

Aus der Klinik und Poliklinik für Hals-, Nasen- und Ohrenkranke im
Kopfklinikum der Universität Würzburg

Direktor: Professor Dr. med. J. Helms

**Untersuchung der Wirkung der Multi-Mikrophon-Technologie
(AudioZoom[®]) in digitalen Hörgeräten der Firma Phonak bei
monauraler und binauraler Versorgung mit dem Verfahren des
Würzburger Hörfeldes.**

Inaugural - Dissertation

zur Erlangung der Doktorwürde der

Medizinischen Fakultät

der

Bayerischen Julius-Maximilians-Universität Würzburg

vorgelegt von

Wolfgang Mederer

aus Karlstadt

Würzburg, Juli 2005

Referent: Professor Dr. med. J. Helms

Korreferent: Professor Dr. med. F. Schardt

Dekan: Prof. Dr. G. Ertl

Tag der mündlichen Prüfung: 13.03.2006

Der Promovend ist Arzt

Meiner Familie

1 Einleitung

Ewa 14 Millionen Menschen sind in Deutschland derzeit von Schwerhörigkeit betroffen, eine Zahl, die in den nächsten Jahren aufgrund demographischer Entwicklung und verändertem Freizeitverhalten junger Menschen weiter steigen wird. Das Bedürfnis der Betroffenen, in der Mehrzahl älterer Menschen, so lange wie möglich kommunikativ an der Umwelt teilzunehmen, generiert eine gewaltige Nachfrage nach modernen Hörhilfen. Mit dem Wachstum des Marktes steigt gleichzeitig der Anspruch der Hörgeräteträger an die Gerätetechnik. Eine kürzlich veröffentlichte Pilotstudie hat untersucht, welche Faktoren bei der Erstversorgung als wichtig beurteilt werden (Meister 2004). Als Hauptkriterium für die Qualität einer Hörhilfe wird das Sprachverständnis in Ruhe und bei Störgeräuschen genannt, gefolgt von Tragekomfort und äußerer Erscheinung der Hörhilfe sowie deren Wirkung auf die Umwelt. Die zukünftigen Hörgeräte müssen sich folglich insbesondere am Sprachverständnis messen lassen. Die Hörgerätehersteller versuchen, diesem Anspruch mit einem rasant wachsenden Angebot an Geräten gerecht zu werden, wobei Fortschritte in Miniaturisierung und Computertechnik unbegrenzte Möglichkeiten zu eröffnen scheinen. Dies erfordert auch von Akustikern eine fundierte Fachkenntnis sowohl bei der Auswahl des richtigen Hörgerätes als auch bei der Einstellung der teilweise bis zu hundert möglichen Hörgeräteparameter. Prüfverfahren zur Objektivierung des Hörerlebens des Kunden sind zwingend notwendig, um diesem Anspruch gerecht zu werden. Solche Verfahren können zugleich dazu dienen, den von den Herstellern angepriesenen Vorteil des einen oder anderen Hörgerätes am Verbraucherohr zu testen. Das in dieser Studie verwendete Verfahren der Lautheitsskalierung ist geeignet, den Höreindruck, welchen das Hörgerät beim Patienten hinterlässt, sichtbar und damit auch vergleichbar zu machen. Mit Hilfe des Würzburger Hörfeldes soll die Frage beantwortet werden, ob der Einsatz moderner Richtmikrophontechnik zu einer messbaren Verbesserung des Hörens bei ein- und beidohriger Hörgeräteversorgung führt.

2 Grundlagen

Bevor speziell auf das Thema Hörgeräte und die für die vorliegende Studie angewendete Methodik eingegangen werden kann, ist es wichtig, die Grundlagen des Hörerlebens mit ihren anatomischen, physiologischen und pathologischen Zusammenhängen zu skizzieren. Ferner müssen physikalische und psychoakustische Zusammenhänge erläutert werden, die zur Lautheitsskalierung und damit zum Verfahren des Würzburger Hörfeldes führen.

2.1 *Anatomie und Physiologie des Gehörsinnes:*

Von der Schallwelle zur Informationsverarbeitung

2.1.1 **Äußeres Ohr**

Das äußere Ohr wird aus Ohrmuschel und äußerem Gehörgang gebildet, es schützt das Trommelfell vor mechanischer Schädigung. Desweiteren dient es zusammen mit Kopf und Körper der Schalldrucktransformation vom freien Schallfeld zum Schall am Trommelfell. Ohrmuschel, Kopf und Körper wirken als Beugungskörper, Concha und äußerer Gehörgang als Resonatoren. Durch die Gehörgangsresonanz ist im Frequenzbereich von 1-3 kHz eine Schallpegelerhöhung um bis zu 20 dB am Trommelfell (im Vergleich zum am Gehörgangseingang auftreffenden Schall) möglich (Böhme 1998).

2.1.2 **Mittelohr: Ein effizienter Schallübermittler**

Das Mittelohr ermöglicht es dem Schallsignal, den hohen Schallwiderstand des Innenohrs zu überwinden, indem Luftschwingungen über das Trommelfell und im weiteren über die Gehörknöchelchenkette auf das Innenohr übertragen werden. Wie wichtig die vermittelnde Funktion ist, zeigt folgende physikalische Überlegung: Die Schallimpedanz des Innenohrs gegenüber der Luftimpedanz ist durch sein Flüssigkeitsmedium (Perilymphe, Endolymphe) so groß, dass nur 2 % der Schallenergie auf das ovale Fenster übertragen werden könnten. Der Trommelfell-Gehörknöchelchen-Apparat ist so gebaut, dass die Impedanz der Luft an die Impedanz der Flüssigkeit angepasst wird; die übertragene Schallenergie am Innenohr wird um das 30 fache, auf 60 % der reinen Luftleitung angehoben. Das Mittelohr ermöglicht so auf Basis

physikalischer Gesetze eine effiziente Schallenergieübertragung auf das Innenohr (Klinke 1994, Lehnhardt 2001).

In diesem Zusammenhang muss noch kurz auf die bei Untersuchungen des Hörvermögens notwendige Messung der Knochenleitung eingegangen werden: Knochenleitungshören ist das Resultat des Zusammenwirkens der Vibrationen der Labyrinthkapsel und der Schallzuleitung aus Gehörgang und Mittelohr (Lehnhardt 2001).

2.1.3 Innenohr: Aus Wellen werden elektrische Impulse

Am ovalen Fenster werden die vom Mittelohr aufgenommen Schwingungen über die Steigbügel Fußplatte auf die Cochlea (Schnecke) übertragen. Die Cochlea ist ein schlauchförmiges Organ mit drei flüssigkeitsgefüllten Kanälen (Scalen), der Scala tympani, der Scala vestibularis und der Scala media. Die beiden erstgenannten Kanäle kommunizieren offen am sogenannten Helikotrema. Das Kanalsystem ist 32 mm lang und wie ein Schnecke in 2,5 Windungen aufgerollt. Es bildet zusammen mit dem Vestibularorgan das Innenohr.

Im Zentrum der Cochlea, sozusagen als Schnittstelle zwischen Schallwelle und Nervensignal, steht das Corti-Organ. Nach oben begrenzt durch die Tektorialmembran, nach unten durch die Basalmembran, sind beidseits des Nuel-Tunnels drei Reihen äußerer Haarzellen und eine Reihe innerer Haarzellen angeordnet (Lehnhardt 2001).

Die Schallwellen bringen die Basalmembran in Form von Wanderwellen in Schwingungen. Gemäß dem Prinzip der Elastokinetik werden hochfrequente Schwingungen ihre maximale Amplitude an der Basalmembran dort bilden, wo sie die größte Steifigkeit aufweist, d.h. in ihren basalen Abschnitten. Die geringste Steifigkeit weist der apikale Anteil auf, damit sind dort die tieffrequenten Schwingungen abgebildet. Nach der "Einortstheorie" (Helmholz) ist jeder Frequenz eine bestimmte Stelle auf der Basalmembran zugeordnet. Diese so genannte Tonotopie bleibt auch nach der Signaltransduktion von Schwingung zu Nervenimpuls erhalten. Diese anatomisch-physiologische Gegebenheit ist die Grundlage der Einteilung des menschlichen Frequenzspektrums in 24 Frequenzgruppen, die für die Messungen im Würzburger Hörfeld wichtig sind. Das Corti-Organ wird durch die Schwingungen der Basalmembran an einer frequenzspezifischen Stelle gereizt und folglich auch die Stereozilien der

Haarzellen, die für die mechanisch-elektrische Umwandlung (Nervenimpuls) verantwortlich sind. Man geht davon aus, dass die äußeren Haarzellen dabei als mechanischer Verstärker fungieren, um die Empfindlichkeit und Trennschärfe des Hörorgans, eine Voraussetzung für das Sprachverständnis, zu verbessern (Lehnhardt 2001, Klinke 1994). Die passive Basalmembran sorgt demzufolge für eine grobe Frequenzabstimmung, die äußeren Haarzellen als aktiver Bestandteil des Corti-Organ für eine feine Frequenzabstimmung (Dallos 1992). Durch die motorische Eigenbewegung der äußeren Haarzellen entstehen im Außenohr messbare akustische Emissionen. Diese Funktion wird durch efferente Nervenfasern gesteuert (Zenner 1995).

Das gesunde Innenohr besitzt eine erstaunliche Fähigkeit hoher Frequenzselektivität. So können bei 1000 Hz Frequenzunterschiede von 3 Hz (=0,3 %) wahrgenommen werden (Klinke 1994). Als erster beschrieb Georg von Békésy den zugrunde liegenden Mechanismus und erhielt 1961 dafür den Nobelpreis für Medizin (Békésy 1960).

2.1.4 Nerven und Gehirn: Aus Nervenimpulsen wird Information

Entsteht ein Nervenimpuls im Corti-Organ, wird er über den Nervus stato-acusticus an höhere Verarbeitungszentren des auditorischen Cortex weitergeleitet, wobei die beiden Gehirnhälften überwiegend vom jeweils kontralateralen Ohr neuronal versorgt werden. Die Tonotopie der Basalmembran setzt sich in den zugehörigen Nervenfasern fort, d.h. eine charakteristische Frequenz (Bestfrequenz) wird über eine der Haarzelle zugeordnete Nervenfasern weitergeleitet. Die Zeitdauer eines Schallreizes wird dabei durch die Aktivierungsdauer, die Höhe des Schalldruckpegels durch die Entladungsrate kodiert (Klinke 1994). Die afferenten Nervenzellen verlaufen von den Haarzellen im Innenohr über das Ganglion spirale zum Nucleus cochlearis. Das Nervensignal wird weiter über die kontralaterale Seite zur Oliva superior und über den Nucleus lemnisci lateralis, den Colliculus inferior und das Corpus geniculatum mediale zur primären Hörrinde (Area 41) geleitet. Schon auf dem Weg dorthin wird das Signal moduliert; so findet bereits auf Höhe der Olivenkerne ein Austausch von Informationen z. B. zwischen den beiden Ohren statt, was für räumliches Hören und Spracherkennung im Störschall wichtig ist (Tesch-Römer 2001).

Grundsätzliche Aufgaben höherer Neurone der Hörbahn bestehen darin, auf bestimmte Eigenschaften eines Schallmusters (z.B. Sprachmuster) zu reagieren. Je näher man dem auditorischen Cortex kommt, um so ausgeprägter ist diese Modulationseigenschaft, die durch Selektion von Nervenimpulsen (Hemmung/Verstärkung) erreicht wird. Neurone können dabei auf bestimmte Muster spezialisiert sein, beispielsweise darauf, bestimmte Frequenz- oder Amplitudenveränderungen oder Beginn, Ende, aber auch Mindestzeitdauer eines Schallreizes zu erkennen. Das ganze neuronale System ist damit auf Informationsverarbeitung spezialisiert. Nur so ist es dem gesunden Ohr möglich, komplexe Höreindrücke wie Sprache und Musik auch unter schwierigsten Bedingungen, beispielsweise Umgebungsgeräuschen, zu erkennen (Klinke 1994).

2.2 Akustische Grundlagen

2.2.1 Physikalische Beschreibung des Schall-Ereignisses

Die Schallschwingung ist eine Longitudinalwelle, d.h. die Luftpartikel schwingen um ihre Ruhelage parallel zur Ausbreitungsrichtung mit einer Schallgeschwindigkeit von 334 m/s in Luft. Das Schallereignis wird durch die drei Dimensionen Frequenz, Schalldruck und zeitliche Struktur charakterisiert (Hellbrück 1993).

Die Frequenz eines akustischen Reizes bezieht sich auf die Schwingungen pro Sekunde und wird in Hertz (Hz) gemessen. Das Hörvermögen eines Menschen nimmt Frequenzen von 20 Hz bis 20 kHz wahr (s. Abbildung 1). Beispiele für Frequenzen sind Sinustöne des Audiometers, bei denen es sich um vollkommene reine Schwingungsstrukturen handelt. Klänge sind Grundfrequenzen und harmonische Teilfrequenzen, wie sie von Musikinstrumenten erzeugt werden. Geräusche (z.B. Sprache oder Störlärm) hingegen sind unregelmäßige Frequenzstrukturen.

Unter Schalldruck wird der mechanische Druck verstanden, mit dem der Schall auf das Ohr trifft. Er wird als Kraft definiert, die auf eine Fläche einwirkt (s. Schalldruckmessung Kapitel 2.2.3 und Abbildung 1). Als Schallintensität wird die Energie bezeichnet, die in einer bestimmten Zeiteinheit durch eine Fläche dringt. Die zeitliche Struktur bezieht sich auf die Dauer des Reizes und auf die regelmäßige Veränderung (Zunahme/Abnahme) des Reizes in der Zeit.

Das Schallereignis ist ein rein physikalisches Phänomen, welches subjektive Hörereignisse hervorruft (Tesch-Römer 2001). Auf der Seite subjektiver Wahrnehmung

(Hör-Ereignis) entspricht die Tonhöhe der Frequenz eines Reizes, die Lautstärke entspricht dem Schalldruck eines Reizes und z.B. der Rhythmus entspricht der Empfindung zeitlicher Struktur.

2.2.2 Lautstärke:

Der Lautstärkeindruck ist vom Schalldruck und von der Frequenz abhängig. Um die Frequenzabhängigkeit in die Lautstärkenskala einzubinden, wurde der Bezugswert von 1000 Hz (1kHz) gewählt. Misst man die Lautstärkepegel (Phon) reiner Töne als Funktion der Frequenz (20 Hz bis 16 kHz), so erhält man Kurven gleicher Lautstärke. Diese nach ihren Erstbeschreibern benannte Fletche-Munson-Kurven (1933) werden auch Isophone genannt und sind in Abbildung 1 dargestellt, zusammen mit der "Hörfläche", die auch als "Hörfeld" bezeichnet wird (Böhme 1998). Die Hörfläche wird nach unten durch die Hörschwelle, nach oben durch die Unbehaglichkeitsschwelle begrenzt (Metzger 1966). Der gesamte Hörbereich wird auch Dynamikbereich genannt.

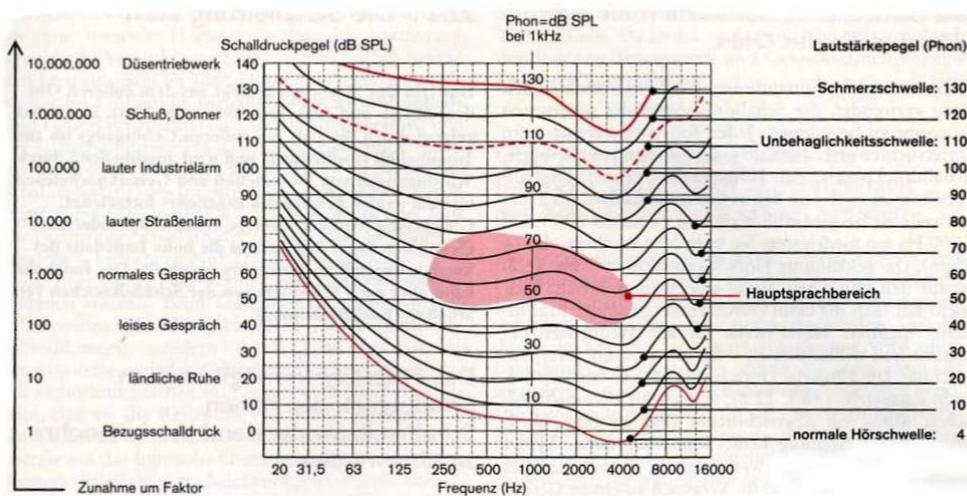


Abbildung 1: **Isophone, Hörfläche und Hauptsprachbereich.** Isophone sind Kurven gleicher Lautstärkepegel in Phon. Zu beachten ist, dass per definitionem Phon und Dezibel nur bei 1 kHz übereinstimmen (aus Klinke 1994, S. 579)

2.2.3 Schalldruckmessung im Bereich der Lautheitsempfindung:

Die Lautheitsempfindung des Ohres reicht von "sehr leise" (gerade wahrnehmbarer Höreindruck) bis "schmerzhaft laut". Der Schalldruck, der nötig ist, diese Empfindung

hervorzurufen, wird in sieben Zehnerpotenzen gemessen (s. Abbildung 1). Dabei entspricht 1 der niedrigsten noch wahrnehmbaren Empfindung und 7 der Beschreibung "sehr laut". Obwohl der Schalldruck von einer Stufe zur nächsten um das zehnfache steigt, empfindet das Ohr den Lautstärkezuwachs zwischen den Zehnerpotenzen als etwa gleich groß. Das Lautheitsempfinden gehorcht also keiner geometrischen, sondern einer logarithmischen Ordnung (Zwicker und Feldtkeller 1967). Da die Lautstärke in sieben Schritten für eine Hörprüfung ungenügend wäre, unterteilt man jede der Verzehnfachungen in 20 Einzelschritte. Man führte dazu eine nach dem Physiker Graham Bel benannte Einheit ein, das dB als 1/10 Bel. So entsprechen 20 dB dem zehnfachen des Ausgangsschalldruckes, 40 dB dem 100-fachen u.s.w. Es handelt sich also bei dB nicht um eine physikalische Größe, sondern lediglich um das Verhältnis eines Schalldrucks zum anderen (Lehnhardt 2001). Deswegen muss man eine Bezugsgröße zugrundelegen, von der man ausgehen kann. Bei der Lautstärke ist die Bezugsgröße für die Pegelangabe dB SPL ("sound pressure level") der physikalische Wert $2 \times 10^{-5} \text{ Pa}$. Im Audiogramm ist der Bezug entweder die menschliche Hörschwelle (dB HL="hearing level") oder die individuelle Patientenhörschwelle (dB SL="sensation level").

