignale vor bzw. nach dem Pegelsprung gleich verstärken, oder ob Veränderungen in der Signalverstärkung zu verzeichnen sind.

3. ERGEBNISSE

Wie oben dargestellt, wurden für die vier Messungen sechs digitale HdO- Hörgeräte der genannten Hersteller auf die fünf erstellten Audiogramme programmiert. Gemessen wurden der Frequenzgang, die Eingangs- und Ausgangssignale, das äquivalente Eigenrauschen der Hörgeräte und die Ein- und Ausschwingzeiten.

Frequenzgang:

In der ersten Messung wurde der Frequenzgang der auf das jeweilige Tonaudiogramm programmierten Hörgeräte geprüft. Als Eingangsschalldruckpegel wurden 50 dB und 90 dB festgelegt. Es wurden die Ausgangsschalldruckpegel bei den Frequenzen 500 Hz, 1000 Hz, 1600 Hz, 2500 Hz und 4000 Hz ermittelt. Die ermittelten Antworten wurden anschließend aus sechs benachbarten Frequenzen gemittelt. Der Mittelwert wurde auf ganze Zahlen gerundet.

Eingangs-/Ausgangssignal:

Bei dieser Messung wurden bei den Frequenzen 500 Hz, 1000 Hz, 1600 Hz, 2500 Hz und 4000 Hz und bei verschiedenen Input-Werten die jeweiligen Ausgangspegel ermittelt. Anschließend wurden die gemessenen Ausgangssignale mit den Angaben der jeweiligen Hersteller verglichen. Die angegebenen Differenzwerte zwischen den Herstellerangaben und den eigenen Messergebnissen haben ein positives Vorzeichen, wenn die gefundenen Signalverstärkungen niedriger sind und ein negatives Vorzeichen bei besseren Verstärkungen.

Äquivalentes Eigenrauschen (N_{eq}) des Hörgerätes:

Die Messung wurde durchgeführt, um aufzuzeigen, wie stark das Eigenrauschen eines Hörgerätes in Abhängigkeit zur Signalverstärkung ist.

In folgender Tabelle sind die Werte der sechs Hörgeräte bei allen fünf Audiogrammen zusammengefasst. Allgemein kann festgehalten werden, dass sich das äquivalente Eigenrauschen (N_{eq}) umgekehrt proportional zur Verstärkung (G) verhält.

	Flat 60		Flat 50		Flat 40		Flat 30		S. M. 15	
	N _{eq}	G								
Adapto	26,3	24,2	37,8	10,1	40	10,2	40,1	7,6	39,8	8,7
Canta7	26	25,2	29,8	18,9	34,7	15,0	41,9	9,4	38,5	11,0
163D Danal.	25,6	25,5	27,3	16,7	31,8	7,7	35,7	3,1	37,9	1,1
Claro 211 dAZ	25,4	19,9	30,9	13,1	30,4	13,3	33,4	9,8	34,3	9,2
PrismaP	30,2	20,0	40	13,8	37,4	11,6	40,7	8,8	43	6,9
Signia 8Df	38,6	13,3	45,3	4,1	46,8	13,3	53	-3,1	45,8	2,9

Tab. 6: Gemessene Werte des äquivalenten Eigenrauschens (N_{eq}) der Hörgeräte und der Verstärkung (G) bei den entsprechenden Audiogrammen; Angaben in dB

	Flat 60		Flat 50		Flat 40		Flat 30		S. M. 15			
	N _{eq}	G	N _{eq}	G	N _{eq}	G						
Max	38,6	25,5	45,3	18,9	46,8	15	53	9,8	45,8	11	53	25,5
Min	25,4	13,3	27,3	4,1	30,4	7,7	33,4	-3,1	34,3	1,1	25,4	-3,1
median	32	19,4	36,3	11,5	38,6	11,4	43,2	3,4	40,05	6,1	38,6	11,4

Tab. 7: Maximal-, Minimal- und Medianwerte des äquivalenten Eigenrauschens (N_{eq}) und der Verstärkung (G) in dB

Die Verstärkungen der sechs digitalen Hörgeräte unterschieden sich zum Teil erheblich, teilweise sogar bis zu 100%.

Für die einzelnen Tonaudiogramme sah es wie folgt aus:

Flat 60: Signia 8Df (Siemens) wich vom Medianwert mehr als 6 dB ab.

Flat 50: Canta7 (GN ReSound) und Signia 8Df (Siemens) wichen mehr als 6 dB vom Medianwert ab.

Flat 40: Kein Hörgerät wich deutlich vom Medianwert ab.

Flat 30: Claro 211 dAZ (Phonak) und Signia 8 Df (Siemens) wichen mehr als 6 dB vom Medianwert ab.

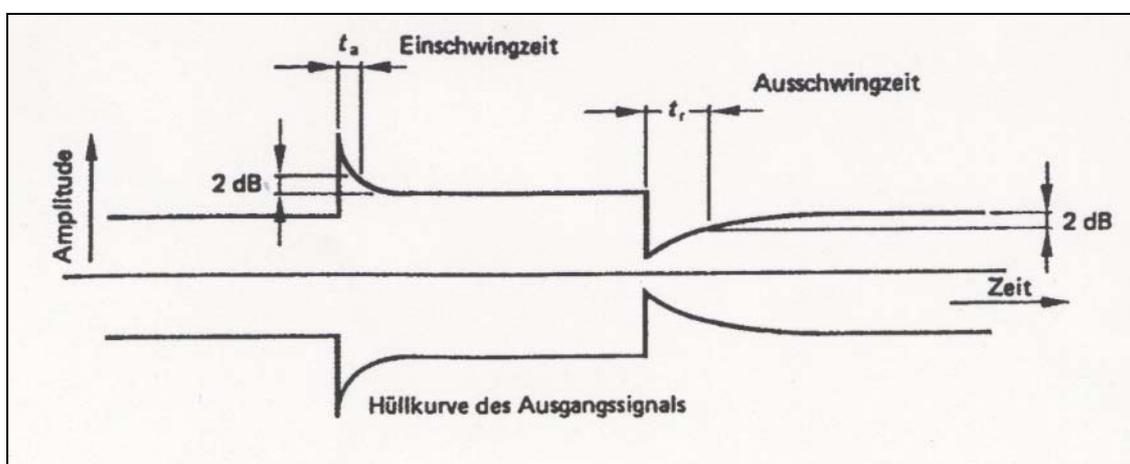
Slope Mode 15: Kein Hörgerät wich deutlich vom Medianwert ab.

Wie aus den Tabellen 6 und 7 ersichtlich wird, wies das Hörgerät Signia 8Df (Siemens) bei allen Audiogrammen das stärkste Eigenrauschen auf, wobei es bei Flat 60 bis Flat 30 mehr als 6 dB absolut vom Medianwert (entspricht 100%) abwich.

Das leiseste Gerät war Claro 211 dAZ (Phonak). Nur bei Flat 50 hat 163 D Danalogic (GN ReSound) ein geringeres äquivalentes Eigenrauschen gezeigt.

Ein- und Ausschwingzeiten:

Abb. 5: Diagramm für die Ein- und Ausschwingzeiten [10]



Dieses Diagramm ist bei den getesteten Hörgeräten nicht in dieser Form mit 2 dB zu messen. Ich habe die Zeit gemessen, wenn der Pegel den Ausgangswert erreicht: 80 dB beim Sprung und 55 dB beim Abfall. Das entspricht bei einem Exponenten etwa 5τ . Die in den Tabellen gelisteten Werte wurden aus den gewonnenen Diagrammen gewonnen.

Die Dauer der jeweiligen Messung betrug ca. 2 Sekunden. Der Pegel wurde nach 200 ms von 55 dB auf 80 dB erhöht (Pegelsprung 25 dB). Nach 400 ms wurde der Pegel wieder auf den Ausgangswert reduziert. Nach 1500 ms beendete der Computer die Messung. Gemessen wurde die Signalverstärkung der Hörgeräte bei Input 55 dB und Input 80 dB. Zu untersuchen war, ob die Hörgeräte die Eingangssignale vor bzw. nach dem Pegelsprung gleich verstärken, oder ob Veränderungen in der Signalverstärkung zu verzeichnen sind.

3.1 163 D Danalogic (GN ReSound)

Frequenzgang:

Nachfolgend sind die ermittelten Antworten, gemittelt aus sechs benachbarten Frequenzen, bei Input 50 dB bzw. 90 dB und den Frequenzen 500 Hz, 1000 Hz, 1600 Hz, 2500 Hz und 4000 Hz aufgelistet. Die Werte wurden auf ganze Zahlen gerundet.

GN ReSound 163 D Danalogic		Gemittelte Antworten aus 6 benachbarten Frequenzen (dB)				
Audiogramm	Input (dB)	500 Hz	1000 Hz	1600 Hz	2500 Hz	4000 Hz
Flat 60	50	72	77	76	83	76
	90	101	99	98	107	97
Flat 50	50	63	68	67	74	67
	90	89	86	85	95	92
Flat 40	50	55	58	58	66	59
	90	95	93	92	99	93
Flat 30	50	51	54	54	62	55
	90	91	93	92	100	92
Slope Mode 15	50	46	51	52	62	55
	90	77	78	80	89	76

Tab. 8: Frequenzgang (163 D Danalogic; GN ReSound); gerundete Angaben

Es ist ersichtlich, dass bei allen Audiogrammen bei Input 50 dB fast immer eine Verstärkung des Signals, bei Input 90 dB dagegen häufiger eine Kompression erfolgte.

Eingangs- und Ausgangssignal:Herstellerangaben:

Im Folgenden sind die Herstellerangaben zum Ausgangspegel des Hörgerätes **163 D Danalogic (GN ReSound)** bei den Eingangspegeln 500 Hz bis 4000 Hz und den Audiogrammen Flat 60 bis Slope Mode 15 dargestellt. GN ReSound gibt als Eingangssignale 55 dB und 80 dB an.

GN ReSound 163 D Danalogic		Output (dB)				
Audiogramm	Input (dB)	500 Hz	1000 Hz	1600 Hz	2500 Hz	4000 Hz
Flat 60	55	77	84	84	93	81
	80	95	97	97	97	98
Flat 50	55	68	75	74	72	70
	80	84	86	87	87	87
Flat 40	55	73	79	78	77	75
	80	97	100	100	100	100
Flat 30	55	68	74	74	73	71
	80	93	99	99	98	96
Slope Mode 15	55	61	67	68	67	67
	80	82	86	87	87	82

Tab. 9: Herstellerangaben Input / Output (163 D Danalogic; GN ReSound)

Wird der angegebene Input-Wert vom Output-Wert subtrahiert, erhält man die Signalverstärkung.

Signalverstärkung laut Hersteller:

Flat 60: Input 55 dB: 22 dB (500 Hz) - 38 dB (2500 Hz)

Input 80 dB: 15 dB (500 Hz) - 18 dB (4000 Hz)

Flat 50: Input 55 dB: 13 dB (500 Hz) - 20 dB (1000 Hz)

Input 80 dB: 4 dB (500 Hz) - 7 dB (1600 Hz bis 4000 Hz)

Flat 40: Input 55 dB: 18 dB (500 Hz) - 24 dB (1000 Hz)

Input 80 dB: 17 dB (500 Hz) - 20 dB (1000 Hz bis 4000 Hz)

Flat 30: Input 55 dB: 13 dB (500 Hz) - 19 dB (1000 Hz und 1600 Hz)

Input 80 dB: 13 dB (500 Hz) - 19 dB (1000 Hz und 1600 Hz)

Slope Mode 15: Input 55 dB: 6 dB (500 Hz) - 13 dB (1600 Hz)

Input 80 dB: 2 dB (500 Hz) - 7 dB (1600 Hz und 2500 Hz)

Laut Hersteller erfolgt somit bei allen Tonaudiogrammen die geringste Verstärkung bei 500 Hz, die größte Verstärkung erfolgt bei unterschiedlichen Frequenzen, je nach Hörverlust.