2.2.4 Lautheit

Dieser Begriff entstand aus der Frage um wie viel ein zu messender Schall leiser oder lauter ist als ein Standardschall und wurde von Fletcher geprägt (Fletcher 1933). Man verwendet heute als Normton einen Sinuston von 1000 Hz und 40 dB (SPL) und vergleicht mit dem Testton. Weil dabei die Empfindungsgrößen ins Verhältnis zueinander gesetzt werden, spricht man von Verhältnislautheit. Eine erweiterte Betrachtung von Lautheit nach Zwicker beschreibt die individuelle Wahrnehmung von laut und leise ohne Vergleichston (Zwicker und Feldtkeller 1967).

2.2.5 Hörprüfverfahren: Tonschwellenaudiometrie

Bei der Methode der Tonschwellenaudiometrie (TSA) werden Sinustöne (in Frequenz und Breite definiert) von einem Generator erzeugt und von einem elektroakustischen Wandler in Luft- oder Knochenleitungsschall umgewandelt (Feldmann 1979). Über das ganze Hörfeld werden dem Probanden Töne in Oktavabständen in aufsteigender Lautstärke angeboten und, sobald er den Ton wahrnimmt, als Schwellenwert notiert.

Die Signale werden seitengetreunt über Kopfhörer und mittels Schallgeber am Mastoid dargeboten und bewertet. So bekommt man zwei Kurvenverläufe, einmal für die Knochenleitung und zum anderen für die Luftleitung. Daraus kann man:

- den Grad der Schwerhörigkeit bestimmen
- die Art der Hörstörung (Hochton-/Tieftonausfall) erkennen
- Innenohrschwerhörigkeit von Mittelohrschwerhörigkeit abgrenzen
- Parameter gewinnen, die für die Algorithmenberechnung zur Hörgeräteprogrammierung benötigt werden

2.2.6 Frequenzspektrum und Frequenzgruppen

Das wahrnehmbare Frequenzspektrum (20 Hz bis 16 kHz) wird vom Gehör in 640 Frequenzbereiche zerlegt. Diese sind in insgesamt 24 Frequenzgruppen unterteilt und umfassen diejenige “kritische Bandbreite”, bei deren überschreiten eine Änderung der Intensitätsempfindung resultiert (Hellbrück und Gunckel 1980). Die Zerlegung des Frequenzspektrums in Frequenzgruppen kennzeichnet die fundamentale Eigenschaft des Gehörs, eine Frequenzgruppe an jeder beliebigen Stelle der Frequenzskala bilden zu können (Zwicker und Feldtkeller 1967). Diese Frequenzgruppen finden ihr anatomisches Korrelat in bestimmten 1,3 mm langen Abschnitten auf der Basalmembran, innerhalb derer die Nervenaktionsströme gemeinsam bewertet werden. Sie sind in der mittleren Tonhöhe etwa eine Terz breit. An den Grenzen der kritischen Bänder, deren Übergänge überlappend sind, sind die Flanken sehr steil (Zwicker 1982). Die technische Umsetzung dieser Tatsache zeigt sich im Messverfahren des Würzburger Hörfeldes bei der Wahl der Testsignale. Diese bestehen aus Terzbandrauschen in verschiedenen Mittelfrequenzen, das sich durch eine extrem hohe Flankensteilheit auszeichnet, d.h. bestmöglich an den kritischen Bändern orientiert erzeugt wird.

2.3 Psychoakustik

2.3.1 Psychophysik der Person

Die Frage, warum viele Schwerhörige ihre Hörgerät nicht verwenden, stand am Anfang einer Reihe von Untersuchungen der Lautheit (Heller 1982) und war zugleich der Beginn einer interdisziplinären Zusammenarbeit von Medizinern, Psychologen,

Physikern und Akustikern. Heller kam zu der Erkenntnis, dass eine Lösung des Problems in der “Metrik des Einzelfalls” zu suchen sei und sah sich dabei auf die Psychophysik des “Einzelfalls verwiesen”. Es müsste gelingen, so Heller, moderne psychophysische Theorien anzuwenden, die über das eben Hörbare hinaus das gesamte Hörfeld und zugleich “intraindividuelle Konstanz” thematisieren. Aus bestehenden psychoakustischen Verfahren entwickelte sich vor diesem Hintergrund eine “neue” Psychophysik, die zu einem Messverfahren, dem Würzburger Hörfeld, führte, das speziell in der Hörgeräteanpassung unverzichtbar wurde. Ein Teil der zugrunde liegenden Fragen nach psychophysischen Zusammenhängen konnte damit beantwortet werden. Darüber hinaus wurde aber auch ein Verfahren etabliert, das bei der Erkennung und Kompensation eines individuellen Hörschadens zuverlässig eingesetzt werden kann.

2.3.2 Höreindruck und Hörempfindung

Im Zusammenhang mit dem Gehörsinn sind einige Begriffe von übergeordneter Relevanz. Der *Höreindruck* des Menschen ist eine psychische Repräsentation der akustischen Umwelt, die dem Gehörsinn zugeordnet wird. *Hörempfindungen* sind hierbei Variablen des Höreindruckes. Diese im Hörsinn getrennt voneinander erlebbaren Empfindungsgrößen sind messbar und damit wissenschaftlichen Untersuchungsmethoden zugänglich. (Hellbrück 1993).

2.3.3 Skalierungsverfahren

Für die Auswahl eines Skalierungsverfahrens ist es wichtig, ob absolute Urteile benötigt werden. Absolute Urteile fällen, bedeutet einen Reiz ohne direkten Vergleichsreiz auf dem Kontinuum einzuordnen. Ein Bezugssystem als Basis von absoluten Urteilen ist ein perzeptives Ordnungssystem, von dem phänomenal absolute Eigenschaften funktional abhängig sind (Hellbrück 1993). Fragt man nach der Stabilität absoluter Urteile muss man auf die Stabilität des Bezugssystems schauen. Betrachtet man die Skalierung, ist ein phylogenetisch oder mnemisch¹ stabilisiertes Bezugssystem ideal, diese Eigenschaften werden für die Empfindung der Lautstärke angenommen (Heller 1996).

¹ phylogenetisch: i.S. angeboren; mnemisch: i.S. im Gedächtnis verankert

Als klassisches Skalierungsverfahren der Psychophysik existiert die ME (magnitude estimation); hierbei hat eine Versuchsperson anzugeben, in welchen Empfindungsverhältnis Reiz und Ankerreiz stehen. Ein weiteres Größenschätzungsverfahren ist das AME (absolute magnitude estimation), eine Variante ohne Ankerreiz und Verhältnisinstruktion. Beide Verfahren werden als Verhältnismethoden bezeichnet (Hellbrück 1993, Kollmeier 1997); sie sind trotz hoher Reliabilität und geringer Streuung (Chalupper 2002) bei älteren hörgeschädigten Patienten praktisch nicht durchführbar.

Die Methode der Linienlänge, ein weiteres Skalierungsverfahren wird in der Psychoakustik vorwiegend in der Lärmforschung eingesetzt und liefert Absoluturteile (Hellbrück 1993). Dabei wird die allgemeine Empfindung einer Sinnesmodalität auf der Empfindung einer anderen abgebildet.

2.3.4 Kategorialskalierung

Auch die Kategorialskalierung ist eine Methode, mit der absolute Urteile gewonnen werden können. Ursprünglich ist sie von Heller als "Kategorienunterteilungsverfahren zur Skalierung der Lautheit" eingeführt worden. Sie lehnt sich an Parduccis Theorie des "Category ratings" an. Dabei wurde der von Heller bisher benutzte Begriff "Kategorien-Rating" durch den Begriff "Kategorienunterteilung (KU)" ersetzt (Heller 1982). Der Grund ist, dass Heller seinen Schwerpunkt sowohl auf die Unterteilung des Phänomens Lautheit, als auch auf die Betonung der metrischen Dimension dieses Verfahrens verschoben hat (Heller 1985). Bei dem ursprünglichen Verfahren wurde von einer Versuchsperson verlangt, ein Geräusch in vorgegebenen Kategorien zuerst grob einzuschätzen und dann in einem zweiten Schritt genau einer Zahl zuzuordnen. Dazu ist dem Probanden eine Skala mit der Zahlenreihe 1 bis 50, in 5 Dekaden unterteilt, vorgelegt worden, welcher die abgestufte Adjektivkette "sehr leise-leise-mittellaut-laut-sehr laut" zugeordnet war. Den verbal bezeichneten Kategorien entsprechen somit gleich große Abschnitte der Skala. Dieses Zweischrittverfahren wurde auch von Hellbrück und Moser 1985 untersucht und in weiteren Veröffentlichungen sowohl auf Reliabilität als auch auf Validität geprüft (Hellbrück 1986 und 1981). Bei Studien an Normalhörenden wurde eine mittlere Abweichung von 5 dB in der interindividuellen Streuung festgestellt. Die Schlussfolgerung war, dass der Mensch Lautstärken sehr

genau zu beurteilen vermag (Nowak 1980). Das beschriebene Skalierungsverfahren gehört wie die Methode der Linienlänge zu den Partitionsverfahren (Hellbrück 1993); es wurde weiterentwickelt und sowohl an Normalhörenden wie auch im Verlauf an Hörgeschädigten angewendet. Kießling hält die Lautheitsskalierung prinzipiell für geeignet, die Pegel-Lautheitsfunktion im Zusammenhang mit einer Hörgeräteanpassung zu ermitteln (Kießling 1994).

2.3.5 Würzburger Hörfeld (WHF)

Das Würzburger Hörfeld (Hellbrück und Moser 1985) gehört zur Gruppe der schwellennahen bis überschwelligem subjektiven Verfahren. Es untersucht die Hördimension der Lautstärke mittels der Kategorialskalierung von "laut" bis "leise" und erfasst damit die *Dynamik der Hörempfindung*. Die Methodik der Unterteilung in Kategorien wird dabei in leicht modifizierter Form angewendet. Die Lautheitsbewertung eines Geräusches muss nur einmal erfolgen, was zum einen zeitsparend und zum anderen, besonders für ältere Menschen, leicht durchführbar ist. Aus dem ursprünglichen Zweischrittverfahren wurden ein Einschrittverfahren und damit zugleich eine Vereinfachung erreicht, ohne dass Verluste an Genauigkeit auftraten (Moser 1982, Moser 1987).

Das WHF verlangt von den Versuchspersonen, die Lautheit von Geräuschen, die aus terzbandgefiltertem, reinem Rauschen bestehen, im Freifeld zu bewerten. Die Intensität der Signaldarbietung geschieht rein zufällig bei einer konstanten Mittelfrequenz. Die Intensitätsbreite der dargebotenen Töne umfasst den Bereich von 20 bis 90 dB im Abstand von 5 dB. Beurteilt wird das Gehörte in den dem Probanden zuvor erläuterten Kategorien (zu laut, sehr laut, laut, mittellaut, leise, sehr leise, nicht gehört). Im Gegensatz zu anderen Verfahren wird der gesamte Dynamikbereich geprüft. Durch die rationell ausgewählten Frequenzen eines Hörfeldes mit nur 4 Frequenzbändern (z.B. Hörfeld 1) wird eine ausreichende Auskunft über das Hörvermögen des Probanden erzielt. Vereinfacht auf die Hörfelder übertragen bedeutet dies, dass ein Frequenzband stellvertretend für eine Frequenzgruppe untersucht wird, gemäß dem Grundsatz *pars pro toto* (Böhme 1998). Dadurch wird erstens die zeitaufwendige Untersuchung aller hörbaren Frequenzen vermieden und zweitens der Proband nicht zu sehr belastet. Fehler durch mangelnde oder nachlassende Konzentration werden minimiert.

2.3.6 Stellenwert des WHF für die Hörgeräteanpassung

Wichtig bei der individuellen Bewertung ist das subjektive Empfinden des Hörgeräteträgers. Gerade auf dieser freien Wahrnehmung basiert die Lautheitsskalierung. Gleichzeitig wird dem Untersucher durch die numerische Erfassung des Probandeneindruckes eine Grundlage gegeben zur objektivierbaren Einschätzung des getesteten Hörgerätes am eigentlichen Bestimmungsort, dem Ohr. Zudem trägt die Einfachheit der Durchführung dazu bei, dass in der Altersklasse, in der zumeist eine Hörhilfe benötigt wird, ein Test zur Verfügung steht, der schnell durchführbar ist. Es bedarf keiner langen Erklärungen, da es keine äußeren Vorgaben gibt, wie der einzelne zu beurteilen hat. Dem gegenüber steht die Präzision, mit der das WHF die Hörleistung beurteilen kann; diese steht dem konventionellen Hörtest (z.B. Hörschwellenaudiometrie) in nichts nach (Hellbrück 1992, Moser 1987). Schorn schreibt in einem Artikel zur Hörgeräteüberprüfung in der Praxis: „Unverzichtbar für eine gewissenhafte Hörgeräteüberprüfung ist die Lautheitsskalierung, da die Lautstärkebewertungsfunktion deutlich erkennen lässt, ob das angepasste Gerät eine ausreichende Verstärkung hat, nicht zu laut programmiert wurde und die Zone des angenehmen Hörens Berücksichtigung fand.“ (Schorn 2004)

2.4 Das kranke Ohr

Schwerhörigkeit zählt zu den am häufigsten auftretenden Krankheiten in der Bevölkerung. Laut Hochrechnungen des Deutschen Schwerhörigenbundes² leiden 13,4 Millionen Menschen in Deutschland an einer Schwerhörigkeit, das entspricht etwa 19% der Bevölkerung älter als 14 Jahre. Dabei unterscheidet man zwischen Schalleitungsschwerhörigkeit, die das Mittelohr betrifft, und Schallempfindungsschwerhörigkeit, bei der in der Mehrzahl der Fälle der zugrunde liegende Schaden im Innenohr lokalisiert ist. Die häufigsten Ursachen für eine Schwerhörigkeit sind Hörsturz, Entzündungen und Schädigung des Ohres durch Lärm. Durch die demographische Entwicklung wächst die Anzahl an Menschen, die an Altersschwerhörigkeit leiden. Dabei beträgt der Anteil der Schwerhörigen in der Altersgruppe über 50 Jahre ca. 75% (Schramek 2002).

² auf Grundlage der Untersuchung von Sohn 2000

2.4.1 Störungen des Mittelohrs

Schalleitungsstörungen entstehen durch eine Schädigung des Trommelfells oder der Gehörknöchelchen, was zu einer Beeinträchtigung der Schalleitungsfunktion des Mittelohres führt. Häufige Erkrankungen sind die Otosklerose, das Cholesteatom, der chronische Tubenmittelohrkatarrh, die chronische Schleimhauteiterung sowie die chronische Knocheneiterung ohne Cholesteatom (Lehnhardt 2001). Sie führen alle zu einer Verminderung oder dem Verlust der Schalldrucktransformation vom Trommelfell zum ovalen Fenster. Der daraus resultierende Hörverlust im Tonschwellenaudiogramm ist eine frequenzunabhängige Hörminderung in der Luftleitung bei normaler Knochenleitung.

2.4.2 Störung des Innenohrs

Schallempfindungsstörungen entstehen meist durch irreversiblen Verlust von (äußeren) Haarzellen als Folge des Alters (Altersschwerhörigkeit), im zunehmenden Maße auch bei jüngeren Menschen durch Lärmschädigung. Charakteristisch sind mit der Frequenz ansteigende Hörverluste. Im Tonschwellenaudiogramm ist eine Luftleitungs- und Knochenleitungsstörung im gleichen Ausmaß kennzeichnend. Dabei ist der Hörverlust als derjenige Schalldruckpegel definiert, der zwischen der Tonhörschwelle des normalen und des geschädigten Ohres besteht. Bei der Innenohrschwerhörigkeit spielt der Begriff Rekrutment (=Erholung) eine wichtige Rolle. Bei Lautstärken über 60 dB werden Schwingungen in der Cochlea über die meist intakten inneren Haarzellen wahrgenommen. Durch die eingeschränkte Funktion der äußeren Haarzellen fällt die nichtlineare Verstärkungsfunktion aus (s. Kapitel „Innenohr: Aus Wellen werden elektrische Impulse“). Genau betrachtet, handelt es sich um einen Ausfall der „motorischen“ Funktion der äußeren Haarzellen (Janssen 1991). Der große Dynamikbereich des Schallsignals am Trommelfell wird nicht mehr auf einen kleinen Dynamikbereich in der Cochlea komprimiert und damit die Basalmembran geringfügiger ausgelenkt. Dadurch verhält sich das kranke Ohr bei großen Lautstärken wie das gesunde Ohr; gleichzeitig verliert die Hörwahrnehmung jedoch an Trennschärfe und Sensitivität. Dieses Phänomen ist bei der Hörgeräteeinstellung unbedingt zu berücksichtigen, um angenehmes Hören zu gewährleisten. Zur Vermeidung eines

Rekrutment ist eine überschwellige Hörprüfung, z.B. mit dem Würzburger Hörfeld, unabdingbar.

3 Hörhilfen: Hightech im Ohr

Der Hörgeschädigte hat das Bestreben, “normal” zu hören; nach Ausschöpfung medikamentöser oder operativer Therapieoptionen bleibt zur Verbesserung der Schwerhörigkeit der Einsatz von Hörhilfen. Dabei ist der Hörschaden so individuell wie ein Fingerabdruck, was sich sowohl in der Hörgeräteauswahl und als auch in der Anpassung der Hörgeräte widerspiegeln muss. Ziel ist es, dass das Ergebnis sich “hören lassen” kann und der Überprüfung durch überschwellige Verfahren (z.B. Würzburger Hörfeld) und Sprachaudiometrie gewachsen ist. Die technischen Voraussetzungen der Hörgeräte und die Strategien in der Hörgeräteanpassung werden im Folgenden inhaltlich skizziert.

3.1 Geschichte der Hörgeräteentwicklung

Das erste elektrische Hörgerät geht vermutlich auf den Arzt Ferdinand Alt zurück (1900); es war mit einem Kohlemikrophon ausgerüstet (König 1979). Mit der Einführung des ersten Transistorgerätes 1954 begann eine rasante Entwicklung. Zeitgleich kamen die ersten Hörbrillen auf den Markt. 1969, im Jahre der Mondlandung, wurde zum einen ein Im-Ohr-Hörgerät entwickelt, zum anderen die Erstversorgung eines gehörlosen Patienten mit Cochlea-Implantat durch W.F. House durchgeführt. Letzteres stellte einen Meilenstein in der prothetischen Versorgung von tauben Menschen und in zunehmendem Maße hochgradig Schwerhöriger dar.

Es dauerte noch bis 1988, bis digital einstellbare Hörgeräte auf den Markt gebracht wurden, erst 1996 standen die ersten Hörgeräte mit digitaler Signalverarbeitung zur Verfügung (Böhme 1998). Im Mittelpunkt der vorliegenden Arbeit stehen drei Vertreter dieser jüngsten Gruppe von Hörhilfen.

3.2 Hörgerätetechnik

3.2.1 Aufbau von Hörgeräten

Die grundsätzliche Arbeitsweise eines Hörgerätes besteht darin, Schall aus der Umgebung aufzunehmen und zu verstärken. Dazu muss der über ein Mikrophon

aufgenommene Schall mit Hilfe von Wandlern in elektrische Spannung gewandelt und aus der Spannung über den Lautsprecher Schallenergie erzeugt werden. Aufgrund der verwendeten Technologie unterscheidet man:

Analoge Geräte: Die Anpassung des Hörgerätes erfolgt über mechanische Stullelemente; als Anpassungsinstrument dient der Schraubendreher.

Digital programmierbare Geräte: Computer und Programmierereinheiten werden benötigt, um eine Anpassung der Parameter vorzunehmen. Einstellungen werden digital verändert und gespeichert, die Signalverarbeitung aber ist analog.

Digitale Hörgeräte: Signale werden im Signalprozessor digital verarbeitet, wodurch eine wesentlich höhere Flexibilität erreicht wird. Anpassstrategien und Signalverarbeitung können helfen, das Hörgerät entsprechend der individuellen Hörstörung des Patienten zu programmieren (Böhme 1998, Lehnhardt 2001, Vonlanthen 1995). Die Phonak Hörgeräte, auf die sich die vorliegende Studie bezieht stammen aus dieser Gruppe.

3.2.2 Signalverarbeitung im digitalen Hörgerät

Der Empfänger (Mikrophon/Telefonspule/Audioeingang) nimmt den Schall auf und digitalisiert ihn über einen ADC (Analog-Digital-Wandler). Die gewonnene Information wird in einen Mikroprozessor eingespeist, der mit Hilfe einer Programmierereinheit oder durch einen PC eingestellt werden kann. Über einen DAC (Digital-Analog- Wandler) wird das Signal an den Endverstärker und von dort an den Lautsprecher ausgegeben. Die Signalverarbeitung des Hörgerätes hat zum Ziel, den Intensitäts- und Kompressionsverlust des Hörgeschädigten zu kompensieren. Dabei wird die Verstärkung frequenzabhängig geregelt und das Eingangssignal hierfür in Frequenzbänder aufgeteilt. Drei Frequenzbänder sind derzeit Standard; es gibt aber bereits Geräte mit bis zu 20 Frequenzbändern wie das Phonak Claro 11. Jeder Frequenzbereich kann über einen eigenen Dynamikkompressor, einen so genannten AGC (automatic gain control), verfügen. Eine Ausgangspegelbegrenzung durch einen Dynamikkompressor mit hohem Kompressionsverhältnis und sehr kurzer Einschwingzeit oder durch Begrenzung (PC, peak clipping) ist üblich. Weiter haben digitale Geräte, im Gegensatz zu herkömmlichen analogen Geräten, zusätzlich spezielle Algorithmen zur Rückkoppelungsunterdrückung, Störunterdrückung, Sprachanhebung

und Enthaltung. Moderne Geräte weisen bis zu 100 einstellbare Parameter auf (Hojan 1996).

3.2.3 Bauformen und Bedienelemente von Hörgeräten

Hinter-dem-Ohr-Geräte (HdO), Im-Ohr-Geräte (IO) und Hörbrillen sind Hörgeräte, die am Kopf getragen werden und bei denen alle Bauelemente in einem Gehäuse untergebracht sind. Die Marktanteile der Hörgeräte verteilen sich auf 2/3 HdO und 1/3 IO; andere Geräte spielen zahlenmäßig keine große Rolle. Zu erwähnen sind noch Taschen- oder Kästchengерäte, bei denen der Lautsprecher von den übrigen in einem Gehäuse untergebrachten Bauteilen getrennt ist. Für die vorliegende Studie wurden ausschließlich HdO-Geräte verwendet.

Hörgeräte verfügen neben einem Ein/Aus Schalter über drei einfache Auswahlmöglichkeiten für das Eingangssignal: Die Schalter M für Schallaufnahme über das Mikrofon, T für die Telefonspule und M/T für beide Hörquellen. Ein Audio-Eingang ermöglicht zusätzlich, über ein Kabel elektrische Signale von einer Signalquelle (Tonbandgerät, Verstärkeranlage) zu empfangen. Weitere technische Zusätze sind der Verstärkungsregler und ggf. eine Klangblende bei konventioneller Hörgerätetechnik. Bei moderneren Hörgeräten findet man zunehmend eine Fernbedienung, die ein manuelles Verstellen am Hörgerät überflüssig macht. Zudem können darüber einzelne Programme abgerufen werden, in denen spezielle "Hörsituationen" und damit entsprechende Hörgerätevoreinstellungen gespeichert sind, was eine gewisse Flexibilität verspricht (Lehnhardt 2001).

3.2.4 Klassifizierung von Hörgeräten

Hörgeräte (HG) können aufgrund ihrer Unterschiede von der akustischen Wiedergabekurve zum Eingangsschallpegel wie folgt eingeteilt werden:

- Lineare HG: Der Ausgangsschallpegel entspricht hierbei dem Eingangsschallpegel. Die akustische Wiedergabekurve ändert ihre Form nicht, bis der maximale Pegel erreicht ist.
- Lineare AGC-Geräte: Beim Erreichen eines bestimmten Eingangspegels wird der Ausgangspegel im Vergleich zum Eingangspegel verringert. Bis zu dieser eingestellten Grenze verhält sich das HG linear. Die Dynamikkennlinie ist frequenzunabhängig.

- Nichtlineare Geräte: Der Eingangsschallpegel regelt die akustische Wiedergabekurve, die Dynamikkennlinie ist frequenzabhängig. Zu dieser Gruppe gehören auch die digitalen Phonak Hörgeräte dieser Studie.

3.2.5 Verfahren zur Verbesserung der Signal-Rausch-Abstandes

Es ist für Hörgeschädigte besonders wichtig, ein verbessertes Sprachverstehen auch in störräuscherfüllter Situation zu bekommen (Dörbecker 1998). Zur Lösung gibt es verschiedene Ansätze. So können *Klangblenden* eingesetzt werden, um tiefe Frequenzen manuell oder automatisch abzusenken. Ein klassisches Beispiel der Anwendung wäre Spracherkennung im Straßenlärm, da dieser Störlärm viele tieffrequente Anteile enthält. Bei hochfrequenten Störräuschen versagt dieses Verfahren naturgemäß. Ein weiterer Ansatz ist die Ausnutzung der *Pegelschwankung*. Dabei macht man sich die zeitliche Schwankung eines Signals zunutze. Sprachsignalpegel schwanken mit der Zeit, mit einer Modulationsfrequenz von max. 4 Hz, dies entspricht etwa der Silbenfrequenz. Rauschsignale schwanken dagegen nur wenig. Bei Hörgeräten mit mehreren Frequenzbändern wird die jeweilige Schwankungsstärke vorgegeben. Liegt dieser Wert unter dem Schwellenwert, geht das Gerät von einem Störräusch aus und senkt den Pegel der betroffenen Frequenz. Voraussetzung für einen vernünftigen Einsatz in Hörgeräten ist eine möglichst hohe Anzahl von regelbaren Frequenzbändern. Weiter kann der Einsatz von Mehrprogrammgeräten sinnvoll sein, die dem Anwender die Möglichkeit bieten, spezielle Hörsituationen abzuspeichern und gegebenenfalls rasch aufzurufen. Eine Fernbedienung ist besonders bei binauraler Versorgung empfehlenswert, dies verlangt aber ein hohes Maß an Flexibilität vom Anwender (Lehnhardt 2001).

Als zukunftssträchtiger Ansatz zur Verbesserung der Spracherkennung unter Störräuschbedingungen gilt der Einsatz von Richtmikrofonen in Hörgeräten, der durch Verwendung von dualer Mikrophontechnik nochmals weiterentwickelt worden ist.

3.3 *Vom Hörverlust zur Hörgeräteeinstellung:*

Unterschiedliche Ansichten, gleiche Zielsetzung

3.3.1 Der Mensch als Maßstab

Unterschiede in der Gewichtung von Anpassungsverfahren (schwellennahe/überschwellige Verfahren) ergeben sich aus dem Hörbedürfnis des Patienten und damit dem Problemfeld, für das die Hörhilfe programmiert wird. In der Praxis ist es der Patient, der für sein spezielles Hörproblem, für seinen persönlichen Lebensbereich, eine angepasste Lösung verlangt. Das Hörgerät muss insbesondere ein sehr gutes Sprachverständnis ermöglichen, und das tunlichst bei Auftreten der alltäglichen Nebengeräusche. Gleichzeitig sollte die Hörgeräteeinstellung ein angenehmes Hörerlebnis vermitteln und ein dem Normalhörenden angenähertes Hören ermöglichen. Dabei ist die verringerte Kanalkapazität des geschädigten Innenohres im Vergleich zu Normalhörenden ein grundlegendes Problem. Folglich ist ein Kompromiss bei den unterschiedlichen Anpasszielen notwendig (Schmalfuß 2004). Die Hörgeräteentwicklung hat uns in die Lage versetzt, differenzierte Veränderungen vorzunehmen; welche Anpassung aber welchen Höreindruck bewirkt, entscheidet der Hörgeschädigte. Somit ist der Mensch der Maßstab einer gelungenen Hörgeräteeinstellung, egal auf welchem Weg das Ziel erreicht wird, die technische Entwicklung aber ist die Voraussetzung.

3.3.2 Die klassische Strategie

Die Hörgeräteanpassung mit dem Ziel, das mittlere Sprachspektrum vollständig in den individuellen Restdynamikbereich zu übertragen, wird als klassische Strategie bezeichnet (Skinner et al. 1982). Dies führt aber nicht in jedem Fall zum bestmöglichen Sprachverstehen.

In hörschwellenbasierten Verfahren geht man von einem funktionellen Zusammenhang zwischen Hörschwelle und Unbehaglichkeitsschwelle aus. Dies wurde auch in Untersuchungen statistisch belegt (Kinkel und Moser 1998). Aus empirischen Daten wurden Formeln für die benötigte frequenzabhängige Verstärkung ermittelt. Die drei gebräuchlichsten Formeln aus einer Vielzahl möglicher, aber weniger verbreiteter Berechnungsmethoden sind:

- *Berger*: Die Anpassformel wurde 1988 von Berger an der Kent State University in Ohio (USA) entwickelt. Es handelt sich um eine Methode, mit der die notwendige Arbeitsverstärkung („operating gain“) und der maximale Lautstärkepegel (SSPL=saturation sound pressure level) berechnet wird.
- *NAL-R* (National Acoustics Laboratories Revised): Die Methode ähnelt der Berger-Formel, orientiert sich aber zusätzlich an Steigung und Form des Audiogramms (Byrne und Dillion 1986).
- *POGO* (prescription of gain and output): Die von McCandless und Lyregaard 1983 entwickelte Methode beinhaltet u.a. die Einstellung des „maximum output“-Wertes aufgrund des mittleren „uncomfortable loudness level“.

Die Anpassformeln der hörschwellenbasierten Verfahren sind u.a. in der jeweiligen Software der Hörgerätehersteller integriert. Für die Anpassung der Phonak Hörgeräte wird NAL-R+ (1991) als Grundlage verwendet.

Lehnhardt stellt alle drei Anpassformeln in einer Zielwiedergabekurve (frequenzabhängiger Verstärkungsbedarf) dar. Dabei ist eine maximale Abweichung von bis zu 15 dB festzustellen. Er kommt zu dem Schluss: „Die solcherart ermittelten präskriptiven Werte eignen sich also bestenfalls zu einer Voreinstellung der Hörgeräteeigenschaften als Ausgangswert für eine sich anschließende Feinanpassung, nicht jedoch als endgültige Zielwerte.“ (Lehnhardt 2001)

3.3.3 Überschwellige Verfahren

Eine weitere mögliche Regulierungsgrundlage für Hörgeräteeinstellungen sind überschwellige Verfahren. Hier ist insbesondere das Isophonendifferenzmaß von Bedeutung, das auf der Annahme beruht, dass Isophone des angenehmen Hörens (75-phon-Kurve bei Normalhörenden) den individuellen Dynamikbereich im Verhältnis 2:1 (MCL=most comfortable level) teilen (Keller 1997). Vergleicht man den so ermittelten frequenzabhängigen Verstärkungsbedarf in der oben genannten Zielwiedergabekurve der Anpassformeln (NAL-R/Berger/POGO), so ergibt sich als prognostizierter Frequenzgang eine Gerade, die zwischen den Kurven der gebräuchlichen Anpassformeln verläuft (Lehnhardt 2001).

Die bereits beschriebenen Hörflächenskalierungsverfahren (Heller 1985) messen der Bestimmung des Verlaufs des Hörverlustes zwischen Hörschwelle und

Unbehaglichkeitsschwelle eine größere Bedeutung zu. Ihre Anwendung ist empfehlenswert, da die Steigung der Lautstärkefunktion genauer bestimmt wird als mit der klassischen Unbehaglichkeitsschwelle (Kießling 1997).

3.3.4 Hörgeräteanpassung mit dem Würzburger Hörfeld

Die praktische Umsetzung und Weiterentwicklung der Lautheitsskalierung erfolgt im Würzburger Hörfeld in Form einer rechnergesteuerten Konzeption mittels des von Moser entwickelten Audiometers. Es eignet sich besonders zur Hörgeräteanpassung (Moser 1982, Moser 1987). In der Hörgeräteanpassung ist man laut Moser schon lange auf der Suche nach der MCL-Linie und gerade darin liegt das Problem, denn "Hören findet nicht auf einer Linie" sondern in der Fläche, dem Hörfeld, statt. Der Anspruch an die Hörgeräteanpassung wird von Moser wie folgt beschrieben: "Die akustischen Schallfelder, in denen ein Hörgerät getragen wird, reichen z.B. vom Beichtstuhl bis zum Stammtische im lauten Wirtshaus." Als Ergebnis aus Anregungen im Würzburger psychoakustischen Kollegium wurden zwei Parameter einer optimalen Hörprothesenanpassung mit dem Würzburger Hörfeld als möglichem Lösungsweg erarbeitet:

1. Die *Verstärkung als Funktion der Frequenz*, damit gewünschte Signale angenehm hörbar gemacht werden.
2. Die *Verstärkung als Funktion der spektralen Energiedichte*, wobei aber unerwünschte Verstärkung gedämpft werden muss, damit sie nicht als störend oder lästig empfunden wird.