Eigene Messergebnisse:

Die folgende Tabelle listet die eigenen Messergebnisse der Ausgangspegel des Hörgerätes **163 D Danalogic** (GN ReSound) auf:

GN ReSound 163 D Danalogic		Output (dB)				
Audiogramm	Input (dB)	500 Hz	1000 Hz	1600 Hz	2500 Hz	4000 Hz
Flat 60	55	76	79	78	86	80
	80	93	94	92	101	96
Flat 50	55	67	71	69	76	69
	80	83	82	81	89	85
Flat 40	55	60	63	62	71	63
	80	85	84	84	94	88
Flat 30	55	57	59	58	68	57
	80	82	84	83	92	84
Slope Mode 15	55	47	53	54	65	57
	80	69	71	73	82	71

Tab. 10: Messergebnisse Messbox Input / Output (163 D Danalogic; GN ReSound)

Wird der Input-Wert vom gemessenen Output-Wert subtrahiert, erhält man die gemessene Signalverstärkung.

- Flat 60:** Input 55 dB: 21 dB (500 Hz) - 31 dB (2500 Hz)
Input 80 dB: 12 dB (1600 Hz) - 21 dB (2500 Hz)
- Flat 50:** Input 55 dB: 12 dB (500 Hz) - 21 dB (2500 Hz)
Input 80 dB: 1 dB (1600 Hz) - 9 dB (2500 Hz)
- Flat 40:** Input 55 dB: 5 dB (500 Hz) - 16 dB (2500 Hz)
Input 80 dB: 4 dB (1000 Hz und 1600 Hz) - 14 dB (2500 Hz)
- Flat 30:** Input 55 dB: 2 dB (500 Hz und 4000 Hz) - 13 dB (2500 Hz)
Input 80 dB: 2 dB (500 Hz) - 12 dB (2500 Hz)
- Slope Mode 15:** Input 55 dB: -8 dB (500 Hz) - 10 dB (2500 Hz)
Input 80 dB: -11 dB (500 Hz) - 2 dB (2500 Hz)

Es fiel auf, dass bei Slope Mode 15 bei Input 55 dB das Signal bei 500 Hz, 1000 Hz und 1600 Hz komprimiert wurde. Bei Input 80 dB wurde das Signal nur bei 2500 Hz verstärkt, bei allen anderen Frequenzen dagegen komprimiert.

Die geringste gemessene Verstärkung erfolgte bei allen Audiogrammen bei Input 55 dB bei 500 Hz; bei Input 80 dB war die geringste Verstärkung abhängig vom Hörverlust zwischen 500 Hz und 1600 Hz vorzufinden. Die größte Verstärkung erfolgte sowohl bei Input 55 dB als auch bei Input 80 dB immer bei 2500 Hz.

Die Messergebnisse differieren zu den Herstellerangaben sowohl bei Input 55 dB als auch bei Input 80 dB zwischen -4 dB und 16 dB mit einem durchschnittlichen Mittelwert von 8,2 dB (Input 55 dB) und 7,96 dB (Input 80 dB). Positive Werte in der Tabelle bedeuten, dass die eigenen Messungen geringere Werte erbracht haben:

GN ReSound 163 D Danalogic		Differenz Herstellerangaben / Messergebnisse (dB)				
Audiogramm	Input (dB)	500 Hz	1000 Hz	1600 Hz	2500 Hz	4000 Hz
Flat 60	55	1	5	6	7	1
	80	2	3	5	-4	2
Flat 50	55	1	4	5	-4	1
	80	1	4	6	-2	2
Flat 40	55	13	16	16	6	12
	80	12	16	16	6	12
Flat 30	55	11	15	16	5	14
	80	11	15	16	6	12
Slope Mode 15	55	14	14	14	2	10
	80	13	15	14	5	11

Tab. 11: Differenz Herstellerangaben/Messergebnisse zu Input / Output (163 D Danalogic; GN ReSound)

Wie die Tabelle zeigt, haben sich hinsichtlich der Verstärkung z. T. erhebliche Unterschiede zwischen Herstellerangaben und Messergebnissen ergeben.

Äquivalentes Eigenrauschen (N_{eq}) des Hörgerätes:

Das äquivalente Eigenrauschen des Hörgerätes erwies sich als unterschiedlich, je nachdem für welches Audiogramm das Hörgerät programmiert wurde. Gemessen wurde bei:

Flat 60: $N_{eq} = 25,6$ dB und Gain = 25,5 dB

Flat 50: $N_{eq} = 27,3$ dB und Gain = 16,7 dB

Flat 40:	$N_{eq} = 31,8 \text{ dB}$ und $\text{Gain} = 7,7 \text{ dB}$
Flat 30:	$N_{eq} = 35,7 \text{ dB}$ und $\text{Gain} = 3,1 \text{ dB}$
Slope Mode 15:	$N_{eq} = 37,9 \text{ dB}$ und $\text{Gain} = 1,1 \text{ dB}$

Ein- und Ausschwingzeiten:

Es wurden die Ein- und Ausschwingzeiten des Hörgerätes 163 D Danalogic für die Audiogramme Flat 60, Flat 50, Flat 40, Flat 30 und Slope Mode 15 gemessen. Nachfolgend sind die Verstärkungswerte aufgelistet, die vor dem Pegelsprung von 25 dB (Input 55 dB) und danach (Input 80 dB) vorlagen.

Audiogramm	Anstiegszeit (rise time)	Gain (bei 55 dB _I)	Ausschwingzeit (release time)	Gain (bei 80 dB _I)
Flat 60	< 2 ms	30 dB	< 120 ms	19 dB
Flat 50	< 2 ms	21 dB	< 100 ms	18 dB
Flat 40	< 2 ms	10 dB	< 80 ms	11 dB
Flat 30	< 2 ms	10 dB	< 20 ms	10 dB
Slope Mode 15	< 2 ms	8 dB	< 80 ms	2 dB

Tab. 12: Verstärkungswerte (163 D Danalogic; GN ReSound)

Erkennbar wird, dass bei diesem Hörgerät bei den Audiogrammen Flat 60, Flat 50 und Slope Mode 15 bei Input 80 dB das Signal weniger verstärkt wurde als bei Input 55 dB, also eine Kompression stattgefunden hat. Bei Flat 40 und Flat 30 wurde eine (annähernd) lineare Verstärkung verzeichnet. Die Ausschwingzeiten waren unterschiedlich.

3.2 Canta7 (770 D) (GN ReSound)

Frequenzgang:

In folgender Tabelle sind die ermittelten Antworten, gemittelt aus sechs benachbarten Frequenzen, bei Input 50 dB bzw. 90 dB und den Frequenzen 500 Hz, 1000 Hz, 1600 Hz, 2500 Hz und 4000 Hz aufgelistet. Die Werte wurden auf ganze Zahlen gerundet.

GN ReSound Canta7		Gemittelte Antworten aus 6 benachbarten Frequenzen (dB)				
Audiogramm	Input (dB)	500 Hz	1000 Hz	1600 Hz	2500 Hz	4000 Hz
Flat 60	50	64	69	74	57	46
	90	90	88	91	73	58
Flat 50	50	59	64	68	52	47
	90	87	85	88	72	58
Flat 40	50	55	60	64	50	43
	90	87	86	89	72	58
Flat 30	50	51	54	58	47	45
	90	85	84	87	72	56
Slope Mode 15	50	51	54	60	48	44
	90	85	84	87	71	55

Tab. 13: Frequenzgang (Canta7; GN ReSound); gerundete Angaben

Es ist ersichtlich, dass bei allen Tonaudiogrammen bei Input 50 dB in der Regel eine Verstärkung des Signals, bei Input 90 dB dagegen bis auf zwei Ausnahmen eine Kompression erfolgte.

Eingangs- und Ausgangssignal:

Herstellerangaben:

Nachfolgend sind die Herstellerangaben zum Ausgangssignal des Hörgerätes **Canta7 (GN ReSound)** bei den Eingangspegeln 500 Hz bis 4000 Hz und den Audiogrammen Flat 60 bis Slope Mode 15 aufgelistet. Als Inputwerte gibt GN ReSound 50 dB und 80 dB an.

GN ReSound Canta7		Output (dB)				
Audiogramm	Input (dB)	500 Hz	1000 Hz	1600 Hz	2500 Hz	4000 Hz
Flat 60	50	67	74	74	73	67
	80	86	86	86	84	80
Flat 50	50	62	68	68	66	62
	80	83	82	82	81	80
Flat 40	50	58	64	64	62	58
	80	82	82	82	81	80
Flat 30	50	54	59	59	58	54
	80	81	80	80	80	80
Slope Mode 15	50	53	58	60	61	61
	80	80	80	80	80	80

Tab. 14: Herstellerangaben Input/ Output (Canta7;GN ReSound)

Wird der angegebene Input-Wert vom Output-Wert subtrahiert, erhält man die Signalverstärkung.

Verstärkung laut Hersteller:

- Flat 60:** Input 50 dB: 17 dB (500 Hz/4000 Hz) - 24 dB (1000 Hz/1600 Hz)
Input 80 dB: 0 dB (4000 Hz) - 6 dB (500 Hz bis 1600 Hz)
- Flat 50:** Input 50 dB: 12 dB (500 Hz/4000 Hz) - 18 dB (1000 Hz/1600 Hz)
Input 80 dB: 0 dB (4000 Hz) - 3 dB (500 Hz)
- Flat 40:** Input 50 dB: 8 dB (500 Hz/4000 Hz) - 14 dB (1000 Hz/1600 Hz)
Input 80 dB: 0 dB (4000 Hz) - 2 dB (500 Hz bis 2500 Hz)
- Flat 30:** Input 50 dB: 4 dB (500 Hz/4000 Hz) - 9 dB (1000 Hz/1600 Hz)
Input 80 dB: nur bei 500 Hz erfolgt eine Verstärkung von 1 dB
- Slope Mode 15:** Input 50 dB: 3 dB (500 Hz) - 11 dB (2500 Hz/4000 Hz)
Input 80 dB: es erfolgt keine Signalverstärkung.

Gemäß Herstellerangaben erfolgt bei allen Audiogrammen bei Input 50 dB die geringste Verstärkung jeweils bei 500 Hz und 4000 Hz, die größte variiert je nach Hörverlust. Bei Input 80 dB wird das Signal am wenigsten verstärkt bei 4000 Hz (Flat 60, Flat 50, Flat 40) bzw. 500 Hz (Flat 30); die größte Verstärkung variiert auch hier je nach Hörverlust. Bei Slope Mode 15 fällt auf, dass bei Input 50 dB nur bei 500 Hz die geringste Signalverstärkung erfolgt. Bei Input 80 dB erfolgt überhaupt keine Verstärkung.

Nachfolgend sind die eigenen Messergebnisse der Ausgangspegel des Hörgerätes **Canta7 (GN ReSound)** dargestellt:

GN ReSound Canta7		Output (dB)				
Audiogramm	Input (dB)	500 Hz	1000 Hz	1600 Hz	2500 Hz	4000 Hz
Flat 60	50	65	70	75	57	39
	80	85	85	89	69	53
Flat 50	50	59	64	69	50	34
	80	82	82	85	65	52
Flat 40	50	56	59	65	45	29
	80	81	81	83	65	51
Flat 30	50	51	54	59	41	27
	80	81	79	80	63	47
Slope Mode 15	50	50	55	61	46	31
	80	79	79	81	64	48

Tab. 15: Messergebnisse Messbox (GN ReSound; Canta7)

Wird der Input-Wert vom gemessenen Output-Wert subtrahiert, erhält man die gemessene Signalverstärkung. Negative Werte bedeuten eine Kompression des Signals.

- Flat 60:** Input 50 dB: -11 dB (4000 Hz) - 25 dB (1600 Hz)
Input 80 dB: -27 dB (4000 Hz) - 9 dB (1600 Hz)
- Flat 50:** Input 50 dB: -16 dB (4000 Hz) - 19 dB (1600 Hz)
Input 80 dB: -28 dB (4000 Hz) - 5 dB (1600 Hz)
- Flat 40:** Input 50 dB: -21 dB (4000 Hz) - 15 dB (1600 Hz)
Input 80 dB: -29 dB (4000 Hz) - 3 dB (1600 Hz)
- Slope Mode 15:** Input 50 dB: -19 dB (4000 Hz) - 11 dB (1600 Hz)
Input 80 dB: -32 dB (4000 Hz) - 1 dB (1600 Hz)

Es zeigte sich, dass bei allen einprogrammierten Audiogrammen bei Input 50 dB und 80 dB jeweils bei 4000 Hz eine starke Kompression des Signals stattfand und die größte Signalverstärkung jeweils bei 1600 Hz erreicht wurde.