Mathematisch entspricht diesen verbalen Forderungen in erster Näherung eine Fläche im dreidimensionalen Raum mit den Dimensionen Frequenz, Schalldruckpegel und Verstärkung des Hörgerätes. Daraus lässt sich die Hörgerätecharakteristik für die Einstellung der Parameter bestimmen (Moser 1987).

Welchen Weg man zur Einstellung des Hörgerätes auch gewählt hat: Man muss überprüfen, ob die Einstellung des Gerätes in den tatsächlichen akustischen Lebenssituationen geeignet ist, sich also als praxistauglich erweist. Erst durch das Probetragen in normaler Umgebung und die daraus gewonnenen Informationen ist eine Feinanpassung möglich. Dieser fundamentale Schritt auf dem Weg der angepassten Hörgeräteeinstellung ist eine wichtige Aufgabe der Hörgeräteakustiker und

entscheidend für den Hörkomfort. Dieser entscheidet letztendlich darüber, ob der Kunde für seine individuelle Situation einen Nutzen im getragenen Hörgerät sieht oder es ihm mehr nutzt, das Hörgerät nicht zu tragen.

3.4 Hörgeräte mit Richtmikrophon

Im vorausgegangenen Kapitel wurde ein kurzer Überblick über Hörhilfen und die derzeitigen theoretischen Möglichkeiten, Hörgeräte anzupassen, gegeben. Im Folgenden wird die moderne Hörgerätetechnik, die auf dem Einsatz von Richtmikrophonen basiert, behandelt.

3.4.1 Herausforderung für die moderne Hörgerätetechnik

Professor Dr. Kießling von der HNO-Klinik der Universität Gießen, selbst Hörgeräteträger, bringt das Problem, das die Hörgerätetechnik zu lösen hat, auf den Punkt:” Die Hauptaufgabe eines Hörgerätes ist es ja, Sprache in den Resthörbereich des Schwerhörigen abzubilden, ohne über die Unbehaglichkeitsschwelle hinauszugehen” (Kubitschek 1995).

Eine Lösung dieser schwierigen Aufgabe muss u.a. die Störschallunterdrückung im Hörgerät erarbeiten. Dazu existiert zum einen das Konzept der *adaptiven elektronischen Filterung*, die innerhalb des Signalverarbeitungspfades platziert ist. Versucht wird, innerhalb des Hörgerätesignals den Nutzschaall vom Störschaall zu trennen. Dieses Konzept wird kontrovers diskutiert. Denn ein Filter, und sei er noch so anspruchsvoll, kann diese Signale nicht zuverlässig trennen. Die Erkennung und Unterdrückung von Störschaall in einem Frequenzbereich unterdrückt zugleich das Nutzsignal dieser Frequenz im gleichen Umfang (Dillon 1993).

Ein weiteres Konzept der Störschallunterdrückung besteht darin, das Eingangssignal direkt zu beeinflussen. Dazu wird mit dem Einsatz eines Richtmikrophons das Verhältnis von Störschaall zu Nutzschaall zugunsten des letzteren beeinflusst, bevor der Signalverarbeitungsweg und damit die Filterebene erreicht wird. Dies wird durch räumlich getrennte Mikrophone und deren unterschiedlichen Schalleintrittsöffnungen erreicht. Dabei geht man davon aus, dass die sprachliche Information (Nutzschaall) von vorne kommt, störende Geräusche (Störschaall) dagegen von hinten (Bächler und Vonlanthen 1995). Mit digitaler Technik und Informationsverarbeitung wird zusätzlich versucht, den Störschaall innerhalb des Nutzschaalls durch Algorithmen zu identifizieren

und die “sortierten” Daten weiter zu verarbeiten. Den Entwicklern und Programmierern sind diesbezüglich alle Wege offen und so gibt es die unterschiedlichsten Konzepte bzw. Philosophien. Der praktische Nutzen, und das ist das entscheidende Kriterium der Richtmikrophontechnik, ist eine Verbesserung des SNR (Signal Rausch Abstandes). In Messungen konnten Soede sowie Hawkin & Yacullo zeigen, dass unter Einsatz eines konventionellen Richtmikrophons mit zwei Schalleintrittsöffnungen (s. Abbildung 3 links unten) ein besseres Messergebnis möglich ist (Soede 1990, Hawkin & Yacullo 1984). Auch Dillon & Macrae sahen das Richtmikrophon als eines der wenigen, am Kopf getragenen Geräte an, die Vorteile im SNR bringen (Dillon & Macrae 1984). Zu ähnlichen Aussagen kommt auch Hawkins bei seinen Untersuchungen sowohl monauraler als auch binauraler Hörgeräte; er gibt eine Verbesserung von 20-30 % im Satzverständnis an (Hawkins 1984). Auch Chung sieht in einer neueren Veröffentlichung Vorteile in der Spracherkennung im Störlärm durch den Einsatz und die Weiterentwicklung dieser Technik (Chung 2004).

Weitere Autoren verweisen auf eine Verbesserung der differenzierten Verstärkung einzelner Frequenzbereiche durch den Einsatz digitaler Hörgeräte in Kombination mit Richtmikrophonen. Dabei zeigt besonders die bilaterale Versorgung nochmals Vorteile in der Sprachdiskriminierung bei Störgeräuschen (Kießling 1999).

3.4.2 Richtmikrophontechnik der PiCS³ HdO Geräte

Das Audio Zoom Multi-Mikrofon-System ist von der Phonak AG entwickelt und patentiert worden. Dabei handelt es sich um zwei Mikrophone, die in ein Hörgerät integriert wurden (MMT⁴). Sie sind elektronisch mit einem Vorverstärker und einem Kontroller verbunden, welcher die individuelle Steuerung jedes Mikrofons ermöglicht. Dabei haben die Mikrophone zwei Modi, den Weitwinkel-Mikrofonmodus (omnidirektional) und den Zoom-Mikrofonmodus (direktional). Die unterschiedliche Raumcharakteristik ist im Vergleich in Abbildung 2 dargestellt (Phonak AG 1996).

³ Personal integrated Communication System (Phonak)

⁴ Mehrfach-Mikrophon-Technologie (s. Abbildung 3)

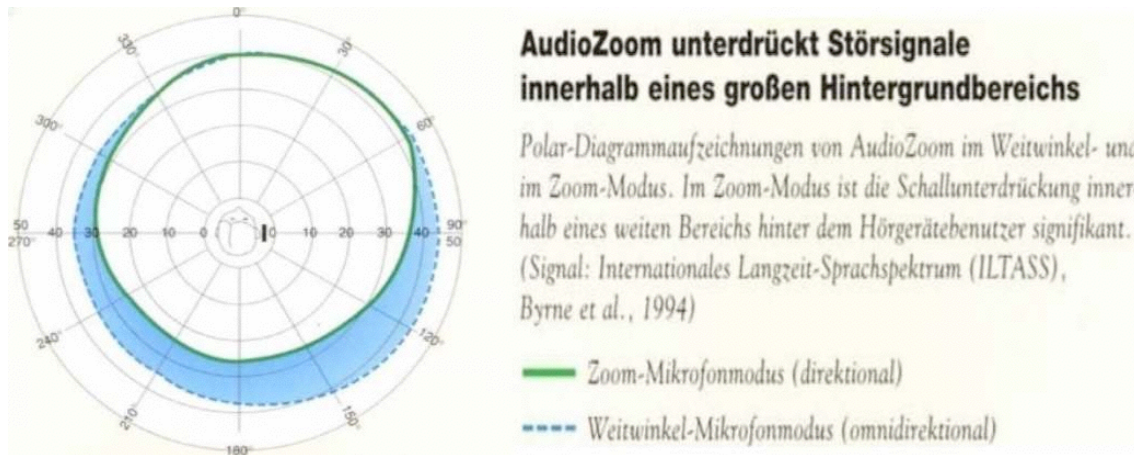


Abbildung 2: Unterschiede der Raumcharakteristika am Beispiel monauraler Versorgung. (Phonak AG 1996)

Im Weitwinkelmodus wird der Schall aus allen Richtungen gleich laut aufgenommen. Dies spielt z.B. beim Hören von Musik eine große Rolle (Bächler und Vonlanthen 1995). Dagegen ist im Zoom-Modus der frontal eintreffende Schall gegenüber eintreffenden Schallereignissen aus anderen Richtungen bevorzugt (s. Abbildung 2/Abbildung 3 rechts). Diese Variante ermöglicht einen besseren Signal-Rausch-Abstand (SNR) und damit ein besseres Sprachverständnis bei Hintergrundlärm (Byrne et al. 1994/Kates 1993/Levitt 1993).

In seinen Untersuchungen äußert sich Mims Voll wie folgt: “Innenohrschwerhörigkeit beeinflusst nicht nur die Fähigkeit, Klänge wahrzunehmen, sondern auch Sprache zu verstehen, wenn im Hintergrund Störgeräusche vorhanden sind. Multi-Mikrofon Technologien haben gezeigt, dass sie den Signal-Rausch-Abstand zu verbessern vermögen – und damit die Fähigkeit von Hörgeräteträgern, Sprache im Störgeräusch wahrzunehmen.” (Mims Voll 2000).

Bei einer Vergleichsstudie zwischen dualer Richtmikrophontechnik und aktiven digitalen Verarbeitungsmustern zur Störlärmunterdrückung (SSP=speech-sensitive processing) wurde eine Überlegenheit der erstgenannten Technik im Vergleich zu den (guten) Ergebnissen des SSP deutlich. Eine Kombination beider Verfahren ergab keine Verbesserung gegenüber den Richtmikrofonversuchen. (Boymans, Dreschler 2000)

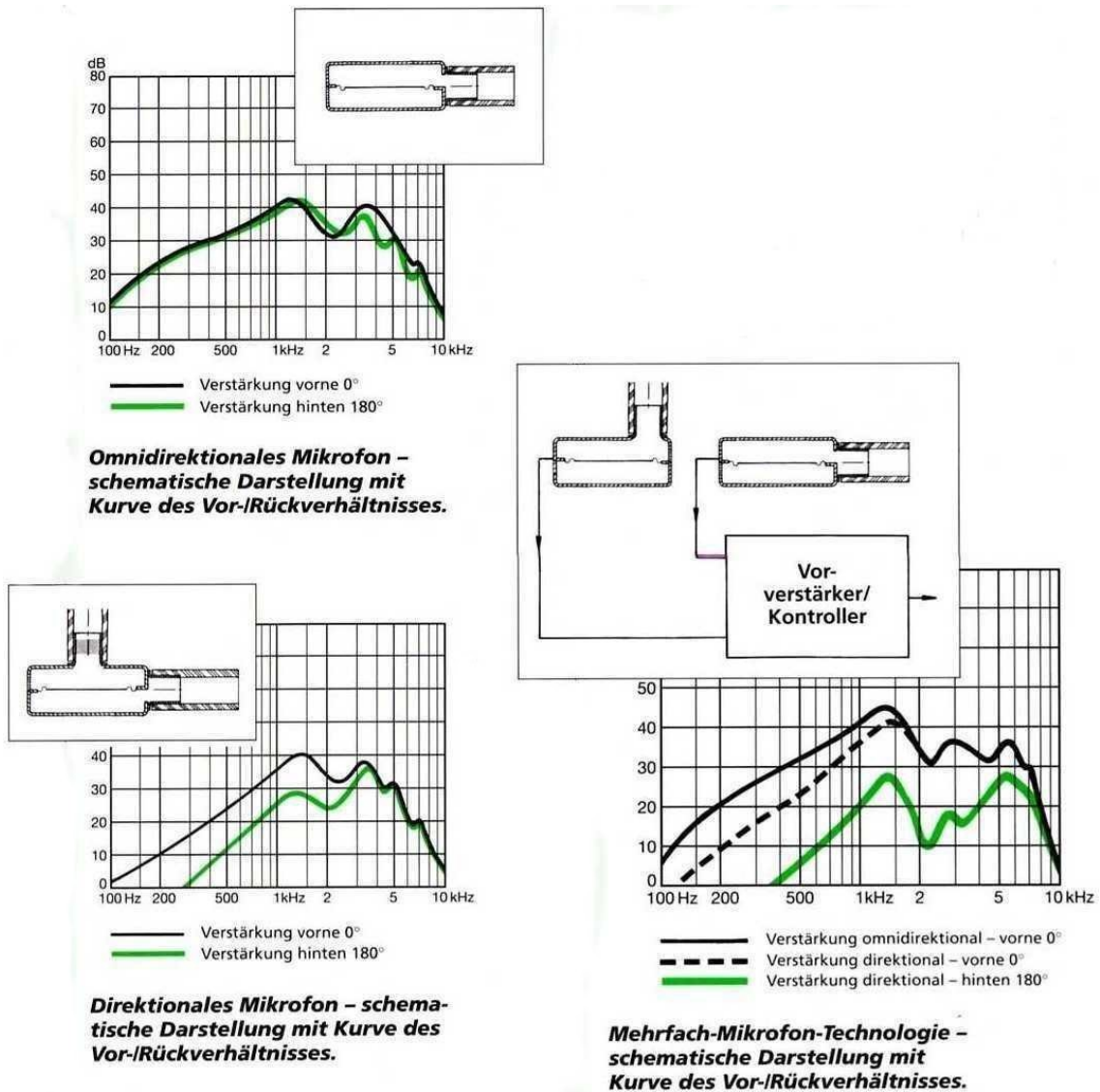


Abbildung 3: Darstellung omnidirektionales Mikrofon (oben) / direktionales (Richt)mikrofon mit zwei Öffnungen (unten links) / MMT Richtmikrofon (Phonak AG 1996)

4 Material und Methoden

4.1 Material

4.1.1 Untersuchungsort

Die Messung mit der Würzburger Hörfeldaudiometrie wurde im Messraum III (Raum 1235) an der HNO-Universitätsklinik Würzburg durchgeführt. Die Grundfläche betrug 280 x 670 cm. Die Wände, die Decke und der Boden bestanden aus schallschluckenden Materialien. Durch seine Bauart waren Reflexion und Verzerrung des Schalls im Raum minimiert.

4.1.2 Messapparaturen Würzburger Hörfeld

Für die Messungen wurde ein für das Würzburger Hörfeld (WHF) konzipiertes Gerät der Firma "Westra Elektronik" verwendet. Die einzelnen Komponenten bestehen aus:

- IBM-kompatibler PC für die Software der Firma Westra
- Westra Audiometer CAD-03
- Westra Audiometrie-CD Nr. #7
- CD-ROM-Laufwerk
- WHF Touch Tablett
- Lautsprecher Westra Lab 1001

Der PC der Highscreenserie liest mittels CD-Laufwerk die von Moser editierte Westra Digital Audiometer-Disc Nr. #7 (Moser 1982). Darauf sind die für die Messung notwendigen Signale des Würzburger Hörfeldes (Hörfeld 1) aufgezeichnet. Als Signal bekommt der Proband über den Lautsprecher im Freifeld ein terzbandgefiltertes, reines Rauschen verschiedener Mittelfrequenzen und Lautstärken zu hören. Mittels des Touch Tablett gibt der Proband die empfundene Lautstärke durch Berührung mit dem Finger auf der druckempfindlichen Oberfläche an. Dieses Signal wird per Software in eine graphische Darstellung überführt.

4.1.3 Phonak Hörgeräte mit Richtmikrophontechnologie

In der vorliegenden Studie wurden die Hörgerätetypen Piconet 232XAZ, Sono-Forte 332X AZ und SonoForte 2 P3 AZ (Mark 2) verwendet, deren technische Daten nach

DIN 45605 aus Gründen der Übersichtlichkeit im Anhang (Datenblatt 1-3) aufgeführt sind.

4.1.4 Probanden

Die Untersuchungen fanden im Zeitraum vom 16.02.1996 bis 18.03.1997 statt. An den Untersuchungen nahmen 32 Probanden teil, davon 10 Frauen und 22 Männer. Das Durchschnittsalter lag bei 58 Jahren. Der jüngste Teilnehmer war 14 Jahre alt, der Älteste 92 Jahre. Von den Teilnehmern an der Studie konnten 20 Patienten zusätzlich mit ihrem eigenen Hörgerät getestet werden. Eine beidseitige Hörgeräteversorgung war bei 20 Patienten gegeben gegenüber 12 Patienten, die nur einseitig versorgt waren. Die monaurale Versorgung resultierte aus der Tatsache, dass diese Patienten aufgrund einer Mittelohroperation und des postoperativen Verbandes mit einer Ohrtamponade nur ein Hörgerät tragen konnten.

Unsere Testpersonen wurden uns teilweise von Hörgeräteakustikern zugewiesen, bei denen wir mit einem Schreiben auf unsere Untersuchungen hingewiesen und um Unterstützung gebeten hatten. Weitere Personen konnten während ihres stationären Aufenthaltes in der HNO-Universitätsklinik Würzburg kontaktiert und für die Untersuchung gewonnen werden.