Die Messergebnisse differieren zu den Herstellerangaben zwischen -1 dB und 30 dB bei Input 50 dB mit einem durchschnittlichen Mittelwert von 10,24 dB. Bei Input 80 dB differieren die eigenen Messergebnisse zu den Angaben des Herstellers zwischen -3 dB und 33 dB mit einem durchschnittlichen Mittelwert von 9,16 dB. Positive Werte in der Tabelle bedeuten, dass die eigenen Messungen geringere Werte erbracht haben:

GN ReSound Canta7		Differenz Herstellerangaben / Messergebnisse (dB)				
Audiogramm	Input (dB)	500 Hz	1000 Hz	1600 Hz	2500 Hz	4000 Hz
Flat 60	50	2	4	-1	16	28
	80	1	1	-3	15	27
Flat 50	50	3	4	-1	16	28
	80	1	0	-3	16	28
Flat 40	50	2	5	-1	17	29
	80	1	1	-1	16	29
Flat 30	50	3	5	0	17	27
	80	0	1	0	17	33
Slope Mode 15	50	3	3	-1	15	30
	80	1	1	-1	16	32

Tab. 16: Differenz Herstellerangaben / Messergebnisse zu Input / Output (Canta7; GN ReSound)

Die Tabelle zeigt, dass sich hinsichtlich der Verstärkung bis 1600 Hz nur geringfügige Abweichungen zwischen Herstellerangaben und Messergebnissen ergeben haben. Bei 2500 Hz und 4000 Hz waren dagegen erhebliche Unterschiede vorzufinden.

Äquivalentes Eigenrauschen (N_{eq}) des Hörgerätes:

Das äquivalente Eigenrauschen des Hörgerätes ist, je nachdem für welchen Patienten das Hörgerät programmiert wurde, unterschiedlich. Gemessen wurde bei:

Flat 60: $N_{eq} = 26$ dB und Gain = 25,2 dB

Flat 50: $N_{eq} = 29,8$ dB und Gain = 18,9 dB

Flat 40: $N_{eq} = 34,7$ dB und Gain = 15 dB

Flat 30: $N_{eq} = 41,9$ dB und Gain = 9,4 dB
Slope Mode 15: $N_{eq} = 38,5$ dB und Gain = 11 dB

Ein- und Ausschwingzeiten:

Es wurden die Ein- und Ausschwingzeiten des Hörgerätes Canta7 für die Audiogramme Flat 60, Flat 50, Flat 40, Flat 30 und Slope Mode 15 gemessen. Nachfolgend sind die Verstärkungswerte aufgelistet, die vor dem Pegelsprung von 25 dB (Input 55 dB) und danach (Input 80 dB) vorlagen.

Audiogramm	Anstiegszeit (rise time)	Gain (bei 55 dB _I)	Ausschwingzeit (release time)	Gain (bei 80 dB _I)
Flat 60	< 2 ms	25 dB	< 80 ms	9 dB
Flat 50	< 2 ms	12 dB	< 80 ms	1 dB
Flat 40	< 2 ms	10 dB	< 80 ms	0 dB
Flat 30	< 2 ms	0 dB	< 80 ms	-3 dB
Slope Mode 15	< 2 ms	0 dB	< 80 ms	-3 dB

Tab. 17: Verstärkungswerte (Canta7; GN ReSound)

Erkennbar wird, dass bei Canta7 bei allen Audiogrammen bei Input 80 dB das Signal wesentlich geringer verstärkt wurde als bei Input 55 dB, also eine deutliche Kompression stattgefunden hat.

3.3 Adapto Compact (Oticon)

Frequenzgang:

Nachstehend sind die ermittelten Antworten, gemittelt aus sechs benachbarten Frequenzen, bei Input 50 dB bzw. 90 dB und den Frequenzen 500 Hz, 1000 Hz, 1600 Hz, 2500 Hz und 4000 Hz aufgelistet. Die ermittelten Werte wurden auf ganze Zahlen gerundet.

Oticon Adapto Compact		Gemittelte Antworten aus 6 benachbarten Frequenzen (dB)				
Audiogramm	Input (dB)	500 Hz	1000 Hz	1600 Hz	2500 Hz	4000 Hz
Flat 60	50	70	73	75	65	50
	90	91	95	103	93	75
Flat 50	50	52	57	60	55	43
	90	87	92	96	80	58
Flat 40	50	55	59	61	56	44
	90	95	100	102	92	69
Flat 30	50	52	56	57	54	46
	90	93	97	99	93	68
Slope Mode 15	50	52	56	59	57	45
	90	83	81	89	74	55

Tab. 18: Frequenzgang (Adapto Compact; Oticon); gerundete Angaben

Wie zu sehen ist, erfolgte bei allen Audiogrammen bei Input 50 dB in der Regel eine Verstärkung des Signals, bei Input 90 dB dagegen oft eine Kompression.

Eingangs- und Ausgangssignal:Herstellerangaben:

Nachstehend sind die Herstellerangaben zum Ausgangspegel des Hörgerätes **Adapto (Oticon)** bei den Eingangspegeln 500 Hz bis 4000 Hz und den Audiogrammen Flat 60 bis Slope Mode 15 dargestellt. Oticon gibt als Eingangssignale 50 dB und 80 dB an.

Oticon Adapto Compact		Output (dB)				
Audiogramm	Input (dB)	500 Hz	1000 Hz	1600 Hz	2500 Hz	4000 Hz
Flat 60	50	82	81	80	88	82
	80	101	102	100	107	99
Flat 50	50	68	65	64	74	70
	80	90	92	91	96	88
Flat 40	50	70	68	65	74	70
	80	100	98	96	102	100
Flat 30	50	65	64	61	70	68
	80	95	94	91	100	98
Slope Mode 15	50	70	62	60	76	73
	80	89	88	85	91	82

Tab. 19: Herstellerangaben Input/ Output (Adapto Compact; Oticon)

Wird der angegebene Input-Wert vom Output-Wert subtrahiert, erhält man die Signalverstärkung.

Verstärkung laut Hersteller:

Flat 60: Input 50 dB: 30 dB (1600 Hz) - 38 dB (2500 Hz)

Input 80 dB: 19 dB (4000 Hz) - 27 dB (2500 Hz)

Flat 50: Input 50 dB: 14 dB (1600 Hz) - 24 dB (2500 Hz)

Input 80 dB: 8 dB (4000 Hz) - 16 dB (2500 Hz)

Flat 40: Input 50 dB: 15 dB (1600 Hz) - 24 dB (2500 Hz)

Input 80 dB: 16 dB (1600 Hz) - 22 dB (2500 Hz)

Flat 30: Input 50 dB / Input 80 dB: 11 dB (1600 Hz) - 20 dB (2500 Hz)

Slope Mode 15: Input 50 dB: 10 dB (1600 Hz) - 26 dB (2500 Hz)

Input 80 dB: 2 dB (4000 Hz) - 11 dB (2500 Hz)

Laut Herstellerangaben erfolgt bei Input 50 dB die geringste Verstärkung jeweils bei 1600 Hz, bei Input 80 dB bei 1600Hz (Flat 40 und Flat 30) bzw. bei 4000 Hz (Flat 60,

Flat 50 und Slope Mode 15). Die größte Signalverstärkung erfolgt laut Hersteller bei allen Audiogrammen sowohl bei Input 50 dB als auch bei Input 80 dB bei 2500 Hz.

Die folgende Tabelle listet die eigenen Messergebnisse der Ausgangspegel des Hörgerätes **Adapto Compact** (Oticon) auf:

Oticon Adapto Compact		Output (dB)				
Audiogramm	Input (dB)	500 Hz	1000 Hz	1600 Hz	2500 Hz	4000 Hz
Flat 60	50	70	73	72	64	37
	80	84	86	95	83	58
Flat 50	50	45	56	58	50	29
	80	76	83	90	79	56
Flat 40	50	51	59	59	51	29
	80	79	86	94	87	59
Flat 30	50	48	56	56	51	27
	80	76	82	80	77	54
Slope Mode 15	50	48	57	58	50	30
	80	69	75	81	72	50

Tab. 20: Messergebnisse Messbox Input/ Output (Adapto Compact; Oticon)

Wird der Input-Wert vom gemessenen Output-Wert subtrahiert, erhält man die gemessene Signalverstärkung.

Flat 60: Input 50 dB: -13 dB (4000 Hz) - 23 dB (1000 Hz)

Input 80 dB: -22 (4000 Hz) - 15 dB (1600 Hz)

Flat 50: Input 50 dB: -21 dB (4000 Hz) - 8 dB (1600 Hz)

Input 80 dB: -24 dB (4000 Hz) - 10 dB (1600 Hz)

Flat 40: Input 50 dB: -21 dB (4000 Hz) - 9 dB (1000 Hz/1600 Hz)

Input 80 dB: -21 dB (4000 Hz) - 7 dB (2500 Hz)

Flat 30: Input 50 dB: -23 dB (4000 Hz) - 6 dB (1000 Hz/1600 Hz)

Input 80 dB: -26 dB (4000 Hz) - 2 dB (1000 Hz)

Slope Mode 15: Input 50 dB: -20 dB (4000 Hz) - 8 dB (1600 Hz)

Input 80 dB: -30 dB (4000 Hz) - 1 dB (1600 Hz)

Bei allen Audiogrammen erfolgte bei 4000 Hz sowohl bei Input 50 dB als auch bei Input 80 dB eine starke Kompression. Die größte Signalverstärkung wurde meist bei 1600

Hz gemessen. Bei Slope Mode 15 wurde das Signal bei Input 80 dB nur bei 1600 Hz geringfügig verstärkt, bei allen anderen Frequenzen war eine Kompression festzustellen.

Die Messergebnisse differieren zu den Herstellerangaben zwischen 2 dB und 45 dB bei Input 50 dB mit einem durchschnittlichen Mittelwert von 19,6 dB. Bei Input 80 dB differieren die eigenen Messergebnisse zu den Angaben des Herstellers zwischen 1 dB und 44 dB mit einem durchschnittlichen Mittelwert von 18,6 dB.

Positive Werte in der Tabelle bedeuten, dass die eigenen Messungen geringere Werte erbracht haben:

Oticon Adapto Compact		Differenz Herstellerangaben / Messergebnisse (dB)				
Audiogramm	Input (dB)	500 Hz	1000 Hz	1600 Hz	2500 Hz	4000 Hz
Flat 60	50	12	8	8	24	45
	80	17	16	5	24	41
Flat 50	50	23	9	8	24	41
	80	15	9	1	17	32
Flat 40	50	19	9	6	23	43
	80	21	12	2	15	41
Flat 30	50	17	8	5	19	41
	80	19	12	11	23	44
Slope Mode 15	50	22	5	2	26	43
	80	20	13	4	19	32

Tab. 21: Differenz Herstellerangaben / Messergebnisse zu Input / Output (Adapto Compact; Oticon)

Die Tabelle macht deutlich, dass sich hinsichtlich der Verstärkung meist starke Abweichungen zwischen Herstellerangaben und Messergebnissen ergeben haben.

Äquivalentes Eigenrauschen (N_{eq}) des Hörgerätes:

Das äquivalente Eigenrauschen des Hörgerätes ist, je nachdem für welchen Patienten das Hörgerät programmiert wurde, unterschiedlich. Gemessen wurde bei:

Flat 60: $N_{eq} = 26,3$ dB und Gain = 24,2 dB

Flat 50: $N_{eq} = 37,8$ dB und Gain = 10,1 dB

Flat 40: $N_{eq} = 40,0$ dB und Gain = 10,2 dB

Flat 30: $N_{eq} = 40,1$ dB und Gain = 7,6 dB

Slope Mode 15: $N_{eq} = 39,8$ dB und Gain = 8,7 dB

Ein- und Ausschwingzeiten:

Es wurden die Ein- und Ausschwingzeiten des Hörgerätes Adapto Compact für die Audiogramme Flat 60, Flat 50, Flat 40, Flat 30 und Slope Mode 15 gemessen. Nachfolgend sind die Verstärkungswerte aufgelistet, die vor dem Pegelsprung von 25 dB (Input 55 dB) und danach (Input 80 dB) vorlagen.

Audiogramm	Anstiegszeit (rise time)	Gain (bei 55 dB _I)	Ausschwingzeit (release time)	Gain (bei 80 dB _I)
Flat 60	< 2 ms	15 dB	< 80 ms	9 dB
Flat 50	< 2 ms	5 dB	< 120 ms	0 dB
Flat 40	< 2 ms	0 dB	< 120 ms	0 dB
Flat 30	< 2 ms	0 dB	< 120 ms	-4 dB
Slope Mode 15	< 2 ms	0 dB	< 120 ms	-7 dB

Tab. 22: Verstärkungswerte (Adapto Compact; Oticon)

Es fällt auf, dass bei allen Audiogrammen mit Ausnahme von Flat 40 bei Input von 80 dB eine Kompression stattgefunden hat. Bei Flat 40 wurde das Signal weder bei Input 50 noch bei Input 80 verstärkt. Die Ausschwingzeiten waren nahezu alle gleich.

3.4 Claro 211 dAZ (Phonak)

Frequenzgang:

Nachfolgend sind die ermittelten Antworten, gemittelt aus sechs benachbarten Frequenzen, bei Input 50 dB bzw. 90 dB und den Frequenzen 500 Hz, 1000 Hz, 1600 Hz, 2500 Hz und 4000 Hz aufgelistet. Die ermittelten Werte wurden auf ganze Zahlen gerundet.

Phonak Claro 211 dAZ		Gemittelte Antworten aus 6 benachbarten Frequenzen (dB)				
Audiogramm	Input (dB)	500 Hz	1000 Hz	1600 Hz	2500 Hz	4000 Hz
Flat 60	50	62	70	71	83	73
	90	91	99	98	109	102
Flat 50	50	58	65	66	79	70
	90	88	95	95	100	92
Flat 40	50	55	63	64	76	68
	90	87	96	96	108	101
Flat 30	50	50	59	61	73	64
	90	83	93	94	106	99
Slope Mode 15	50	50	58	60	75	68
	90	82	90	91	97	90

Tab. 23: Frequenzgang (Claro 211 dAZ; Phonak); gerundete Angaben

Bei allen Audiogrammen erfolgte bei Input 50 dB fast immer eine Verstärkung des Signals, nur bei Flat 30 und Slope Mode 15 veränderte sich das Signal bei 500 Hz nicht. Bei Input 90 dB erfolgte bei 500 Hz bei den Audiogrammen Flat 50, Flat 40, Flat 30 und Slope Mode 15 eine Kompression des Signals.

Eingangs- und Ausgangssignal:Herstellerangaben:

Nachfolgend sind die Herstellerangaben zum Ausgangspegel des Hörgerätes **Claro 211 dAZ (Phonak)** bei den Eingangspegeln 500 Hz bis 4000 Hz und den Audiogrammen Flat 60 bis Slope Mode 15 dargestellt. Phonak gibt als Eingangssignale 50 dB und 90 dB an.

Phonak Claro 211 dAZ		Output (dB)				
Audiogramm	Input (dB)	500 Hz	1000 Hz	1600 Hz	2500 Hz	4000 Hz
Flat 60	50	81	77	77	86	80
	90	127	121	122	128	131
Flat 50	50	63	65	66	80	72
	90	95	100	94	97	91
Flat 40	50	60	62	62	80	72
	90	109	116	112	113	108
Flat 30	50	51	58	60	74	67
	90	105	110	108	109	102
Slope Mode 15	50	49	57	57	74	72
	90	92	100	91	95	88

Tab. 24: Herstellerangaben Input / Output (Claro 211 dAZ; Phonak)

Wird der angegebene Input-Wert vom Output-Wert subtrahiert, erhält man die Signalverstärkung.

Signalverstärkung laut Hersteller:

- Flat 60:** Input 50 dB: 27 dB (1000 Hz / 1600 Hz) - 36 dB (2500 Hz)
Input 90 dB: 31 dB (1000 Hz) - 41 dB (4000 Hz)
- Flat 50:** Input 50 dB: 13 dB (500 Hz) - 30 dB (2500 Hz)
Input 90 dB: 1 dB (4000 Hz) - 10 dB (1000 Hz)
- Flat 40:** Input 50 dB: 10 dB (500 Hz) - 30 dB (2500 Hz)
Input 90 dB: 18 dB (4000 Hz) - 26 dB (500 Hz)
- Flat 30:** Input 50 dB: 1 dB (500 Hz) - 24 dB (2500 Hz)
Input 90 dB: 12 dB (4000 Hz) - 20 dB (1000 Hz)
- Slope Mode 15:** Input 50 dB: -1 dB (500 Hz) - 24 dB (2500 Hz)
Input 90 dB: -2 dB (4000 Hz) - 10 dB (1000 Hz)

Bei Input 50 dB erfolgt den Herstellerangaben zufolge die geringste Verstärkung bei allen Audiogrammen bei 500 Hz, außer bei Flat 60 (1000Hz / 1600 Hz). Die größte Verstärkung erfolgt immer bei 2500 Hz.

Bei Input 90 dB dagegen soll die geringste Verstärkung bei 4000 Hz erfolgen. Eine Ausnahme bildet auch hier Flat 60 (1000 Hz). Die größte Verstärkung erfolgt bei verschiedenen Frequenzen.

Die folgende Tabelle listet die eigenen Messergebnisse der Ausgangspegel des Hörgerätes **Claro 211 dAZ** (Phonak) auf:

Phonak Claro 211 dAZ		Output (dB)				
Audiogramm	Input (dB)	500 Hz	1000 Hz	1600 Hz	2500 Hz	4000 Hz
Flat 60	50	61	69	71	84	71
	90	91	99	98	110	101
Flat 50	50	57	65	66	79	68
	90	88	96	94	101	91
Flat 40	50	54	63	64	77	67
	90	87	96	96	109	100
Flat 30	50	47	58	60	74	63
	90	83	93	94	107	98
Slope Mode 15	50	45	57	60	76	66
	90	82	91	90	98	88

Tab. 25: Messergebnisse Messbox Input / Output (Claro 211 dAZ; Phonak)

Wird der Input-Wert vom gemessenen Output-Wert subtrahiert, erhält man die gemessene Signalverstärkung.

- Flat 60:** Input 50 dB: 11 dB (500 Hz) - 34 dB (2500 Hz)
Input 90 dB: 1 dB (500 Hz) - 20 dB (2500 Hz)
- Flat 50:** Input 50 dB: 7 dB (500 Hz) - 29 dB (2500 Hz)
Input 90 dB: -2 dB (500 Hz) - 11 dB (2500 Hz)
- Flat 40:** Input 50 dB: 4 dB (500 Hz) - 27 dB (2500 Hz)
Input 90 dB: -3 dB (500 Hz) - 19 dB (2500 Hz)
- Flat 30:** Input 50 dB: -3 dB (500 Hz) - 24 dB (2500 Hz)
Input 90 dB: -7 dB (500 Hz) - 17 dB (2500 Hz)

Slope Mode 15: Input 50 dB: -5 dB (500 Hz) – 26 dB (2500 Hz)
 Input 90 dB: -8 dB (500 Hz) - 8 dB (2500 Hz)

Im Gegensatz zu den Angaben des Herstellers liegt bei den gemessenen Signalverstärkungen die größte jeweils bei 2500 Hz statt bei 1000 Hz. Bei 500 Hz erfolgt sogar eine Kompression des Eingangssignals.

Die Messergebnisse differieren zu den Herstellerangaben bei Input 50 dB zwischen -3 dB und 20 dB mit einem durchschnittlichen Mittelwert von 3,2 dB, bei Input 90 dB zwischen -7 dB und 25 dB mit einem durchschnittlichen Mittelwert von 8,24 dB.

Positive Werte in der Tabelle bedeuten, dass die eigenen Messungen geringere Werte erbracht haben:

Phonak Claro 211 dAZ		Differenz Herstellerangaben / Messergebnisse (dB)				
Audiogramm	Input (dB)	500 Hz	1000 Hz	1600 Hz	2500 Hz	4000 Hz
Flat 60	50	20	8	6	2	9
	90	12	20	20	4	1
Flat 50	50	6	0	0	1	4
	90	6	4	0	-7	1
Flat 40	50	6	-1	-2	3	5
	90	25	19	18	4	7
Flat 30	50	4	0	0	0	4
	90	23	18	11	2	4
Slope Mode 15	50	4	0	-3	-2	6
	90	10	5	3	-4	0

Tab. 26: Differenz Herstellerangaben / Messergebnisse zu Input / Output (Claro 211 dAZ; Phonak)

Wie die Tabelle zeigt, wichen die eigenen Messergebnisse sowohl in allen Audiogrammen als auch bei den verschiedenen Frequenzgängen in überwiegender Anzahl von den Herstellerangaben ab. Auf die vielfach sehr große Abweichung wird besonders hingewiesen.

Äquivalentes Eigenrauschen (N_{eq}) des Hörgerätes:

Das äquivalente Eigenrauschen des Hörgerätes ist, je nachdem für welchen Patienten das Hörgerät programmiert wurde, unterschiedlich. Gemessen wurde bei:

Flat 60:	$N_{eq} = 25,4$ dB und Gain = 19,9 dB
Flat 50:	$N_{eq} = 30,9$ dB und Gain = 13,1 dB
Flat 40:	$N_{eq} = 30,4$ dB und Gain = 13,3 dB
Flat 30:	$N_{eq} = 33,4$ dB und Gain = 9,8 dB
Slope Mode 15:	$N_{eq} = 34,3$ dB und Gain = 9,2 dB

Ein- und Ausschwingzeiten:

Es wurden die Ein- und Ausschwingzeiten des Hörgerätes Claro 211 dAZ für die Audiogramme Flat 60, Flat 50, Flat 40, Flat 30 und Slope Mode 15 gemessen. Nachfolgend sind die Verstärkungswerte aufgelistet, die vor dem Pegelsprung von 25 dB (Input 55 dB) und danach (Input 80 dB) vorlagen.

Audiogramm	Anstiegszeit (rise time)	Gain (55 dB _I)	Ausschwingzeit (release time)	Gain (80 dB _I)
Flat 60	< 2 ms	18 dB	< 1000 ms	28 dB
Flat 50	< 2 ms	24 dB	< 1000 ms	19 dB
Flat 40	< 2 ms	21 dB	< 200 ms	20 dB
Flat 30	< 2 ms	18 dB	< 200 ms	17 dB
Slope Mode 15	< 2 ms	18 dB	< 1000 ms	16 dB

Tab. 27: Verstärkungswerte (Claro 211 dAZ; Phonak) bei 55 dB_I

Bei Flat 60 erfolgte bei Input 80 dB eine Expansion, bei Flat 50 und Slope Mode 15 eine Kompression und bei Flat 40 und Flat 30 war die Signalverstärkung (annähernd) linear. Bei den niederen Hörverlusten war die Ausschwingzeit kürzer als bei den hohen Hörverlusten bzw. bei Slope Mode 15.

3.5 PrismaP (Siemens)

Frequenzgang:

Nachfolgend sind die ermittelten Antworten, gemittelt aus sechs benachbarten Frequenzen, bei Input 50 dB bzw. 90 dB und den Frequenzen 500 Hz, 1000 Hz, 1600 Hz, 2500 Hz und 4000 Hz aufgelistet. Die ermittelten Werte wurden auf ganze Zahlen gerundet.

Siemens PrismaP		Gemittelte Antworten aus 6 benachbarten Frequenzen (dB)				
Audiogramm	Input (dB)	500 Hz	1000 Hz	1600 Hz	2500 Hz	4000 Hz
Flat 60	50	85	85	85	89	93
	90	92	93	94	106	104
Flat 50	50	59	67	68	73	77
	90	85	83	88	98	94
Flat 40	50	69	76	76	81	85
	90	93	92	96	105	101
Flat 30	50	52	59	61	67	68
	90	82	81	88	91	90
Slope Mode 15	50	58	62	63	68	70
	90	76	78	83	92	92

Tab. 28: Frequenzgang (PrismaP; Siemens); gerundete Angaben

Bei allen Audiogrammen erfolgt bei Input 50 dB eine Verstärkung. Dies trifft bei Input 90 dB nur teilweise zu. Bei Flat 60 und Flat 40 traten bei allen Frequenzen Verstärkungen auf, während sich bei den anderen Audiogrammen jeweils bei 500 Hz, 1000 Hz und 1600 Hz Kompressionen ergaben.