4.2 Methoden

4.2.1 Einführungsgespräch und Vorplanung

Mit dem jeweiligen Probanden wurden der Testablauf im Vorfeld besprochen und fehlende Tonschwellenaudiogramme, die für die Einstellung des Phonak-HdO-Gerätes zwingend notwendig waren, veranlasst oder selbst durchgeführt. Dabei wurde darauf hingewiesen das eigene Hörgerät mitzubringen und auf Anzeichen eines Nachlassens der Batterieleistung des Gerätes zu achten sowie evtl. einen Batteriewechsel vorzunehmen. Die Probanden wurden über die Testung mit dem Würzburger Hörfeld wie folgt standardisiert instruiert:

“Bitte bleiben Sie während der Untersuchung auf dem Stuhl aufrecht sitzen und blicken Sie auf den Lautsprecher. Wir würden Sie bitten, den Kopf gerade zu halten und den Lautsprecher fest im Blick zu haben. Sie hören nach Versuchsbeginn ein Rauschen in unterschiedlicher Höhe und Lautstärke. Bitte beurteilen sie das Gehörte mittels des

druckempfindlichen Tablett in Ihrer Hand. Sie können zwischen den Größen „schmerzhaft laut, sehr laut, laut, mittellaut, leise, sehr leise und nicht gehört“ wählen. Dabei dürfen Sie auch frei zwischen den einzelnen Kategorien entscheiden, wenn das Gehörte weder dem einen noch dem anderen Begriff alleine zuzuordnen ist. Die Wahl treffen Sie, wenn Sie mit dem Finger in der Mittellinie des Tablett den goldenen Streifen antippen. Wenn ein Rauschsignal ertönt, leuchtet eine grüne Signallampe oben links am Tablett solange auf, bis Sie eine Wahl getroffen haben. Danach ertönt nach kurzer Pause das nächste Testsignal. Ihr Urteil beschreibt exakt, wie laut das Rauschen ist⁵. Diese Testreihe wird, soweit Sie ein eigenes Hörgerät tragen, über drei Versuche gehen, zwei Versuche davon mit den für Sie angepassten neuen Hörgeräten.“

4.2.2 Programmierung der PiCS HdO Geräte

Die Programmierung der für die vorliegende Studie verwendeten HdO-Geräte Piconet 232XAZ, SonoForte 2 P3 AZ (Mark 2) und Sono-Forte 332X AZ der Firma Phonak erfolgte mit der Phonak Fitting Guideline (PFG) Version 3.1a, die auf einem handelsüblichen IBM-kompatiblen Personal Computer (PC) mit einem Microsoft-Betriebssystem Version 3.1 oder höher lauffähig ist.

Die Anpassung der Hörgeräte an die Bedürfnisse der Patienten wurde entweder durch die Hörgeräteakustiker Huth und Dickert bzw. Hörgeräte Abele in Würzburg oder, in der Mehrzahl der Fälle, durch uns vorgenommen. Im Folgenden wird die Programmierung der Hörgeräte beschrieben:

- *Beginn der Anpassung*

Nach dem Start des Programms PFG von der Windowsoberfläche werden zunächst die Patientendaten im Menüpunkt “Beginn der Anpassung” eingegeben. Zusätzliche Informationen über monaurale bzw. binaurale Versorgung sowie die Vorauswahl der Hörgerätelinie, in unserem Fall PiCS der Firma Phonak, werden abgefragt.

- *Audiogramm*

Im nächsten Schritt erfolgt die graphische Eingabe der Tonschwellenaudiometrie-Daten in ein Audiogramm. Neben dem Hörverlust der Luft- bzw. Knochenleitung wird die ermittelte Unbehaglichkeitsschwelle eingegeben.

⁵ Die Formulierung wurde gewählt, um die Forderung der “Extraspektion” (Beobachtung im Draußen) zu erfüllen (Heller 1982).

- *Ziel Insertion Gain*

Hier kann die Anpassformel für die an den Hörschaden adaptierte Einstellung des Hörgerätes, bei binauraler Versorgung seitengetreunt, festgelegt werden. Das Programm zieht bei Anpassung von zwei Hörgeräten 5 dB von der jeweiligen Zielverstärkung ab, um den "Hörgewinn" durch binaurale Versorgung zu kompensieren. Als Anpassformel haben wir bei allen Hörgeräte-Einstellungen die NAL-R+ (1991) als Berechnungsformel gewählt. Der maximale Ziel-Ausgangsschalldruck (MPO⁶) kann zusätzlich per Tastatur definiert werden.

- *Individuelle Gehörgangs-Resonanz*

Die Berechnung erfolgt aufgrund der KEMAR⁷-Gehörgangs-Resonanz.

- *Kurzdaten und Vorauswahl akustischer Parameter*

Hier wird aus der Liste der verfügbaren programmierbaren Hörgeräte das entsprechende Gerät ausgewählt, die zugehörigen Hörgerätedaten werden angezeigt. Zusätzliche Daten über Ohrpasstücke und Bohrung werden abgefragt.

- *Feinanpassung über programmierbare Parameter*

Zur Änderung der Voreinstellung können folgende Parameter manuell angepasst werden:

- Hörgerätfrequenzkurve
- Verstärkung und Dynamikbereich
- maximaler Ausgangsschalldruck (MPO)
- Lautstärkeregler-Reserve von 0 bis 10 dB

- *Lautheits-Balance*

Bei binauraler Versorgung ist es wichtig, auf beiden Ohren gleich laut zu hören. Deshalb ist es notwendig, dass beide Hörgeräte über die Programmierkabel mit dem PC verbunden sind, damit die Einstellung übertragen werden kann. Mit Hilfe der Software kann die Lautstärke für jedes Hörgerät einzeln angepasst werden. Dabei wird der Patient gefragt, ob er die Stimme des Untersuchers auf beiden Ohren gleich laut und angenehm empfindet. Entsprechend werden über das Programm Veränderungen vorgenommen. Nach Bestätigung dieser Einstellung ist das Basisprogramm (Programm 1) fertig programmiert.

⁶ Max. Power Output

⁷ Knowles Electronic Manikin for Acoustical Research

- *Ende der Anpassung*

PFG bietet hier die Möglichkeit, die bisherigen Daten zu speichern, spezielle Informationen wie Seriennummern (Hörgeräte/DHC⁸) oder Speicherort zu ergänzen oder nochmals Veränderungen an der Einstellung vorzunehmen.

Auf die Programmierung zweier weiterer Programmplätze (DHC Programm 2 und 3) für "Partygeräusche" bzw. "Komfort im Störschall" konnte für unsere Untersuchungen verzichtet werden, da das Richtmikrofon (= Zoom-Mikrofonmodus) per Fernbedienung⁹ dem Basisprogramm zugeschaltet werden konnte.

Um die Daten vom PC auf den Speicherchip des Hörgerätes zu übertragen, ist eine HI-PRO-Schnittstelle notwendig, die über eine serielle Schnittstelle am PC angeschlossen wird. Die Programmierkabel der Hörgeräte werden mit der HI-PRO-Schnittstelle verbunden und über eine spezielle Steckverbindung am Hörgerät angeschlossen. Dabei muss der M-T-O Schalter des Hörgerätes auf O stehen. Die Übertragung erfolgt dann automatisch nach Bestätigung der Übernahme der programmierten Einstellungen am PC. Alle Geräte sind somit gemäß dem Algorithmus des Herstellers programmiert, welcher für das Hören in ruhiger Umgebung (Programm 1) optimiert wurde. Dieser Algorithmus zeichnet sich durch schnelle Zeitkonstanten (Einschwingzeit 5-10 ms, Ausschwingzeit 50-80 ms, je nach Signalpegel und Frequenz) und eine niedrige, frequenzabhängige Kompressionsschwelle aus.

4.2.3 Durchführung der Untersuchung mit dem WHF, Hörfeld 1

Der Proband sitzt auf einem Stuhl mit Blick in Raummitte, wo sich in einem Meter Abstand in Kopfhöhe ein Lautsprecher befindet. Durch Markierungen am Boden ist die Einhaltung der Abstände optisch überprüfbar. Wie oben beschrieben, wird dem Probanden nachdem er sich an die Untersuchungsräumlichkeiten gewöhnt hat, der Versuchsablauf vorgelesen, eventuelle Fragen werden ihm beantwortet. Der Versuchsleiter startet das Programm, wählt das Hörfeld 1 aus, stellt das Zeitintervall auf 12 Sekunden und das Tonintervall auf "fest". Zuletzt wird der Minimalpegel auf 20 bzw. 40db festgelegt. Es wird dem Probanden ein Probesignal angeboten, um Unsicherheiten im Umgang mit dem Tablett abzubauen.

⁸ Digital Handy Control

⁹ über digital kodierte induktive Übertragung

Schließlich startet das Programm des Würzburger Hörfeldes und bietet dem Probanden in den Frequenzbereichen 500 Hz, 1000 Hz, 2000 Hz und 4000 Hz in unterschiedlichen Lautstärken (20 bis 90 dB) ein terzbandgefiltertes, reines Rauschen an. Die gewählten Frequenzen entsprechen Frequenzbändern im Hauptsprachbereich (s. Abbildung 1). Sie werden von der Westra CD Nr. #7 (Track 3) abgespielt und über einen Personal Computer, an dessen Audioausgang ein Audiometer (Westra CAD-03) angeschlossen ist, an den Westra-Lautsprecher (elektroakustischer Schallgeber) weitergegeben. In jedem der vier Frequenzbereiche werden dem Probanden Signale dargeboten, wobei die Reihenfolge des Rauschens in unterschiedlichen Lautstärken willkürlich vom Computer ausgewählt ist, so dass weder dem Probanden noch dem Versuchsleiter bekannt ist, welche Lautstärke jeweils folgt. Sind über das Touch Tablett alle Urteile für eine Frequenz abgegeben, folgt die nächste.

Die Hörreihe wird folgendermaßen durchgeführt:

1. Versuch mit dem eigenem Hörgerät (soweit vorhanden).
2. Versuch mit dem Phonak-Hörgerät der geeigneten Klasse mit Programm 1, d.h. Basisprogramm + Weitwinkel-Mikrofonmodus (omnidirektional). Aktiv ist also nur das frontale Mikrofon (s. Abbildung 3). Die Richtcharakteristik des Mikrophons ist kugelförmig (s. Abbildung 2).
3. Versuch mit dem Phonak-Hörgerät der geeigneten Klasse mit Programm 1 und zugeschaltetem Richtmikrofon, d.h. Basisprogramm + Zoom-Mikrofonmodus (direktional). Beide Mikrophone sind aktiv (s. Abbildung 3); die Richtcharakteristik des Mikrophons ist kardioid (s. Abbildung 2).

Der Proband mit drei Versuchsreihen hat am Ende der Untersuchung bis zu 3 x 64 Urteile getroffen. Bei Patienten ohne eigenes Hörgerät ergaben sich 2 Versuchsreihen mit je 64 Urteilen. Der Versuchsleiter hat darauf zu achten, dass der Kopf des Probanden während des Signals immer in Mittelstellung steht, d.h. in Null-Stellung zum Lautsprecher. Der Computer überträgt alle Urteile des Patienten, nach Frequenzen getrennt, in eine zweidimensionale Graphik. Die Ordinate repräsentiert dabei die Lautheitswahrnehmung des Probanden, in Zahlen zwischen 5 (sehr leise) bis 45 (sehr laut) ausgedrückt, und die Abszisse bezeichnet die Reizstärke des terzbandgefilterten, reinen Rauschens in dB. Die Auswertung der Urteile kann sofort nach der Untersuchung ohne Zeitverlust erfolgen.

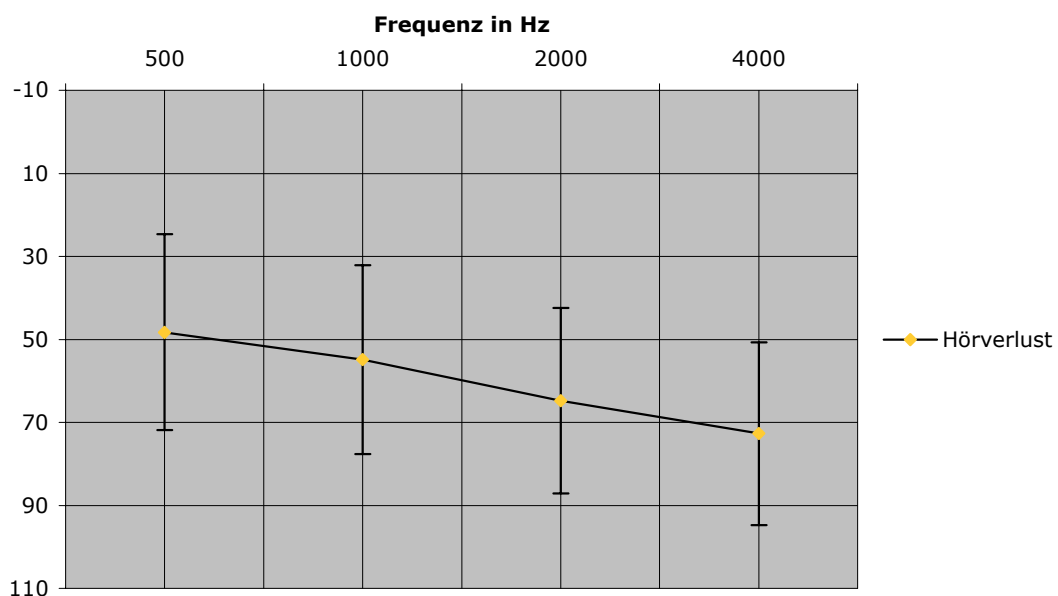
5 Auswertung

5.1 Versuchsergebnisse der tonaudiometrischen Voruntersuchungen

Für die Einschätzung des Patientenkollektivs ist von entscheidender Bedeutung, wie groß der Hörverlust ist. Dazu ist im Diagramm 1 aus den gesamten Tonschwellenmessungen in den Hauptfrequenzen des WHF der durchschnittliche Hörverlust dargestellt. Dabei wurden die Ergebnisse der monauralen und der binauralen Messung zusammen bewertet.

Es wurde zusätzlich das durchschnittliche Ergebnis des Freiburger Zahlentestes ermittelt, bei dem der Schallpegel bestimmt wird, ab dem 50% der Zahlen verstanden werden; dieser lag bei 52 dB. Bei einer Frequenz von 500 Hz hatten die Probanden einen erheblichen Hörverlust von fast 50 dB. Mit zunehmender Frequenz nahm die Tonschwelle kontinuierlich zu, bei 40000 Hz überstieg sie die 70 dB-Marke. Für den Hochfrequenzbereich, der speziell für das Verstehen von Sprache wichtig ist, kann man von einer hochgradigen Schwerhörigkeit aller Patienten ausgehen. Die Arten des Hörschadens waren uneinheitlich, aber meist lagen kombinierte Innen- und Mittelohrschäden vor.

Diagramm 1: Tonschwellenaudiometrie aller Patienten



5.2 Betrachtung der Messdaten unter statistischen Gesichtspunkten

Insgesamt waren 32 Probanden an den Messungen beteiligt. 20 von ihnen wurden mit ihrem eigenen Hörgerät und dem Phonakgerät, sowohl mit als auch ohne Richtmikrophon, untersucht. Da jeder Versuch mit vier verschiedenen Frequenzen (jeweils in einem Schallpegelbereich von 20 bis 90 dB) durchgeführt wurde, konnten insgesamt 240 Kurven aufgezeichnet werden. Bei 12 Patienten wurden ausschließlich Messungen mit den Phonakgeräten, d.h. nur zwei anstatt drei Versuchsreihen durchgeführt, aus denen insgesamt 96 Kurven resultierten. In der Summe wurden folglich 336 unterschiedliche Kurven dokumentiert. Die Gesamtzahl der abgegebenen Urteile belief sich auf 5016 Messpunkte, die graphisch dargestellt wurden.

Die Gruppierung der resultierenden Graphen erfolgte getrennt nach den vier Frequenzen, ferner nach den drei getesteten Hörgeräten „Eigenes Hörgerät (EHG)“, „Phonak mit Richtmikrophon (PmRM)“ und „Phonak ohne Richtmikrophon (PoRM)“¹⁰. Ein weiteres Merkmal, die monaurale (11 Personen) bzw. binaurale (21 Personen) Versorgung, unterschied darüber hinaus die Patientengruppen. Die monaurale Versorgung resultierte -wie bereits dargelegt- aus der Tatsache, dass diese Patienten aufgrund einer Mittelohroperation und des postoperativen Verbandes mit einer Ohrtamponade nur ein Hörgerät tragen konnten.

Die Daten wurden nach diesen Gruppen getrennt und entsprechend den zuvor genannten Unterscheidungsmerkmalen miteinander verglichen. Aus der unterschiedlichen Anzahl von Personen pro Gruppe (s. Tabelle 1) resultierten verschiedene Mengen an Messpunkten, die jeweils als Rechengrundlage der Kurven dienten. So bedurfte es statistischer Methoden, um Aussagen darüber zu machen, ob eine Beobachtung signifikant war oder auch rein zufällig sein konnte.

Tabelle 1: Personen pro Gruppe, in Klammern die Zahl der abgegebenen Urteile

Versorgung	EHG	PmRM	PoRM
monaural	9 (540)	11 (528)	11 (570)
binaural	11 (660)	21 (1333)	21 (1385)

¹⁰ Kurzbezeichnungen in Klammern werden in den Tabellen im Anhang verwendet

5.2.1 Statistischer Vergleich der Wirkung der Phonak Richtmikrophone mit Multi-Mikrofon-Technologie auf die Lautheitsverstärkung

Da sich die Werte der Messungen der Phonak Hörgeräte mit Richtmikrofon (mRM) und ohne Richtmikrofon (oRM) aus Lautheitsurteilen der gleichen Versuchspersonen zusammensetzen, handelt es sich um einen paarigen Vergleich verbundener Messreihen. Bei der statistischen Betrachtung, ob die Werte der Messungen ohne und mit Richtmikrofon (AudioZoom) der gleichen Grundgesamtheit angehören, ist deswegen der verkürzte t-Test für abhängige Stichproben gerechtfertigt. Es wird eine Irrtumswahrscheinlichkeit von $\alpha=0,05$ angenommen.

Die Nullhypothese (H_0) lautet, dass die Mittelwerte der Urteile aus den Messreihen mit verschiedenen Frequenzen bei Hörgeräten mit zugeschaltetem Richtmikrofon denen bei Hörgeräten ohne Richtmikrofon entsprechen.

$$H_0 : \bar{X}_1 = \bar{X}_2$$

Verhalten sich die Mittelwerte gleich, ist also kein signifikanter Unterschied feststellbar, so ist die Nullhypothese (H_0) nicht ablehnbar. Maß für die Signifikanz der Paardifferenz ist die Überschreitung eines kritischen t-Wertes (t_0), der festgelegt wird durch den Freiheitsgrad $F(n-1)$ bei einer Irrtumswahrscheinlichkeit von $\alpha=0,05$. Dieser Wert ist in Tabellen nachschlagbar (Werner 1984).

Für den Fall der Überschreitung des kritischen Wertes ist die Nullhypothese abgelehnt und die Alternativhypothese tritt in Kraft. Diese lautet: Der Einsatz des Richtmikrophons übt einen signifikanten Einfluss auf die Lautstärkewahrnehmung der Probanden aus.

Formel t-Test:
$$t = \frac{\bar{X}_A}{S\bar{x}} * \sqrt{n}$$

n = Probandenzahl

\bar{X}_A = Paardifferenz Mittelwerte $\bar{X}_1 - \bar{X}_2$

$S\bar{x}$ = Standardabweichung der Mittelwerte der Stichprobe

Der t_0 -Wert liegt im konkreten Fall bei 2.04. Nach der Formel für die Prüfgröße t errechnet sich aus Paardifferenzwert (\bar{X}_A), Standardabweichung ($S\bar{x}$) und Probandenzahl (n) ein Wert von 0,87. Dieser Wert liegt weit unterhalb des kritischen t_0 -Wertes. Somit ist die Nullhypothese (H_0) nicht ablehnbar. Trotz dieser statistischen Aussage, dass durch den Einsatz des AudioZooms ein signifikanter Einfluss auf die Lautheitswahrnehmung mit dem Signifikanzniveau von $\alpha=0.05$ nicht erreicht wird, werden die Unterschiede der Messungen in einzelnen Frequenzen genauer untersucht, um frequenz- oder schallpegelspezifische Unterschiede, die in der Gesamtheit der Datenvergleiche evtl. verdeckt werden, zu erkennen.

5.2.2 Statistischer Vergleich der Unterschiede bei binauraler im Vergleich zur monauralen Hörgeräteversorgung

Hierbei werden die Daten der monauralen und binauralen Messungen, die jeweils mit den drei Hörgerätetypen (Versuch 1 bis 3) durchgeführt wurden, miteinander in Beziehung gesetzt. Bei der statistischen Betrachtung wird erneut der verkürzte t-Test für abhängige Stichproben verwendet und eine geringere Irrtumswahrscheinlichkeit von $\alpha=0,001$ angenommen.

Nach der oben genannten Formel wird t berechnet und mit dem kritischen t -Wert ($t_0=3,46$) verglichen.

Die Nullhypothese (H_0) lautet, dass die Mittelwerte der Urteile aus den Messreihen mit verschiedenen Frequenzen bei den binaural versorgten Patienten denen der monaural versorgten entsprechen.

Die Alternativhypothese für den Fall der abgelehnten Nullhypothese (H_0) lautet: Die Mittelwerte der Urteile sind bei binauraler Versorgung signifikant lauter als bei monauraler Versorgung.

Der t -Wert liegt bei 4,56, was bedeutet, dass mit hoher Signifikanz die Nullhypothese nicht angenommen wird und die Alternativhypothese für die binauralen WHF-Messungen zutrifft.

5.3 Detaillierter Vergleich der Versuchsgruppen

Im vorliegenden Kapitel erfolgt eine Gegenüberstellung der eingesetzten Hörgerätetypen von monaural bzw. binaural versorgten Patienten. Betrachtet werden jeweils die vier Frequenzen 500 Hz, 1000 Hz, 2000 Hz und 4000 Hz. Es wird nochmals darauf hingewiesen, dass die unversorgte Seite bei den monauralen Messungen postoperativ mit einer Tamponade verbunden war. Der Höreindruck konnte somit nur von der versorgten Seite vermittelt und beurteilt werden. Die Ergebnisse der einzelnen zu vergleichenden Versuchsgruppen EHG (Eigenes Hörgerät), PmRM (Phonak-Hörgerät mit Richtmikrophon) und PoRM (Phonak-Hörgerät ohne Richtmikrophon) sind jeweils getrennt nach monauraler und binauraler Versorgung graphisch dargestellt. Dabei ist der Schallpegel in dB auf der Abszisse und das Urteil in Zahlen (Skalenteile 0 bis 45) auf der Ordinate aufgetragen. Je stärker das Signal des jeweiligen Schallpegels beurteilt wird, umso größer ist die Verstärkung, die das jeweilige Hörgerät auf das Patientenohr überträgt. Die vier Frequenzen des Hörfeldes 1 sind nach Vergleichsgruppen entweder gemeinsam oder getrennt graphisch dargestellt. Es werden die Graphen untereinander auf Unterschiede im Kurvenverlauf verglichen; dabei sind die jeweiligen Schallpegel den abgegebenen Urteilen zugeordnet, und die gewonnenen Punkte ergeben durch Interpolation eine Kurve.

5.3.1 Vergleich binaurale versus monaurale Versorgung mit eigenem Hörgerät (s. Diagramm 2 bis 4)

Vergleicht man die Gesamtheit der gemittelten Urteile über alle Frequenzen bei binauraler und monauraler Versorgung mit einem eigenen Hörgerät, ist eine Differenz der Urteile über alle Frequenzen von 4,4 Skt (Skalenteilen) bei einer Standardabweichung von 8,3 Skt ersichtlich. Das Signifikanzniveau liegt bei einer Irrtumswahrscheinlichkeit von $\alpha=0.05$ mit $t=2,32$ und einem kritischen t-Wert von $t_0=2,09$. Die Ergebnisse sind im Folgenden sowohl für ausgewählte Frequenzen aufgeschlüsselt als auch in einer Gesamtübersicht aller Frequenzen (s. Diagramm 3 und 4) graphisch wiedergegeben.

- 500 Hz: Bei 55 dB bis 65 dB verstärken die eigenen binauralen Hörgeräte mit bis zu 3Skt gering besser, dagegen ist zwischen 75 und 90 dB eine bis 5 Skt schwächere Lauheitswahrnehmung auffällig.
- 1000 Hz: Die Kurvenverläufe dieser Frequenz sind gleich bis auf eine geringfügig schlechtere Verstärkung (3 Skt) bei 70-80 dB bei binauraler Versorgung mit den eigenen Hörgeräten.
- 2000 Hz: Im Bereich 60 dB bis 80 dB ist das Urteil mit dem eigenen binauralen Hörgerät um bis zu 6 Skt besser.
- 4000 Hz: Bei 65-80 dB wird von den Patienten eine deutliche, bis zu 8 Skt bessere Verstärkung bei binauraler Versorgung mit eigenem Hörgerät angegeben. Dieser Vergleich ist im Diagramm 2 graphisch dargestellt.

Diagramm 2: Vergleich der Höreindrücke binauraler versus monauraler Versorgung mit eigenem Hörgerät bei 4000 Hz

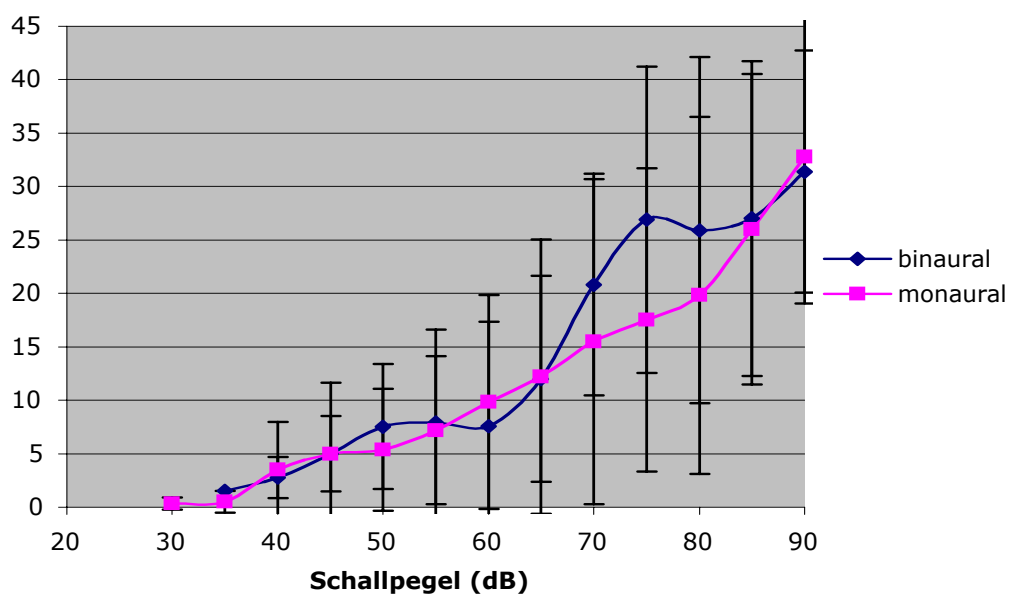


Diagramm 3: Höreindruck bei unterschiedlichen Frequenzen, binaurale Versorgung mit eigenem Hörgerät

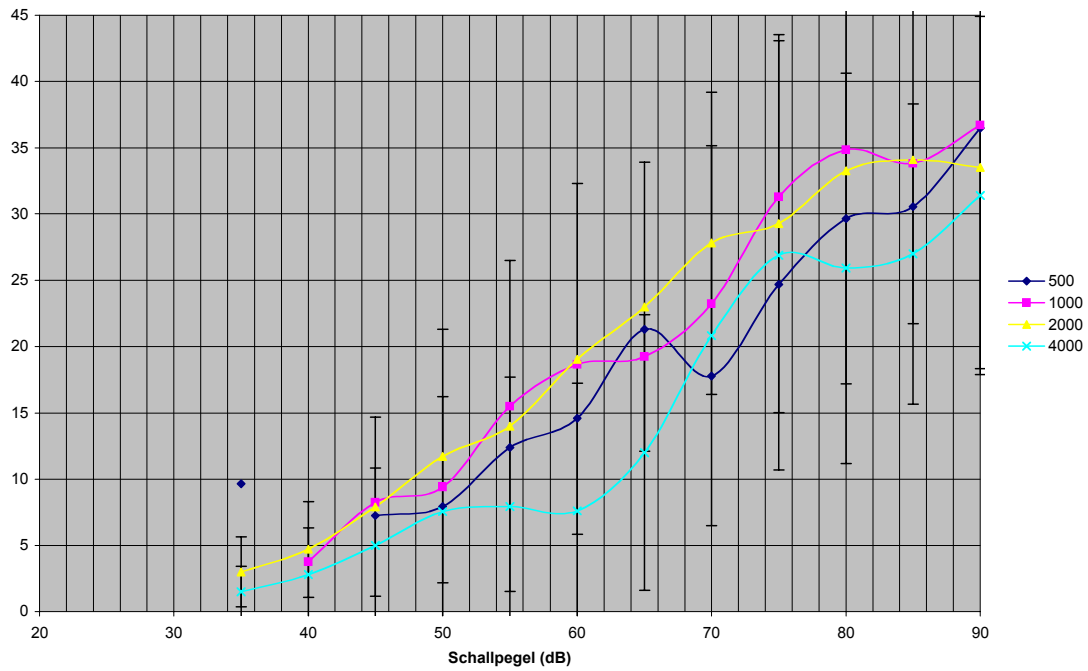
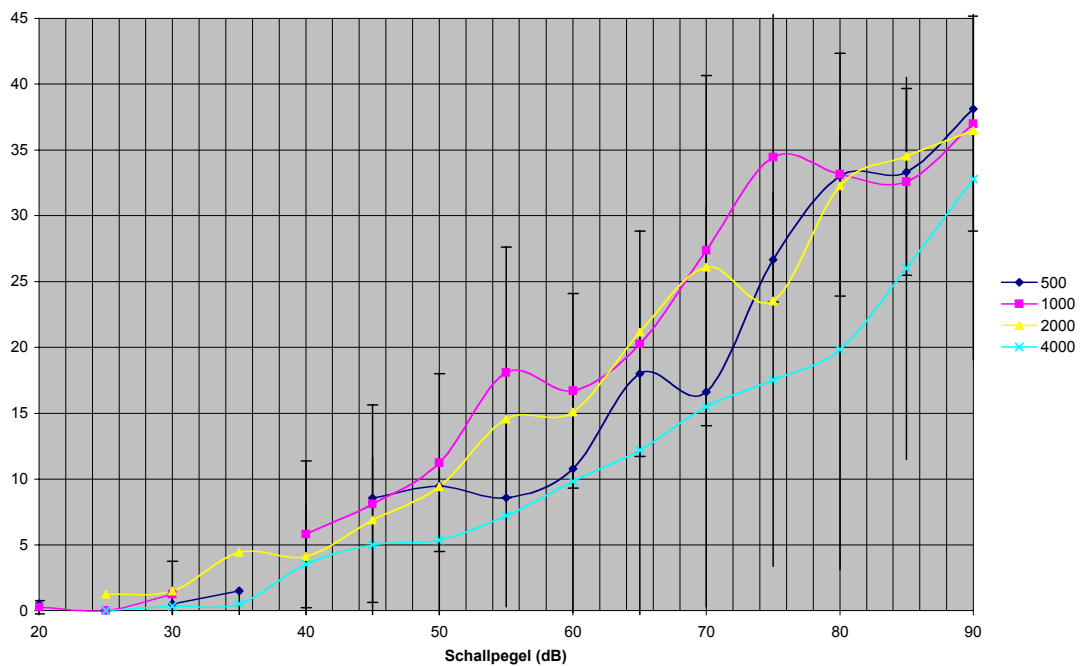


Diagramm 4: Höreindruck unterschiedlicher Frequenzen, monaurale Versorgung mit eigenem Hörgerät



5.3.2 Vergleich Phonak ohne RM binaural versus monaural (s. Diagramm 5 bis 8)

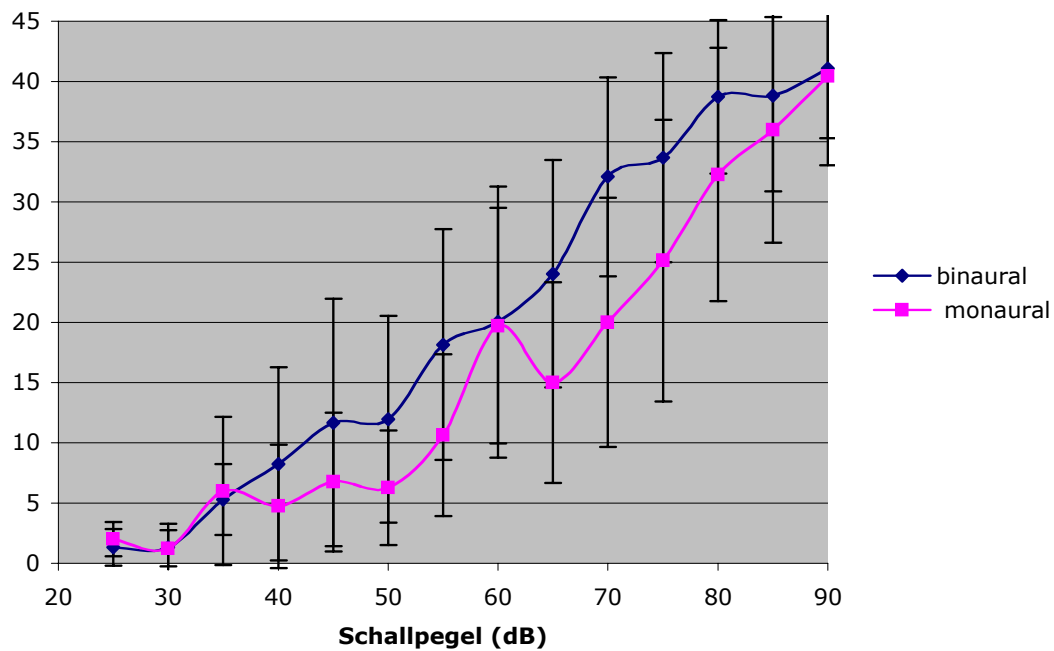
Vergleicht man die Gesamtheit der gemittelten Urteile über alle Frequenzen bei binauraler und monauraler Versorgung mit Phonak Hörgeräte ohne Richtmikrophontechnik, ist eine Differenz der Urteile von 3,9 Skt bei einer Standardabweichung von 7,6 Skt festzustellen. Der Unterschied im t-Test ist mit 1% signifikant. Eine Verbesserung der Lautheitswahrnehmung bei binauraler Versorgung ist somit mit einer sehr hohen Wahrscheinlichkeit in allen Frequenzen belegbar. Die Ergebnisse sind im Folgenden sowohl für ausgewählte Frequenzen aufgeschlüsselt als auch in einer Gesamtübersicht aller Frequenzen graphisch wiedergegeben (s. Diagramm 7 und 8).