Eingangs- und Ausgangssignal:Herstellerangaben:

Im Folgenden sind die Herstellerangaben zum Ausgangspegel des Hörgerätes **PrismaP (Siemens)** bei den Eingangspegeln 500 Hz bis 4000 Hz und den Audiogrammen Flat 60 bis Slope Mode 15 dargestellt. Siemens gibt als Eingangssignale 90 dB und 40 dB an.

Siemens PrismaP		Output (dB)				
Audiogramm	Input (dB)	500 Hz	1000 Hz	1600 Hz	2500 Hz	4000 Hz
Flat 60	90	84	90	97	105	97
	40	48	53	62	68	59
Flat 50	90	81	87	92	96	93
	40	45	50	55	60	56
Flat 40	90	82	83	90	94	95
	40	43	48	53	60	56
Flat 30	90	76	81	87	92	84
	40	38	45	49	54	47
Slope Mode 15	90	77	79	85	92	87
	40	39	42	47	53	47

Tab. 29: Herstellerangaben Input / Output (Prisma P; Siemens)

Wird der angegebene Input-Wert vom Output-Wert subtrahiert, erhält man die vom Hersteller angegebene Signalverstärkung.

Signalverstärkung laut Hersteller:

- Flat 60:** Input 90 dB: -6 dB (500 Hz) - 15 dB (2500 Hz)
Input 40 dB: 8 dB (500 Hz) - 28 dB (2500 Hz)
- Flat 50:** Input 90 dB: -9 dB (500 Hz) - 6 dB (2500 Hz)
Input 40 dB: 5 dB (500 Hz) - 20 dB (2500 Hz)
- Flat 40:** Input 90 dB: -8 dB (500 Hz) - 5 dB (4000 Hz)
Input 40 dB: 3 dB (500 Hz) - 20 dB (2500 Hz)
- Flat 30:** Input 90 dB: -14 dB (500 Hz) - 2 dB (2500 Hz)
Input 40 dB: -2 dB (500 Hz) - 14 dB (2500 Hz)
- Slope Mode 15:** Input 90 dB: -13 dB (500 Hz) - 2 dB (2500 Hz)
Input 40 dB: -1 dB (500 Hz) - 13 dB (2500 Hz)

Laut Hersteller erfolgt die geringste Verstärkung bei allen programmierten Audiogrammen bei 500 Hz, wobei bei Input 90 dB immer eine Kompression stattfindet. Bei Flat 30 und Slope Mode 15 findet auch bei Input 40 dB bei 500 Hz eine Kompression statt. Die größte Verstärkung erfolgt laut Hersteller bei 2500 Hz. Nur bei Flat 40 und Input 90 dB erfolgt die größte Verstärkung bei 4000 Hz.

Die folgende Tabelle listet die eigenen Messergebnisse der Ausgangspegel des Hörgerätes **PrismaP** (Siemens) auf:

Siemens PrismaP		Output (dB)				
Audiogramm	Input (dB)	500 Hz	1000 Hz	1600 Hz	2500 Hz	4000 Hz
Flat 60	90	102	102	99	106	103
	40	66	63	64	68	70
Flat 50	90	91	92	90	97	95
	40	46	51	53	60	65
Flat 40	90	100	101	98	105	102
	40	56	60	60	69	75
Flat 30	90	85	89	90	92	91
	40	37	46	51	53	58
Slope Mode 15	90	85	86	87	91	93
	40	48	47	53	53	58

Tab. 30: Messergebnisse Messbox Input / Output (Prisma P; Siemens)

Wird der Input-Wert vom gemessenen Output-Wert subtrahiert, erhält man die gemessene Signalverstärkung.

- Flat 60:** Input 90 dB: 9 dB (1600 Hz) - 16 dB (2500 Hz)
Input 40 dB: 23 dB (1000 Hz) - 30 dB (4000 Hz)
- Flat 50:** Input 90 dB: 0 dB (1600 Hz) - 7 dB (2500 Hz)
Input 40 dB: 6 dB (500 Hz) - 25 dB (4000 Hz)
- Flat 40:** Input 90 dB: 8 dB (1600 Hz) - 15 dB (2500 Hz)
Input 40 dB: 16 dB (500 Hz) - 35 dB (4000 Hz)
- Flat 30:** Input 90 dB: -5 dB (500 Hz) - 2 dB (2500 Hz)
Input 40 dB: -3 dB (500 Hz) - 18 dB (4000 Hz)
- Slope Mode 15:** Input 90 dB: -5 dB (500 Hz) - 3 dB (4000 Hz)
Input 40 dB: 7 dB (1000 Hz) - 18 dB (4000 Hz)

Bei Input 90 dB erfolgt die geringste Verstärkung bei 500 Hz (Flat 30, Slope Mode 15) bzw. 1600 Hz, die größte bei 2500 Hz bzw. 4000 Hz (Slope Mode 15). Bei Input 40 dB erfolgt die geringste Verstärkung 500 Hz (Flat 40, Flat 30) bzw. bei 1000 Hz, die größte immer bei 4000 Hz.

Die Messergebnisse differieren zu den Herstellerangaben zwischen -18 dB und 2 dB bei Input 90 dB mit einem durchschnittlichen Mittelwert von -6,64 dB. Bei Input 40 dB differieren die Messergebnisse zu den Angaben des Herstellers zwischen -19 dB und 2 dB mit einem durchschnittlichen Mittelwert von -6,12 dB. Positive Werte in der Tabelle bedeuten, dass die eigenen Messungen geringere Werte erbracht haben:

Siemens PrismaP		Differenz Herstellerangaben / Messergebnisse (dB)				
Audiogramm	Input (dB)	500 Hz	1000 Hz	1600 Hz	2500 Hz	4000 Hz
Flat 60	90	-18	-12	-2	-1	-6
	40	-18	-10	-2	0	-11
Flat 50	90	-10	-5	2	-1	-2
	40	-1	-1	2	0	-9
Flat 40	90	-18	-18	-8	-11	-7
	40	-13	-12	-7	-9	-19
Flat 30	90	-9	-8	-3	0	-7
	40	1	-1	-2	1	-11
Slope Mode 15	90	-8	-7	-2	1	-6
	40	-9	-5	-6	0	-11

Tab. 31: Differenz Herstellerangaben / Messergebnisse zu Input / Output (Prisma P; Siemens)

Aus dieser Tabelle gehen z. T. erhebliche Unterschiede zwischen den Herstellerangaben und den Messergebnissen hervor. Dabei ist bemerkenswert, dass bei allen Audiogrammen bei beiden Input-Werten überwiegend größere Verstärkungen gemessen wurden als vom Hersteller angegeben. Durchschnittlich am wenigsten abweichend sind die Ergebnisse bei der Frequenz 2500 Hz.

Äquivalentes Eigenrauschen (N_{eq}) des Hörgerätes:

Das äquivalente Eigenrauschen des Hörgerätes ist, je nachdem für welchen Patienten das Hörgerät programmiert wurde, unterschiedlich. Gemessen wurde bei:

Flat 60: $N_{eq} = 30,2$ dB und Gain = 20,0 dB

Flat 50: $N_{eq} = 40,0$ dB und Gain = 13,8 dB

Flat 40:	$N_{eq} = 37,4 \text{ dB}$ und $\text{Gain} = 11,6 \text{ dB}$
Flat 30:	$N_{eq} = 40,7 \text{ dB}$ und $\text{Gain} = 8,8 \text{ dB}$
Slope Mode 15:	$N_{eq} = 43,0 \text{ dB}$ und $\text{Gain} = 6,9 \text{ dB}$

Ein- und Ausschwingzeiten:

Es wurden die Ein- und Ausschwingzeiten des Hörgerätes Prisma P für die Audiogramme Flat 60, Flat 50, Flat 40, Flat 30, und Slope Mode 15 gemessen. Nachfolgend sind die Verstärkungswerte aufgelistet, die vor dem Pegelsprung von 25 dB (Input 55 dB) und danach (Input 80 dB) vorlagen.

Audiogramm	Anstiegszeit (rise time)	Gain (55 dB _I)	Ausschwingzeit (release time)	Gain (80 dB _I)
Flat 60	< 2 ms	29 dB	< 100 ms	25 dB
Flat 50	< 2 ms	29 dB	< 120 ms	25 dB
Flat 40	< 2 ms	28 dB	< 120 ms	24 dB
Flat 30	< 2 ms	20 dB	< 120 ms	17 dB
Slope Mode 15	< 2 ms	23 dB	< 100 ms	17 dB

Tab. 32: Verstärkungswerte (Prisma P, Siemens) bei 55 dB_I;

Bei allen Audiogrammen erfolgte bei Input 80 dB eine Kompression. Die Ausschwingzeiten waren in etwa gleich.

3.6 Signia 8 Df (Siemens)

Frequenzgang:

Nachfolgend sind die ermittelten Antworten, gemittelt aus sechs benachbarten Frequenzen, bei Input 50 dB bzw. 90 dB und den Frequenzen 500 Hz, 1000 Hz, 1600 Hz, 2500 Hz und 4000 Hz aufgelistet. Die ermittelten Werte wurden auf ganze Zahlen gerundet.

Siemens Signia 8 Df		Gemittelte Antworten aus 6 benachbarten Frequenzen (dB)				
Audiogramm	Input (dB)	500 Hz	1000 Hz	1600 Hz	2500 Hz	4000 Hz
Flat 60	50	82	81	80	82	76
	90	98	102	98	102	97
Flat 50	50	74	73	72	77	66
	90	91	94	90	96	87
Flat 40	50	70	70	68	75	63
	90	93	98	92	101	92
Flat 30	50	65	65	64	70	57
	90	88	93	89	97	86
Slope Mode 15	50	64	64	64	72	63
	90	88	92	87	93	84

Tab. 33: Frequenzgang (Signia 8 Df; Siemens); gerundete Angaben

Die Tabelle macht deutlich, dass sich bei allen Audiogrammen bei Input 50 dB ausschließlich Verstärkungen ergeben haben. Kompressionen wurden nur bei Input 90 dB festgestellt, wobei Flat 30 und Slope Mode 15 am stärksten betroffen waren. Keinerlei Kompressionen wurden nur bei den Frequenzen 1000 Hz und 2500 Hz gemessen.

Eingangs- und Ausgangssignal:Herstellerangaben:

In nachstehender Tabelle sind die Herstellerangaben zum Ausgangspegel des Hörgerätes **Signia 8 Df (Siemens)** bei den Eingangspegeln 500 Hz bis 4000 Hz und den Audiogrammen Flat 60 bis Slope Mode 15 dargestellt. Als Eingangssignale gibt Siemens 90 dB und 40 dB an.

Siemens Signia 8 Df		Output (dB)				
Audiogramm	Input (dB)	500 Hz	1000 Hz	1600 Hz	2500 Hz	4000 Hz
Flat 60	90	95	97	96	110	103
	40	68	70	69	82	77
Flat 50	90	88	88	80	102	95
	40	61	60	60	75	68
Flat 40	90	90	92	92	106	100
	40	55	58	55	70	63
Flat 30	90	85	89	88	101	92
	40	48	52	52	66	58
Slope Mode 15	90	85	88	88	99	92
	40	45	50	52	68	67

Tab. 34: Herstellerangaben Input / Output (Signia 8 Df; Siemens)

Wird der angegebene Input-Wert vom Output-Wert subtrahiert, erhält man die vom Hersteller angegebene Verstärkung des Eingangssignals.