500 Hz: Im Vergleich zu monauraler Versorgung ist bei binauraler Versorgung bei 35-80 dB eine Verstärkung bis 5 Skt im Urteil sichtbar, mit einer Irrtumswahrscheinlichkeit von 1%.

1000 Hz: Bei 40-65dB ist eine geringe, bis 3 Skt beurteilte Verstärkung der beidohrigen Hörgeräteanpassung sichtbar; das Signifikanzniveau beträgt 1%.

2000 Hz: Ab 35 dB sind Lautheitsverstärkungen dieser Frequenz bis max. 8 Skt ermittelt worden. Alle Urteile dieser Frequenz gemittelt, ergibt sich im Vergleich ein um 4.3 Skt besseres Lautheitsurteil mit zwei Hörgeräten mit einer ausgezeichneten Signifikanz von 0,2% (s. Diagramm 5).

Diagramm 5: Vergleich der Höreindrücke bei binauraler und monauraler Versorgung mit Phonak ohne Richtmikrofon bei 2000 Hz



4000 Hz: Eine verstärkte Lautheitsbeurteilung von bis zu 8 Skt ab 45 dB zeigte sich mit einer Signifikanz von 5% bei der binauralen Versorgung mit dem digitalen Hörgerät (s. Diagramm 6).

Diagramm 6: Vergleich der Höreindrücke bei binauraler und monauraler Versorgung mit Phonak ohne Richtmikrofon bei 4000 Hz

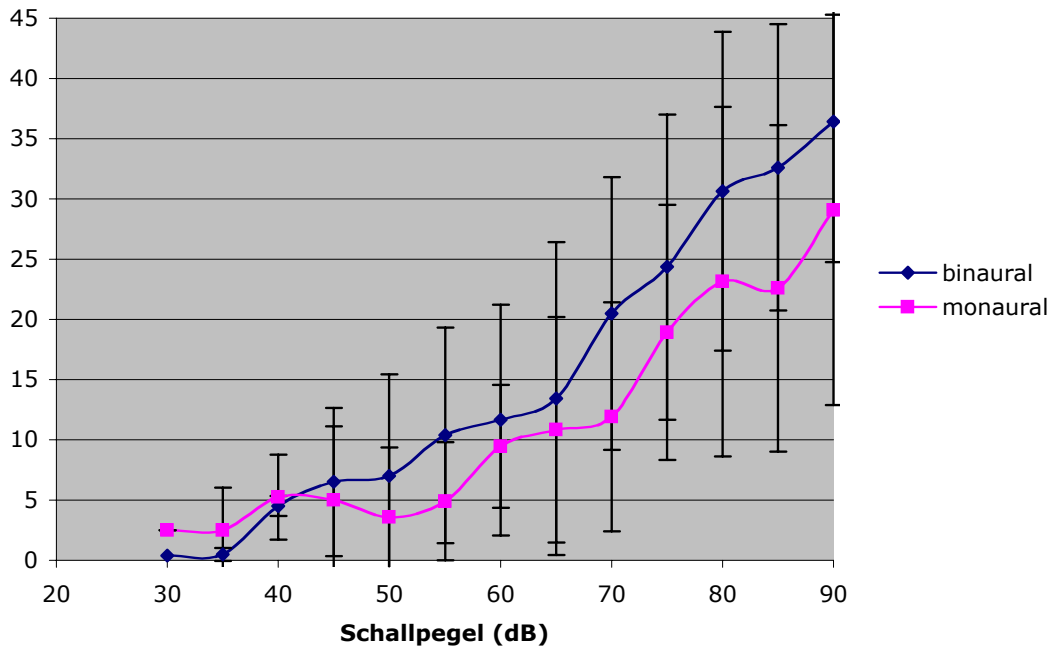


Diagramm 7: Höreindruck bei unterschiedlichen Frequenzen, binaurale Versorgung mit Phonak ohne Richtmikrofon

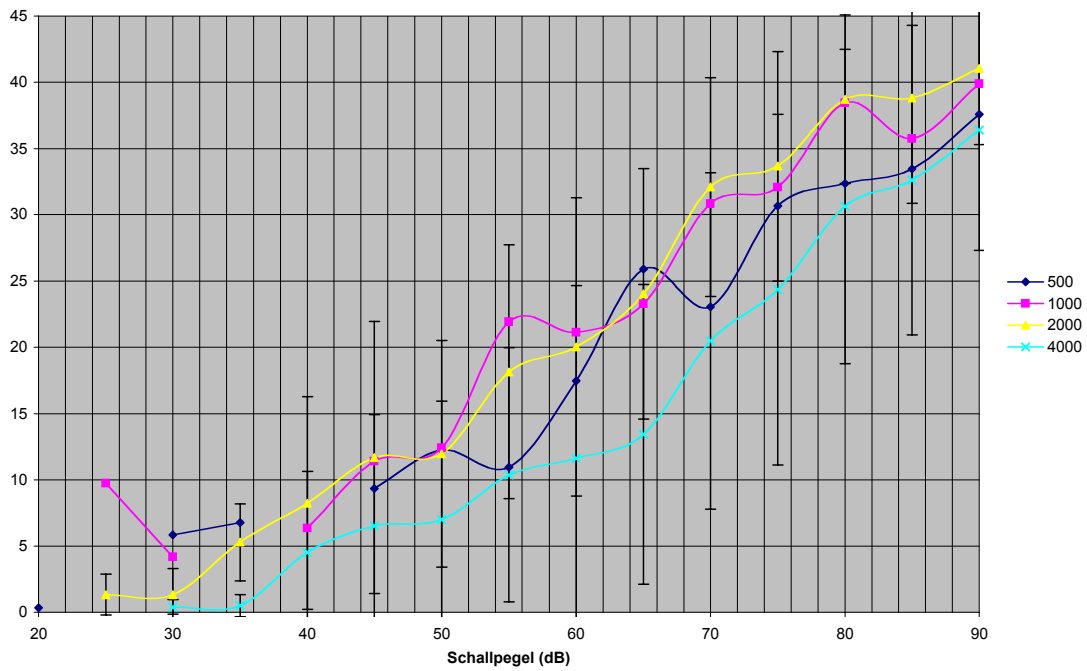
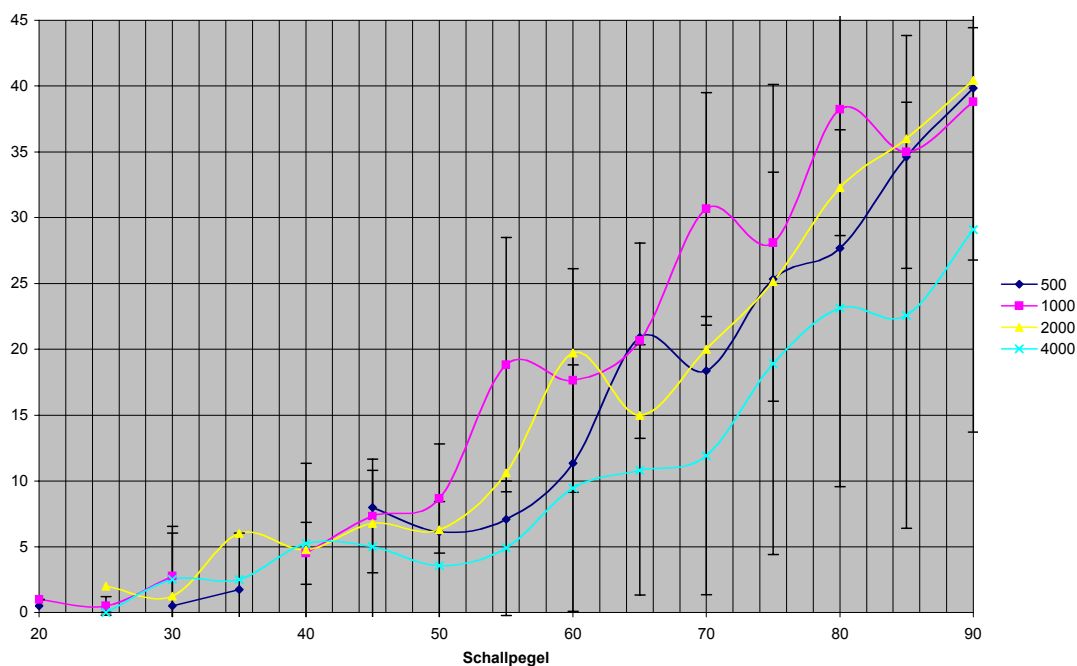


Diagramm 8: Höreindruck bei unterschiedlichen Frequenzen, monaurale Versorgung mit Phonak ohne Richtmikrofon



5.3.3 Vergleich Phonak Hörgerät mit RM binaural versus monaural (s. Diagramm 9 bis 12)

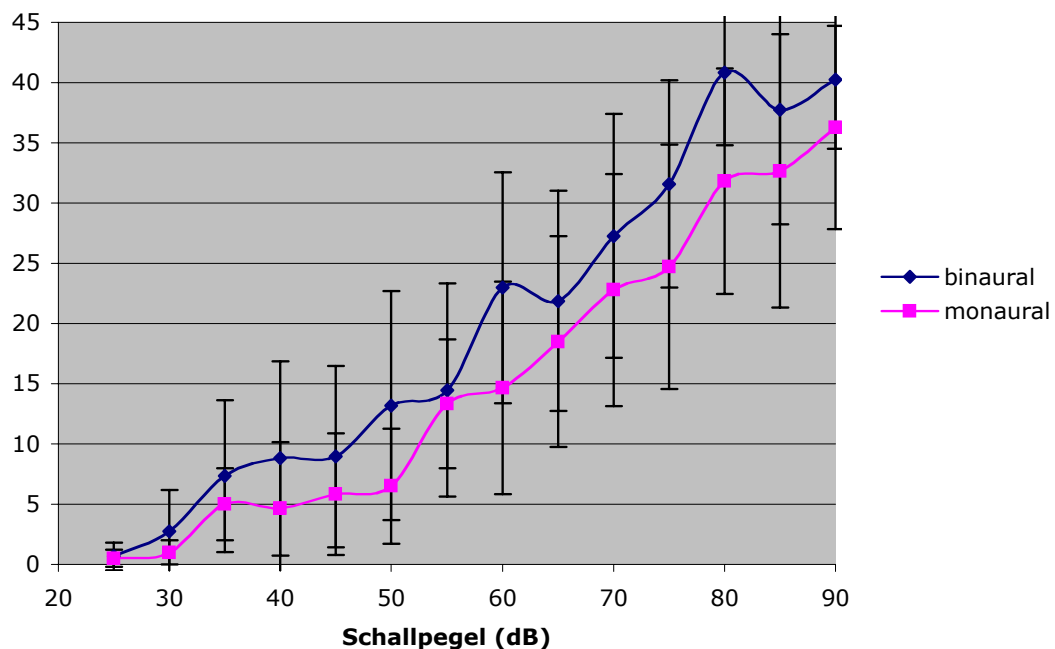
Vergleicht man die Gesamtheit der gemittelten Urteile über alle Frequenzen bei binauraler und monauraler Versorgung mit Phonak Hörgeräten mit AudioZoom, ist eine Differenz der Urteile von 3,1 Skt bei einer Standardabweichung von 7,1 Skt festzustellen. Das Signifikanzniveau von 5% ist mit $t=2.47$ ($t_0=2,09$) erreicht. Die Ergebnisse sind im Folgenden sowohl für ausgewählte Frequenzen aufgeschlüsselt als auch in einer Gesamtübersicht aller Frequenzen graphisch wiedergegeben (s. Diagramm 11 und 12).

500 Hz: Die Lautheitsverstärkung der Schallpegel 50 dB-90 dB wird mit max. 7 Skt bei binauraler Versorgung als deutlich lauter im Vergleich zu monauraler Versorgung empfunden; eine Signifikanz für diese Beobachtung findet sich nicht.

1000 Hz: Der Schalldruckbereich 40-90 dB zeigt mit einem Urteil bis zu 8 Skt eine höhere Lautheitsempfindung binauraler Richtmikrophonversorgung, die statistisch ein hohes Signifikanzniveau von 1% erreicht.

2000 Hz: Bei 30 dB bis 90 dB wird mit max. 12 Skt die beidohrige Anpassung als deutlich höher verstärkt empfunden (s. Diagramm 9). Dieses Ergebnis erreicht eine niedrige Irrtumswahrscheinlichkeit von 0,2%.

Diagramm 9: Vergleich der Höreindrücke bei binauraler und monauraler Versorgung mit Phonak mit Richtmikrophon bei 2000 Hz



4000 Hz: Zwischen 50-65 dB ist bei binauraler Hörgeräteversorgung mit 3Skt eine leichte, ab 65 dB eine deutliche Verstärkung bis 14 Skt im Urteil sichtbar (s. Diagramm 10). Das Signifikanzniveau von 5% wird mit $t = 1,83$ ($t_0 = 2,09$) nur knapp verfehlt.

Diagramm 10: Vergleich der Höreindrücke bei binauraler und monauraler Versorgung mit Phonak mit Richtmikrofon bei 4000 Hz

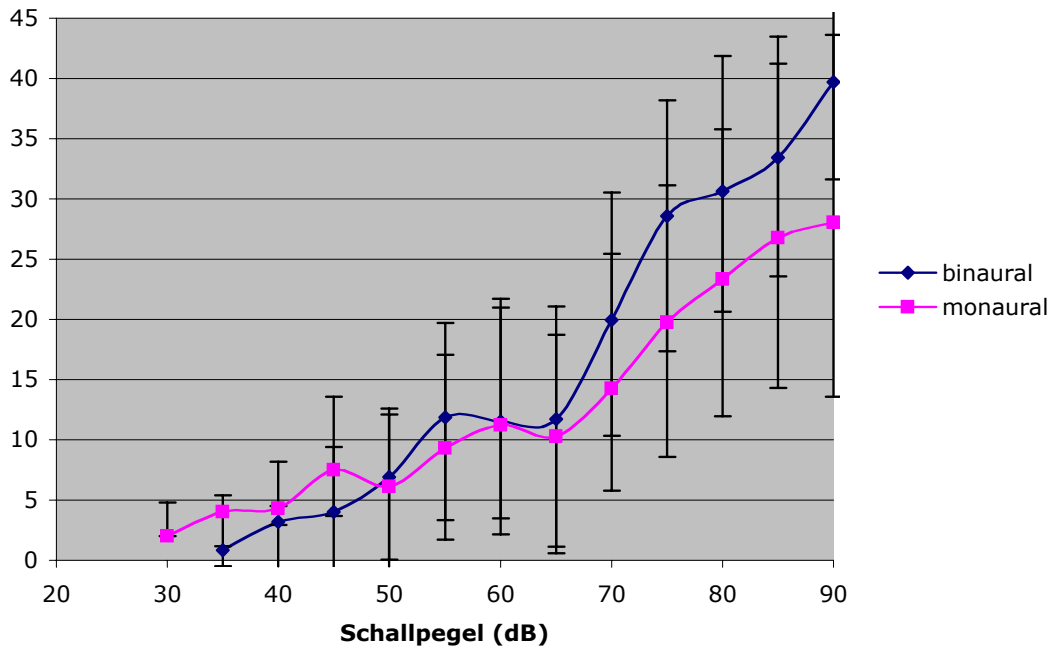


Diagramm 11: Höreindruck bei unterschiedlichen Frequenzen, monaurale Versorgung mit Phonak mit Richtmikrofon