Signalverstärkung laut Hersteller:

- Flat 60:** Input 90 dB: 5 dB (500 Hz) - 20 dB (2500 Hz)
Input 40 dB: 28 dB (500 Hz) - 42 dB (2500 Hz)
- Flat 50:** Input 90 dB: -10 dB (1600 Hz) - 12 dB (2500 Hz)
Input 40 dB: 20 dB (1000 Hz / 1600 Hz) - 35 dB (2500 Hz)
- Flat 40:** Input 90 dB: 0 dB (500 Hz) - 16 dB (2500 Hz)
Input 40 dB: 15 dB (500 Hz / 1600 Hz) - 30 dB (2500 Hz)
- Flat 30:** Input 90 dB: -5 dB (500 Hz) - 11 dB (2500 Hz)
Input 40 dB: 8 dB (500 Hz) - 26 dB (2500 Hz)
- Slope Mode 15:** Input 90 dB: -5 dB (500 Hz) - 9 dB (2500 Hz)
Input 40 dB: 5 dB (500 Hz) - 28 dB (2500 Hz)

Laut Herstellerangaben erfolgt die geringste Verstärkung bei allen programmierten Tonaudiogrammen jeweils bei 500 Hz, die größte Verstärkung bei 2500 Hz. Nur bei Flat 50 erfolgt die geringste Verstärkung bei 1600 Hz.

Die nachstehende Tabelle listet die eigenen Messergebnisse der Ausgangspegel des Hörgerätes **Signia 8 Df (Siemens)** auf:

Siemens Signia 8 Df		Output (dB)				
Audiogramm	Input (dB)	500 Hz	1000 Hz	1600 Hz	2500 Hz	4000 Hz
Flat 60	90	100	101	99	99	72
	40	76	69	67	74	60
Flat 50	90	92	94	90	91	62
	40	68	61	57	66	44
Flat 40	90	95	97	95	96	66
	40	61	58	56	65	45
Flat 30	90	95	97	95	96	66
	40	61	58	56	65	45
Slope Mode 15	90	91	91	90	88	60
	40	57	52	52	48	41

Tab. 35: Messergebnisse Messbox Input / Output (Signia 8 Df; Siemens)

Wird der Input-Wert vom gemessenen Output-Wert subtrahiert, erhält man die gemessene Verstärkung des Eingangssignals.

Gemessene Signalverstärkung:

Flat 60: Input 90 dB: -8 dB (4000 Hz) - 11 dB (1000 Hz)

Input 40 dB: 20 dB (4000 Hz) - 36 dB (500 Hz)

Flat 50: Input 90 dB: -28 dB (4000 Hz) - 4 dB (1000 Hz)

Input 40 dB: 4 dB (4000 Hz) - 28 dB (500 Hz)

Flat 40: Input 90 dB: -24 dB (4000 Hz) - 7 dB (1000 Hz)

Input 40 dB: 5 dB (4000 Hz) - 25 dB (2500 Hz)

Flat 30: Input 90 dB: -24 dB (4000 Hz) - 7 dB (1000 Hz)

Input 40 dB: 5 dB (4000 Hz) - 25 dB (2500 Hz)

Slope Mode 15: Input 90 dB: -30 dB (4000 Hz) - 1 dB (500 Hz / 1000 Hz)

Input 40 dB: 1 dB (4000 Hz) - 17 dB (500 Hz)

Sowohl bei Input 90 dB als auch bei Input 40 dB erfolgt die geringste gemessene Signalverstärkung bei 4000 Hz. Dabei erfolgt bei Input 90 dB stets eine recht starke Kompression des Eingangssignals.

Die größte Signalverstärkung erfolgt bei Input 90 dB immer bei 1000 Hz, bei Input 40 dB 500 Hz bzw. 2500 Hz (Flat 40 und Flat 30).

Die Messergebnisse differieren zu den Herstellerangaben zwischen -10 dB und 34 dB bei Input 90 dB mit einem durchschnittlichen Mittelwert von 4,92 dB. Bei Input 40 dB differieren die Messergebnisse zu den Herstellerangaben zwischen -13 dB und 26 dB mit einem durchschnittlichen Mittelwert von 3,48 dB. Positive Werte in der Tabelle bedeuten, dass die eigenen Messungen geringere Werte erbracht haben:

Siemens Signia 8 Df		Differenz Herstellerangaben / Messergebnisse (dB)				
Audiogramm	Input (dB)	500 Hz	1000 Hz	1600 Hz	2500 Hz	4000 Hz
Flat 60	90	-5	-4	-3	11	31
	40	-8	1	2	8	17
Flat 50	90	-4	-6	-10	11	33
	40	-7	-1	3	9	24
Flat 40	90	-5	-5	-3	10	34
	40	-6	0	-1	5	18
Flat 30	90	-10	-8	-7	5	26
	40	-13	-6	-4	1	13
Slope Mode 15	90	-6	-3	-2	11	32
	40	-12	-2	0	20	26

Tab. 36: Differenz Herstellerangaben / Messergebnisse zu Input / Output (Signia 8 Df; Siemens)

Bei dieser Tabelle fällt auf, dass bei der Frequenz 500 Hz ausschließlich größere Verstärkungen gemessen wurden als vom Hersteller angegeben, bei den Frequenzen 2500 Hz und 4000 Hz hingegen ausschließlich geringe Werte ermittelt wurden.

Äquivalentes Eigenrauschen (N_{eq}) des Hörgerätes:

Das äquivalente Eigenrauschen des Hörgerätes ist, je nachdem für welchen Patienten das Hörgerät programmiert wurde, unterschiedlich. Gemessen wurde bei:

Flat 60: $N_{eq} = 38,6$ dB und Gain = 13,3 dB

Flat 50: $N_{eq} = 45,3$ dB und Gain = 4,1 dB

Flat 40: $N_{eq} = 46,8$ dB und Gain = 13,3 dB

Flat 30: $N_{eq} = 53,0$ dB und Gain = -3,1 dB
Slope Mode 15: $N_{eq} = 45,8$ dB und Gain = 2,9 dB

Ein- und Ausschwingzeiten:

Es wurden die Ein- und Ausschwingzeiten des Hörgerätes Signia 8 Df für die Audiogramme Flat 60, Flat 50, Flat 40, Flat 30 und Slope Mode 15 gemessen. Nachfolgend sind die Verstärkungswerte aufgelistet, die vor dem Pegelsprung von 25 dB (Input 55 dB) und danach (Input 80 dB) vorlagen.

Audiogramm	Anstiegszeit (rise time)	Gain (55 dB _I)	Ausschwingzeit (release time)	Gain (80 dB _I)
Flat 60	< 2 ms	36 dB	< 1000 ms	23 dB
Flat 50	< 2 ms	28 dB	< 1000 ms	19 dB
Flat 40	< 2 ms	24 dB	< 1000 ms	19 dB
Flat 30	< 2 ms	20 dB	< 900 ms	15 dB
Slope Mode 15	< 2 ms	20 dB	< 1000 ms	15 dB

Tab. 37: Verstärkungswerte (Signia 8 Df, Siemens) bei 55 dB_I

Bei allen Audiogrammen wurde bei Input 80 dB das Signal komprimiert. Die Ausschwingzeiten waren nahezu gleich.

4. DISKUSSION

4.1 Diskussion der Methodik

4.1.1 Audiogramme

In der vorliegenden Untersuchung waren keine Patienten an den Messungen beteiligt, sondern es wurden Tonaudiogramme verwendet, die Hörverluste von 60 dB, 50 dB, 40 dB, 30 dB und 15 dB simulierten. Die Untersuchung mittels Tonaudiogrammen hat den Vorteil, dass subjektive Empfindungen die Ergebnisse nicht verfälschen können. Ebenso ist es dadurch möglich, die Messungen beliebig oft zu wiederholen, um grobe Messfehler auszuschließen. Andererseits kann daran kritisiert werden, dass nicht festgestellt werden konnte, welches der Hörgeräte von Patienten am besten akzeptiert würde. Es sollte im Rahmen dieser Arbeit aber nur ein technischer Vergleich der Hörgeräte erfolgen.

4.1.2 Hörgeräte

Es wurden sechs digitale HdO-Hörgeräte von vier verschiedenen Herstellern getestet, da jeder Hersteller seine eigenen Vorstellungen von einer optimalen Hörgerätetechnik und -versorgung hat.

Getestet wurden: 163 D Danalogic und Canta7 (GN ReSound), Adapto Compact (Oticon), Claro 211 dAZ (Phonak), PrismaP und Signia 8Df (Siemens). Die Hörgeräte wurden für die Tests mit den jeweiligen Grundprogrammen nach NOAH eingestellt. Die verwendeten Hörgeräte zählten zum Zeitpunkt der Testdurchführungen zu den neuesten am Markt und entsprechen dem gleichen Standard.

4.1.3 Messung in der Messbox

Da es nicht um individuelle Anpassungen von Hörgeräten ging sondern um reine Qualitätstests, wurden keine In-situ-Messungen vorgenommen. Die Hörgeräte wurden mit fünf Tonschwellenaudiogrammen mit Angabe der Unbehaglichkeitsschwelle programmiert und an einem 2 cm³-Kuppler in der Messbox mit künstlichen Signalen getestet. Dadurch erreicht man eine höhere Reliabilität der Messergebnisse. Als Kritik kann an-

gemerkt werden, dass dabei die individuellen Gegebenheiten des Außenohrs nicht erfasst werden [37]. Anzumerken ist, dass im Labor gewonnene Messergebnisse nicht ohne weiteres auf Patienten übertragen werden können.

Die Messungen wurden weitestgehend nach IEC 60118-2 durchgeführt. Eine komplette Einhaltung der Vorschrift war insofern nicht möglich als diese Norm eigentlich nur für Hörgeräte mit Lautstärkereglern gilt. Digitale Hörgeräte aber haben keinen Lautstärkereglern. Somit können auch keine Veränderungen der Einstellungen vorgenommen werden. Die in diesem Punkt veraltete IEC 60118-2 ist also auf digitale Hörgeräte nur begrenzt anwendbar und müsste bezüglich dieser neuen Geräte dringend aktualisiert werden. Dennoch ist die hier verwendete Methode für den Qualitätsvergleich der sechs Hörgeräte mit den fünf einprogrammierten Hörschäden zulässig.

4.2 Diskussion der Ergebnisse

Es wurden Hörgeräte vergleichbaren Standards für die Messungen herangezogen. Sie wurden mit den gleichen Tonaudiogrammen unter gleichen Bedingungen getestet. Deshalb wurden gleiche oder zumindest sehr ähnliche Ergebnisse erwartet.

4.2.1 Frequenzgang und Eingangs-/Ausgangssignal:

Die ersten beiden Messungen galten der Überprüfung des Frequenzganges der Hörgeräte bzw. der Signalverstärkung. Da in beiden Messungen dieselben Frequenzen und dieselben Eingangssignale angewandt wurden, waren die gleichen Ergebnisse zu erwarten. Um dies zu überprüfen, wurden die Werte der ermittelten Ausgangspegel von den ermittelten Werten des Frequenzganges subtrahiert. Die Ergebnisse sind in nachstehender Tabelle dargestellt. Positive Werte bedeuten, dass die Werte aus der Frequenzgangmessung höher sind als die Werte der „Eingangs-/Ausgangssignal“-Messung. Idealerweise ist das Ergebnis „Null“ (Nullhypothese). Werte über 6 dB absolut bedeuten, dass die Messergebnisse um mehr als 100% abweichen! Diese Werte sind in der Tabelle fett gedruckt.

Frequenzgang und Eingangs-/ Ausgangssignal im direkten Vergleich:

	Input	Adapto	Canta	Danalogic	Claro	Prisma	Signia
500 Hz							
Flat 60	50	0	-1	-4	1	9	0
	90	2	-2	8	0	-10	-2
Flat 50	50	7	0	-4	1	2	0
	90	5	-3	6	0	-6	-1
Flat 40	50	4	-1	-5	1	2	2
	90	5	-3	10	0	-7	-2
Flat 30	50	4	0	-6	3	4	-3
	90	5	-5	9	0	-3	-7
Slope 15	50	4	1	-1	5	0	1
	90	2	-4	8	0	-9	-3
1000 Hz							
Flat 60	50	0	-1	-2	1	11	0
	90	1	-2	5	0	-9	1
Flat 50	50	1	0	-3	0	5	0
	90	0	-3	4	-1	-9	0
Flat 40	50	0	1	-5	0	4	0
	90	5	-2	9	0	-9	1
Flat 30	50	0	0	-5	1	3	-5
	90	5	-3	9	0	-8	-4
Slope 15	50	-1	-1	-2	1	4	0
	90	-1	-3	7	-1	-8	1
1600 Hz							
Flat 60	50	3	-1	-2	0	11	0
	90	4	-1	6	0	-5	-1
Flat 50	50	2	-1	-2	0	4	2
	90	2	-1	4	1	-2	0
Flat 40	50	2	-1	-4	0	4	-1
	90	1	-1	8	0	-2	-3
Flat 30	50	1	-1	-4	1	0	-5
	90	8	0	9	0	-2	-6
Slope 15	50	1	-1	-2	0	-1	0
	90	3	-1	7	1	-4	-3
2500 Hz							
Flat 60	50	1	0	-3	-1	11	7
	90	4	1	6	-1	0	3
Flat 50	50	5	2	-2	0	3	10
	90	0	2	6	-1	1	5
Flat 40	50	5	5	-5	-1	3	10
	90	2	2	5	-1	0	5
Flat 30	50	3	6	-6	-1	4	5
	90	4	2	8	-1	-1	1
Slope 15	50	7	2	-3	-1	5	12
	90	1	1	7	-1	1	5

	Input	Adapto	Canta	Danalogic	Claro	Prisma	Signia
4000 Hz							
Flat 60	50	13	7	-4	2	13	12
	90	12	1	1	1	1	25
Flat 50	50	14	13	-2	4	2	12
	90	1	0	7	1	-1	25
Flat 40	50	15	14	-4	1	0	12
	90	2	0	5	1	-1	26
Flat 30	50	19	18	-2	1	0	6
	90	-1	0	8	1	-1	20
Slope 15	50	15	13	-2	2	2	10
	90	5	1	5	2	-1	24

Tab. 38: Frequenzgang u. Eingangs-/ Ausgangssignal aller Hörgeräte im direkten Vergleich; (Fre/In-Out)

Bei allen Audiogrammen und allen Messungen schnitt das Hörgerät Claro 211 dAZ (Phonak) am besten ab.

163 D Danalogic (GN ReSound) wies sowohl bei den niedrigen als auch bei den hohen Frequenzen die wenigsten Übereinstimmungen auf.

PrismaP (Siemens) schnitt bei den niedrigen Frequenzen schlecht ab, bei den hohen Frequenzen gab es weniger Abweichungen.

Signia 8Df (Siemens), Adapto Compact (Oticon) und Canta7 (GN ReSound) verhielten sich umgekehrt. Bei den niederen Frequenzen gab es kaum Abweichungen, bei den hohen Frequenzen dagegen kaum Übereinstimmungen. Vor allem bei 4000 Hz waren die Ergebnisse sehr schlecht.

Wodurch diese Unstimmigkeiten auftraten, kann nicht erklärt werden. Es wird nur vermutet, dass es an unterschiedlichen Regelzeiten der Hörgeräte oder am „Spracherkennungs“- Verfahren liegt.

4.2.2 Äquivalentes Eigenrauschen (N_{eq}) des Hörgerätes

Jedes elektrische Gerät (wie z. B. ein Rechner, ein Drucker, ein Fernseher etc.) gibt Geräusche ab, welche mehr oder weniger stark auf unser Gehör einwirken. Hörgeräte sollten aufgrund ihrer Nähe zum Ohr möglichst leise sein, um den Patienten nicht zusätzlich in seiner Hörfähigkeit zu beeinträchtigen. Durch die auch bei digitalen Hörgeräten noch vorhandenen analogen Komponenten sowie durch die Auflösung der Analog-Digital (AD)- / Digital-Analog (DA)-Wandlersysteme wird nach wie vor ein gewisses

Eigenrauschen verursacht [33]. Es wird daher z. T. gefordert, über andere Wandler-systeme nachzudenken [37]. Schorn und Baumann (1999) geben zwar an, einige digitale Hörgeräte würden ein Eigenrauschen von nur noch 10 dB bis 15 dB aufweisen, im Rahmen der vorliegenden Arbeit wurden aber auch bei den neuen Hörgeräten z. T. Geräusche mit wesentlich höheren dB-Werten gemessen [33].

Abb. 6: Äquivalentes Eigenrauschen-/Verstärkung-Diagramm; alle Hörgeräte und alle Audiogramme

Dass das Hörgerät Signia 8 Df (Siemens) wies bei allen fünf Tonaudiogrammen immer das größte Eigenrauschen auf. Das Eigenrauschen bewegte sich zwischen 38,6 dB (Flat 60) bei einer Verstärkung von 13,3 dB bis zu 53 dB (Flat 30) mit einer Signalkompression von 3,1 dB. Dieser Wert ist in obigem Diagramm nicht mehr zu sehen. Man kann aber den hohen Wert des äquivalenten Eigenrauschens von 46,8 dB (Flat 40) bei nur 13,3 dB Verstärkung erkennen. Das geringste Eigenrauschen wies Claro 211 dAZ (Phonak) auf. Bei Claro reichte das Eigenrauschen von 25,4 dB (Flat 60) bei einer Verstärkung von 19,9 dB bis zu 34,3 dB (Slope Mode 15) bei einer Verstärkung von 9,2 dB. Nur bei Flat 50 lag das äquivalente Eigenrauschen von 30,9 dB etwas höher als bei 163

D Danalogic (GN ReSound) (27,3 dB). Die anderen getesteten Hörgeräte lagen mit ihren ermittelten Werten dazwischen.

Die Messung des äquivalenten Eigenrauschens steht und fällt mit der eingestellten Verstärkung des Hörgerätes. Da digitale Hörgeräte aber keinen Lautstärkeregler haben, konnten keine Änderungen der Verstärkung vorgenommen werden.

Zur Messung der Verstärkung ist anzumerken, dass kein optimaler Verstärkungswert angegeben werden kann. Bei vorgegebenem Hörschaden müssten aber alle Gain-Werte äquivalent sein. Jedes Hörgerät hat die Aufgabe, Hörverluste so auszugleichen, also die Signale so zu verstärken, dass der Schwerhörige wieder hören und verstehen kann. Die Verstärkungen der sechs digitalen Hörgeräte unterscheiden sich zum Teil aber erheblich, teilweise sogar bis zu 100% (siehe Tab. 6 und 7).

4.2.3 Ein- und Ausschwingzeiten:

Laut der alten Definition für Ein- und Ausschwingzeiten (IEC 60118-2) sollte eine sog. Exponentialfunktion im Diagramm zu erkennen sein. Eine solche war nur bei den einfachen Geräten wie 163 D Danalogic (GN ReSound) und PrismaP (Siemens) erkennbar, nicht aber bei den digitalen HdO-Hörgeräte der neueren Generation [Adapto Compact (Oticon), Canta7 (GN ReSound), Claro 211 dAZ (Phonak) und Signia 8Df (Siemens)].

Auch dies zeigt, dass es letztendlich nur eingeschränkt möglich ist, die neuen digitalen Hörgeräte gemäß der IEC 60118-2 auf ihre Qualität zu prüfen, da die Vorschriften hinsichtlich der digitalen Hörgeräte veraltet sind.

4.3 Zusammenfassung und Schlussfolgerungen

Das Problem der Akzeptanz der Hörgeräte gibt es schon sehr lange. Schon vor über 30 Jahren erwähnte von Arentsschild, dass viele Patienten, die nicht mit ihrem Gerät zufrieden sind, dies als unabänderlich ansehen und deswegen weder den Hörgeräte-Akustiker noch den Arzt aufsuchen oder aber von einem Hörgeräte-Akustiker zum anderen gehen und sich immer neue Geräte kaufen, die dann auch nicht besser sind [1]. Trotz der stetigen Verbesserung und Weiterentwicklung ist dieses Problem bis heute nicht vollständig gelöst. Verschiedene Studien zur Effektivität der Hörgeräteversorgung

kommen zu dem Ergebnis, „dass zwischen 20 und 40 % aller Hörgeräteträger mit ihren Hörgeräten nicht zurecht kommen bzw. nicht in allen Kommunikationssituationen zufrieden sind“ [37].

Die Entwicklung der Hörgeräte ist bis zum jetzigen Zeitpunkt schon enorm vorangeschritten. Die Industrie entwickelt immer noch bessere und ausgefeiltere Hörsysteme, die sich von den früheren analogen Hörgeräten weit abheben. Schon jetzt sind wieder neuere Geräte auf dem Markt als die in dieser Arbeit getesteten. Weitere technische Verbesserungen lassen in Zukunft eine steigende Akzeptanz von Hörgeräten erwarten.

Aber nicht nur der technische Fortschritt spielt eine wichtige Rolle. Nur eine frühzeitige Erkennung von Hörstörungen, egal ob im Alter oder schon in jungen Jahren, macht eine recht- bzw. frühzeitige Hörgeräteversorgung möglich.

Die enge Zusammenarbeit von HNO-Ärzten und Akustikern ist unbedingt erforderlich, um ein möglichst zufrieden stellendes Hörergebnis für den schwerhörigen Patienten zu erzielen. Gefordert wird für den HNO-Arzt eine intensive „Aus- und Weiterbildung, um audiologisches Wissen im Rahmen der Hörgeräteindikation und Hörgerätekontrolle zu erwerben und zu vertiefen“ und auch der Akustiker „sollte sich im Rahmen seiner Betreuung von Hörgestörten um eine hohe Qualität der Hörgeräteversorgung bemühen“ [37]. Der HNO-Arzt muss die richtige Diagnose stellen können, das Hörgerät verschreiben und den damit erzielten Effekt überwachen. Der Hörgeräteakustiker hat die Aufgabe der Geräteanpassung. Es sollte dabei nicht ein Hörgerät nach dem anderen ausprobiert werden bis endlich eines der vielen zufrieden stellend passt oder der Patient entnervt aufgibt. Vielmehr sollten die Hörgeräte sinnvoll angepasst werden, wobei es nicht zu vermeiden ist, einige zeitintensive Tests durchzuführen, auch wenn dies aus wirtschaftlicher Sicht nicht immer einfach ist. Eine Erstanpassung in der Grundeinstellung des Herstellers kann auf keinen Fall ausreichen.

In der vorliegenden Arbeit sollten sechs digitale HdO-Hörgeräte vier verschiedener Hersteller miteinander verglichen werden. Es erfolgte nur ein technischer Vergleich der Hörgeräte. Die Arbeit stellt eine Qualitätskontrolle dar. Die Messungen wurden weitestgehend nach IEC 60118-2 durchgeführt. Da diese aber nur für analoge Hörgeräte gilt, ist sie für die neuen digitalen Hörgeräte nur begrenzt einzuhalten. Eine Aktualisierung der Vorschriften ist erforderlich, um auch die gegenüber den analogen Hörgeräten

technisch fortgeschrittenen digitalen Geräte der Vorschrift entsprechend auf ihre Qualität hin testen zu können.

Die zum Teil doch sehr erheblichen Abweichungen der Messergebnisse von den Herstellerangaben sowie die ebenfalls deutlichen Unterschiede zwischen den einzelnen Geräten verwunderten. Ursachen hierfür konnten im Rahmen dieser Untersuchung nicht eruiert werden.

Abschließend ist anzumerken, dass die Übertragung von im Labor gewonnen Messdaten auf Patienten als kritisch anzusehen ist.

Natürlich ist das gesunde menschliche Ohr durch kein Hörgerät voll zu ersetzen. Dem Schwerhörigen wird aber in der Werbung versprochen, auch in Situationen mit höheren Umgebungsgeräuschen seine Gesprächspartner wieder besser verstehen zu können, wodurch seine Lebensqualität enorm gesteigert werden kann. Laut Hersteller können die Hörgeräte zwischen Sprache und Lärm unterscheiden und somit Hintergeräusche vermindern und Sprache verstärken.

Dass die Hörgeräte nicht am Patienten sondern in der Messbox am 2 cm³-Kuppler getestet wurden, stellt ein Problem dar. Bei der Hörgeräteanpassung am Patienten wird nämlich nicht der reine Sinuston sondern Sprache verwendet.

An der Würzburger Universitätsklinik für Hals-, Nasen- und Ohrenkranke sind zwei weitere Doktorandinnen an der Arbeit, dieselben Hörgeräte wie in der vorliegenden Untersuchung auf ihre Qualität zu testen. Dabei werden dieselben Tonaudiogramme verwendet. In der ersten Arbeit werden die Hörgeräte am Kunstkopf (rechtes Ohr) mit einem Sinuston getestet, in der zweiten Arbeit erfolgen Sprachtests am Kunstkopf (rechtes Ohr). Es wird sicher interessant sein, ob dabei ebenfalls deutliche Unterschiede zwischen den Herstellerangaben und den Messergebnissen sowie zwischen den verschiedenen Geräten auftreten werden.

5. LITERATURVERZEICHNIS

1. Arentsschild, O. v.: Die Aufgaben des Ohrenarztes bei der Hörgeräteversorgung, Arch. Ohr.- Nase. und Kehl.- Heilkunde 188, (1967), 267 – 292
2. Becker, W. et al.: Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde: Kurzgefasstes Lehrbuch mit Atlasteil, 4. überarbeitete Auflage, Thieme, Stuttgart, New York, 1989, 157 – 159
3. Boenninghaus, H.-G.: Hals-Nasen-Ohrenheilkunde für Medizinstudenten, 9., überarbeitete und ergänzte Auflage, Springer, Berlin, Heidelberg, New York, 1993, 140 – 164
4. Böhme, G., Welzl-Müller, K.: Audiometrie, Hörprüfungen im Erwachsenen- und Kindesalter, Ein Lehrbuch, 4., überarbeitete und ergänzte Auflage, Huber, Bern, Göttingen, Toronto, Seattle, 1998
5. Brügel, F., Negri, B.: Hörgeräteanpassung – Cochlear Implant. In: G. Grevers: Klinikleitfaden Hals-, Nasen- Ohrenheilkunde, 2., neu bearbeitete Auflage, Fischer, Ulm, Stuttgart, Jena, Lübeck, 1997, 166 – 169
6. Bundesanzeiger (1995) Jahrgang 47, Nr. 101 vom 14.02.1995, Bonn: Richtlinien des Bundesausschusses der Ärzte und Krankenkassen über die Verordnung von Heilmitteln und Hilfsmitteln in der vertragsärztlichen Versorgung in der Fassung vom 14. Februar 1995. In: Wedel, H. v., Meister, H.: Aktuelle Hörgeräteversorgung. In: Biesinger, E. und Iro, H. (Hrsg.): HNO Praxis heute, Band 21, Springer, Berlin, Heidelberg, New York, 2002, 45 – 90
7. Bundesinnung der Hörgeräteakustiker, Deutsche Gesellschaft für HNO-Heilkunde, Berufsverband deutscher HNO- Ärzte (1969) Richtlinien über die Zusammenarbeit von Fachärzten für HNO und Hörgeräteakustikern bei der Verordnung und Anpassung von Hörgeräten. In: Wedel, H. v., Meister, H.: Aktuelle Hörgeräteversorgung. In: Biesinger, E. und Iro, H. (Hrsg.): HNO Praxis heute, Band 21, Springer, Berlin, Heidelberg, New York, 2002, 45 – 90

8. Busch, G. C. B.: Handbuch der Erfindungen, Bd. VI, 1812, 163. Abgelichtet in: Miller, A.: „Wer taub were der nemme ...“. Sonderdruck aus „Der Hörgeräteakustiker“ 1986, 1 – 12, Median, Heidelberg, ohne Jahreszahl, 23
9. Chakravorty, R. C.: Dr. Alexander Graham Bell, audiologist and speech therapist. Arch. Otolaryng. (Chicago) 102, 574 – 575 (1976). Zit. nach Böhme, G. und Welzl-Müller, K.: Audiometrie, Hörprüfungen im Erwachsenen- und Kindesalter, Ein Lehrbuch, 4., überarbeitete und ergänzte Auflage, Huber, Bern, Göttingen, Toronto, Seattle, 1998, 17 – 22
10. DIN Deutsches Institut für Normung e.V.: Deutsche Norm, Hörgeräte, Teil 2: Hörgeräte mit automatischer Verstärkungsregelung (IEC 60118-2 : 1983 + A1 : 1993 + A2 : 1997); Deutsche Fassung der EN 60118-2 : 1995 + A2 : 1997, Berlin, April 1998; 1 – 12
11. Feldhaus-Archivsammlung, 1910. In: Miller A.: „Wer taub were der nemme ...“, Sonderdruck aus „Der Hörgeräteakustiker“ 1986, 1 - 12, Median, Heidelberg, 1986, 34 - 36
12. FORUM BESSER HÖREN: Vom Hörrohr zum Im-Ohr-Gerät. Online. Erhältlich: <http://www.forumbesserhoeren.de/infoseiten.php?pid=1&psid=4>, 15.01.03
13. GN ReSound GmbH: Canta7, Hörwelten in 3D, Herstellerprospekt, Münster, ohne Jahreszahl, 10
14. GN ReSound GmbH: Canta7 (770-D), Produktinformation, ohne Jahreszahl
15. GN ReSound GmbH: 163 D DANALOGIC, Produktinformation, ohne Jahreszahl
16. Hörgeräte Jensen: Vom Hörrohr zum modernen Hörgerät: Eine unvollständige Geschichte, Online. Erhältlich: http://www.hoergeraete-jensen.de/HGJ/Hoergeraet_frame.html, 30.04.2001
17. Kießling, J.: Hörgeräteauswahl und –anpassung. In: Lehnhardt, E., Janssen, T. und Kießling, J. (Hrsg.): Praxis der Audiometrie, 7. überarbeitete und erweiterte Auflage, Thieme, Stuttgart, New York, 1996, 198 – 227

18. Kießling, J.: Versorgung mit Hörgeräten. In: Kießling, J., Kollmeier, B., Diller, G. (Hrsg.): Versorgung und Rehabilitation mit Hörgeräten, Thieme, Stuttgart, New York, 1997, 49 – 110
19. Kinkel, M.: Hörgeräte. In: Lehnhardt, E. und Laszig, R. (Hrsg.): Praxis der Audiometrie, 8. überarbeitete und erweiterte Auflage, Thieme, Stuttgart, New York, 2000, 197 – 225
20. Kommission „Audiometrie und Hörprothetik“ der Arbeitsgemeinschaft Deutschsprachiger Audiologen und Neurootologen (ADANO): Leitlinie zur Hörgeräteversorgung der Deutschen Gesellschaft für Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde, Kopf- und Hals-Chirurgie. In: Wedel, H. v., Meister, H.: Aktuelle Hörgeräteversorgung. In: Biesinger, E. und Iro, H. (Hrsg.): HNO Praxis heute 21, Springer, Berlin, Heidelberg, New York, 2002, 45 – 90
21. Miller, A.: Führung durch das Hörgerätemuseum mit Aubrey Miller, Online, www.aha-luebeck.de/museum/fuemill.html, 13.05.2001
22. Miller, A.: „Wer taub were der nemme...“. Sonderdruck aus „Der Hörgeräteakustiker“ 1986, 1 - 12, Median, Heidelberg, ohne Jahreszahl
23. Moser, L. M.: Hörgerät mit diskreter Signalverarbeitung, Zeitschrift für Hörgeräteakustik, Median, Heidelberg, 1978, 124 - 135
24. Niemeyer, W.: Hörgeräte und ihre Verordnung. In: Ganz, H. (Hrsg.): HNO Praxis Heute 1, Springer, Berlin, Heidelberg, New York, 1980, 21 – 46
25. Oticon: Adapto – Das erste Hörgerät mit Spracherkennung. Online. Erhältlich: http://www.oticon.de/eprise/main/Oticon/DE_de/SEC_Professionals/ProductInfo_r.../_Inde, 26.11.2001
26. Oticon GmbH: Human Link, Eine audiologische Annäherung. Online. Erhältlich: <http://www.oticon.de>, 03.05.2001
27. Oticon: Hörhilfen – einst und jetzt. Hörgeschädigte Kinder 16, 150 – 151 (1979). Zit. nach Böhme, G. und Welzl-Müller, K. Audiometrie, Hörprüfungen im Erwachsenen- und Kindesalter, Ein Lehrbuch, 4., überarbeitete und ergänzte Auflage, Huber, Bern, Göttingen, Toronto, Seattle, 1998, 17 – 22

-
28. Oticon: Technische Information adaptoTM Compact, Produktinformation, ohne Jahreszahl
 29. Phonak: Produktinformation Claro 211dAZ, Herstellerprospekt
 30. Phonak: Produktinformation ClaroTM, Digital Perception Processing, Herstellerprospekt, ohne Jahreszahl, 7
 31. Plath, P.: Hörgeräte-Versorgung. In: Ganz, Schätzle (Hrsg.): HNO-Praxis Heute 16, Springer, Berlin, Heidelberg, New York, 1996, 1 – 12
 32. Schorn, K.: Einsatz moderner audiologischer Verfahren in der Hörgeräteanpassung, Laryngo-Rhino-Otol. 76 (1997), 647 – 650
 33. Schorn, K., Baumann, U.: Die Verbesserung der Hörgeräteanpassung mit digitalen Geräten und neuen Anpassmethoden, Laryngo-Rhino-Otol. 78 (1999), 14-19
 34. Siemens Audiologische Technik GmbH: Prisma P, Technische Daten, Produktinformation, ohne Jahreszahl
 35. Siemens Audiologische Technik GmbH: Signia, Technische Daten, Produktinformation, ohne Jahreszahl
 36. Volanthen, A.: Handbuch der Hörgeräte-Technik, Median, Heidelberg, 1995
 37. Wedel, H. v., Meister, H.: Aktuelle Hörgeräteversorgung. In: Biesinger E. und Iro, H. (Hrsg.): HNO Praxis heute 21, Springer, Berlin, Heidelberg, New York, 2002, 45 - 90

Danksagung:

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. Jan Helms für die Überlassung des Themas und die Übernahme des Referates.

Herrn Prof. Dr. Friedrich Schardt danke ich für die Übernahme des Korreferates.

Herrn Dipl. Ing. Ludwig M. Moser möchte ich meinen herzlichen Dank für die stets freundliche Betreuung und großzügige Unterstützung während der praktischen und der wissenschaftlichen Ausarbeitung der Promotion aussprechen.

Frau Renate Koch-Metge danke ich für die Umarbeitung der Tonaudiogramme.

Frau Gerber und Herrn Jopp danke ich herzlich für die freundliche Leihgabe der Hörgeräte und des Informationsmaterials.

Herzlicher Dank gilt auch meinen Eltern sowie meiner Tante Gerda für die liebevolle Unterstützung, die sie mir jederzeit haben zukommen lassen.

LEBENS LAUF

Persönliche Angaben:

Name: Christiane Barbara Rau
Geburtsdatum/ -ort: 03.12.1975 in Füssen/ Bayern
Eltern: Adalbert Rau, Rektor a.D.
Helga Rau, geb. Komposch, Lehrerin
Familienstand: ledig, keine Kinder

Schul Ausbildung:

1982 – 1986 Volksschule Halblech (GS und THS I)
1986 – 1995 Gymnasium Hohenschwangau
Mai 1995 Allgemeine Hochschulreife

Hochschulausbildung:

01. November 1995 Beginn des Studiums der Zahnmedizin an der Bayerischen Julius-Maximilians-Universität Würzburg
18. Oktober 1996 Naturwissenschaftliche Vorprüfung
8. April 1998 Zahnärztliche Vorprüfung
30. November 2000 Zahnärztliche Prüfung
11. Januar 2001 Approbation als Zahnärztin

Bisherige Tätigkeiten:

01. April 2001 -
31. Juni 2002 Weiterbildungsassistentin / wissenschaftliche Mitarbeiterin an der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie der Bayerischen Julius-Maximilians-Universität Würzburg (Direktor: Prof. Dr. Bernd Klaiber)

Seit 1. Juli 2002

Weiterbildungsassistentin / wissenschaftliche Mitarbeiterin
an der Poliklinik für Kieferorthopädie der Bayerischen
Julius-Maximilians-Universität Würzburg
(Direktorin: Prof. Dr. Angelika Stellzig-Eisenhauer)

A handwritten signature in black ink on a light blue background. The signature reads "Christiane Rau" in a cursive script.

Würzburg, den 03. Februar 2003