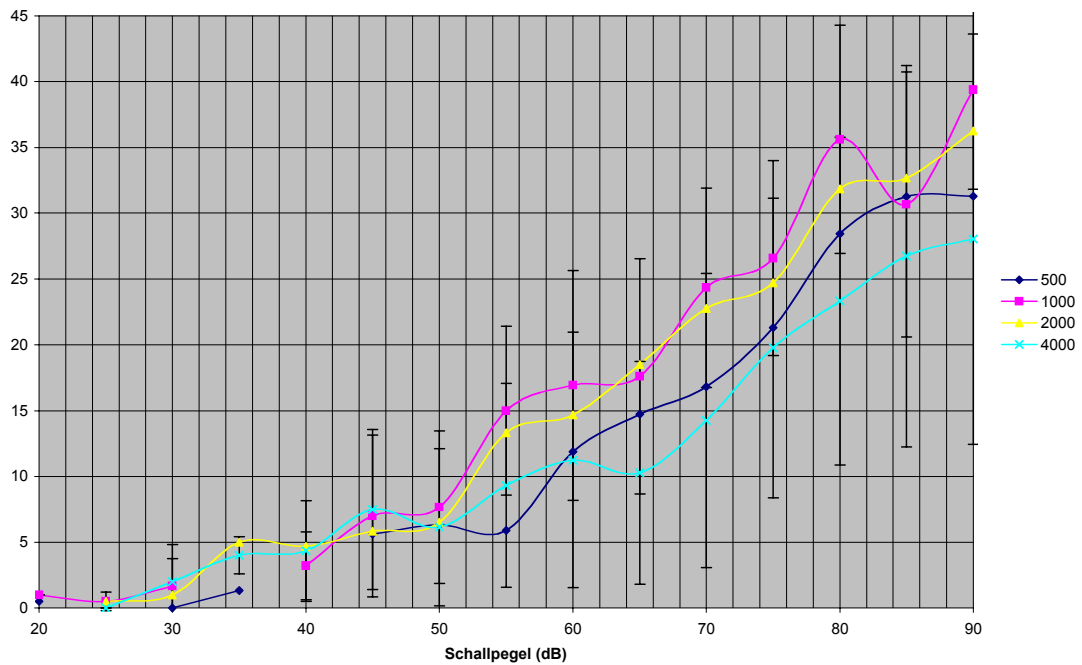
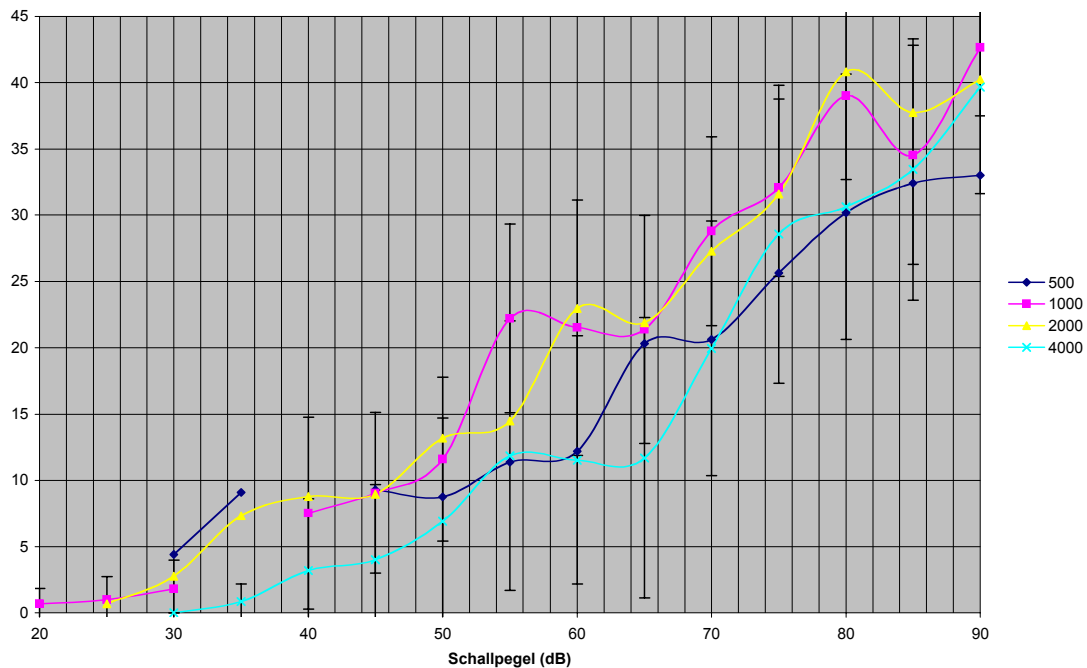


Diagramm 12: Höreindruck bei unterschiedlichen Frequenzen, binaurale Versorgung mit Phonak mit Richtmikrophon



5.3.4 Vergleich binaurale Versorgung: Phonak ohne RM versus eigenes Hörgerät (s. Diagramm 7 und 3)

Vergleicht man auch hier die Gesamtheit der gemittelten Urteile über alle Frequenzen bei binauraler Versorgung mit Phonak Hörgeräten ohne AudioZoom mit den eigenen Hörgeräten der Probanden, ist eine Differenz der Urteile von $-0,3$ Skt bei einer Standardabweichung von $8,6$ Skt festzustellen. Somit kann man von einer gleichen Verstärkung beider Geräte ausgehen. Details werden im Folgenden in einer Gesamtübersicht aller Frequenzen gezeigt und graphisch dargestellt (s. Diagramm 11 und 3).

500 Hz: Ab 65 dB bis 75 dB wird ein Verstärkungszuwachs beim Einsatz des Phonakgerät in der Lautheitswahrnehmung bis max. 5 Skt wahrgenommen.

1000 Hz: Ab 40 dB ist ein Lautheitsgewinn um bis zu 7,5 Skt beim Phonakgerät ohne RM im Vergleich zum eigenen Hörgerät zu verzeichnen.

2000 Hz: Schon ab 30 dB ist ein Verstärkungsgewinn des Phonakgerätes bis 10 Skt sichtbar.

4000 Hz: Verstärkung in der Lautheitswahrnehmung beim Einsatz des Phonakgerätes bis max. 5 Skt im Bereich 55-65 dB und ab 80 dB feststellbar.

5.3.5 Vergleich monaurale Versorgung: Phonak ohne RM versus eigenes Hörgerät (s. Diagramm 8 und 4)

Vergleicht man die Gesamtheit der gemittelten Urteile über alle Frequenzen bei monauraler Versorgung mit Phonak Hörgeräten ohne AudioZoom mit den eigenen Hörgeräten, ist eine Differenz der Urteile von $-0,7$ Skt bei einer Standardabweichung von $7,51$ Skt festzustellen. Details werden im Folgenden in einer Gesamtübersicht aller Frequenzen gezeigt und graphisch dargestellt (s. Diagramm 8 und 4).

500 Hz: Die Lautheit ist bis auf eine schwächere Verstärkung des Phonak-Hörgerätes bei 80 dB gleich beurteilt worden.

1000 Hz: Es wird eine annähernd gleiche Lautheit von den Patienten angegeben.

2000 Hz: Im Pegelbereich 65-70 dB wird eine schlechtere Verstärkung bis 6 Skt bei den eigenen Hörgeräten wahrgenommen.

4000 Hz: Zwischen 55 dB und 65 dB wird ein geringfügiger Lautheitszuwachs bis 4 Skt gleichzeitig ab 85 dB ein Verlust bis 7 Skt in der Auswertung in der Gruppe der Phonakgeräte festgestellt.

5.4 Vergleich der Richtmikrophontechnik (Multi- Mikrofon-Technologie) bei monauraler und binauraler Versorgung

Die Multi-Mikrofon-Technologie bei den Phonak Hörgeräten wird synonym verwendet mit den Begriffen „Zuschalten des Richtmikrophons (RM)“ oder „AudioZoom“. Dabei wird der frontal auftreffende Schall gegenüber dem seitlichen oder dorsal kommenden Schall bevorzugt (Phonak 1996).

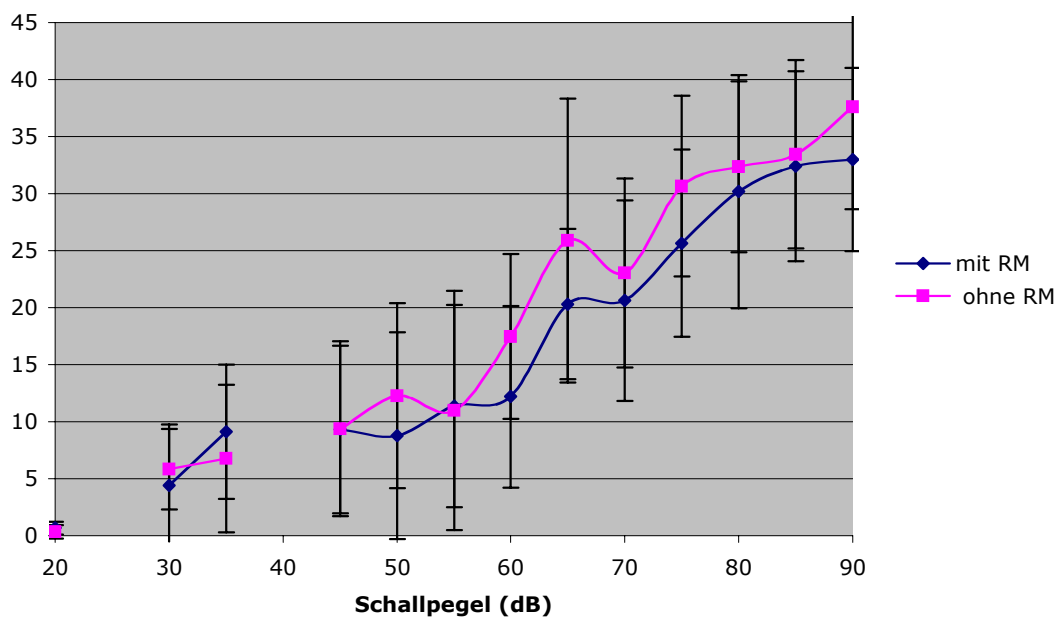
5.4.1 Vergleich binaurale Versorgung mit Phonak mit RM versus ohne RM (s. Diagramm 13 bis 16)

Die Beurteilung der Richtmikrophontechnik ist ein Schwerpunkt dieser Studie, weshalb jede Frequenz einzeln in einer Graphik dargestellt und auf Unterschiede mit und ohne

Richtmikrophon verglichen wird. Über alle Frequenzen gemittelt ergibt sich ein Unterschied in den Lautheitsurteilen von -1,5 bei einer Standardabweichung von 7,4 Skt; ein signifikanter Unterschied besteht nicht. Tendenziell ist aber ein negativer Trend bei Einsatz des Richtmikrophons zu sehen. Betrachtet man jede einzelne Frequenz unter statistischen Gesichtspunkten, findet sich für keine einzige Frequenz ein signifikanter Unterschied.

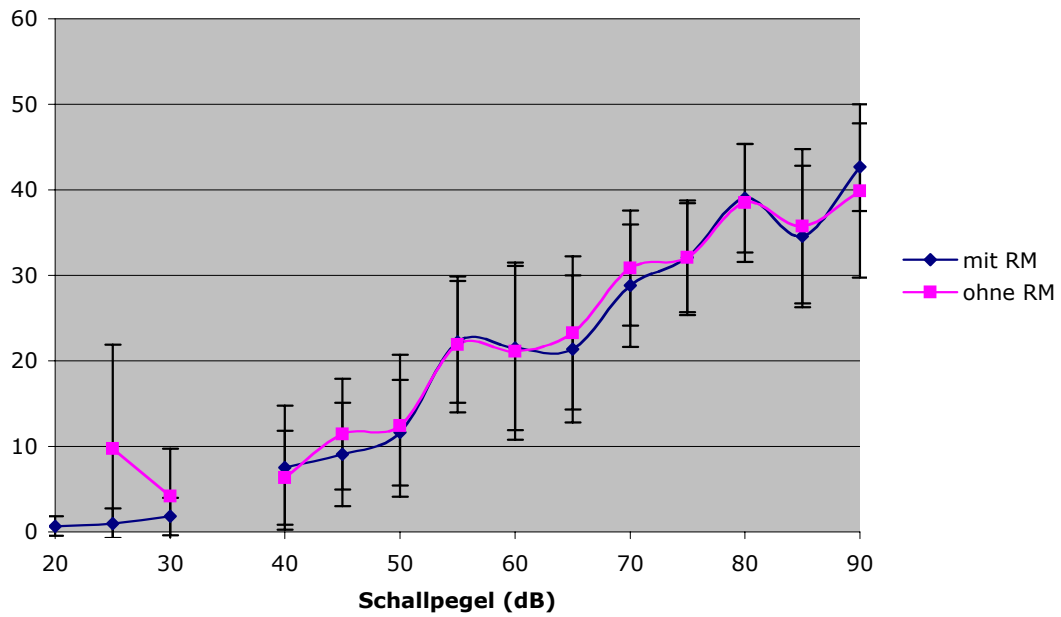
500 Hz: Bei 500 Hz ist durch das Zuschalten des AudioZooms eine Verschlechterung in der Lautheitswahrnehmung mit bis zu 5,5 Skt über den Pegelbereich ab 55 dB angegeben worden (s. Diagramm 13).

Diagramm 13: Vergleich der Höreindrücke der Phonak-HG bei binauraler Versorgung mit und ohne Richtmikrophon bei 500 Hz



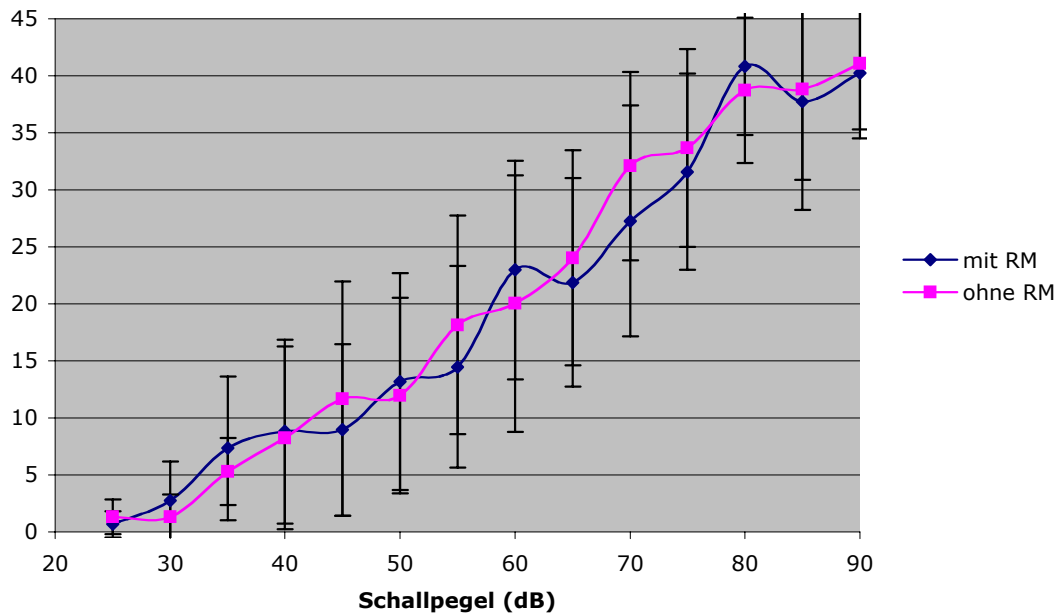
1000 Hz: Die Empfindung der Lautheit ohne Richtmikrophon wurde isoliert bei 25 dB um 8 Skt stärker eingeschätzt (s. Diagramm 14).

Diagramm 14: Vergleich der Höreindrücke der Phonak-HG bei binauraler Versorgung mit und ohne Richtmikrofon bei 1000 Hz



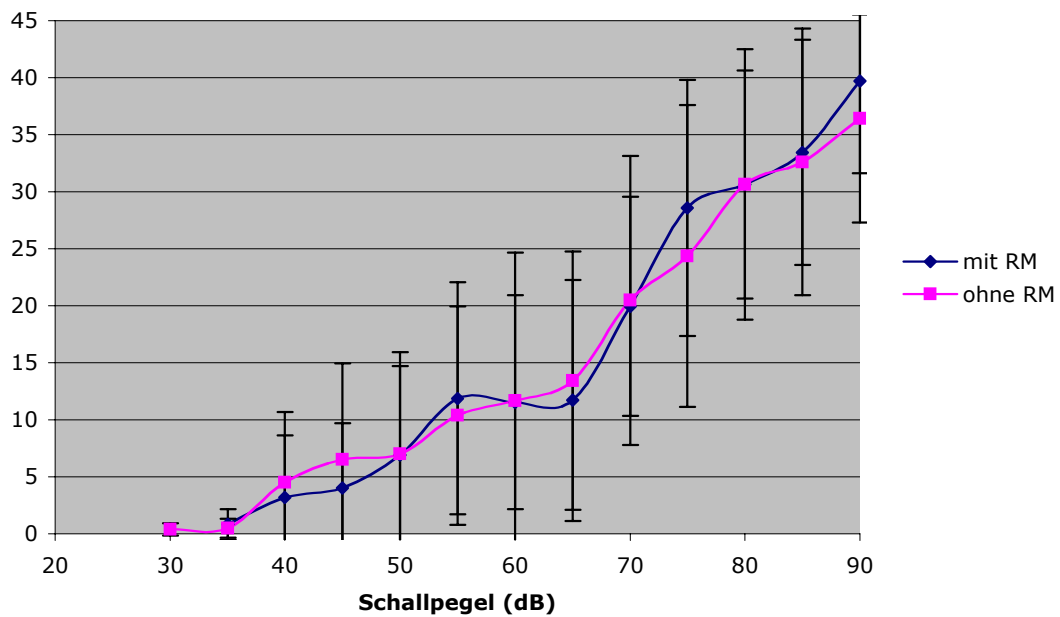
2000 Hz: Es ergab sich ein annähernd gleicher Kurvenverlauf mit leicht besseren Urteilen ohne AudioZoom bei 45, 55 und 70 dB mit bis zu 4 Skt (s. Diagramm 15).

Diagramm 15: Vergleich der Höreindrücke der Phonak-HG bei binauraler Versorgung mit und ohne Richtmikrofon bei 2000 Hz



4000 Hz: Bei 75 dB zeigt sich isoliert eine geringe Lautheitsverstärkung um 4 Skt bei Einsatz des RM, bei 90 dB um 3 Skt bei sonst angeglichenen Kurvenverläufen (s. Diagramm 16).

Diagramm 16: Vergleich der Höreindrücke der Phonak-HG bei binauraler Versorgung mit und ohne Richtmikrofon bei 4000 Hz



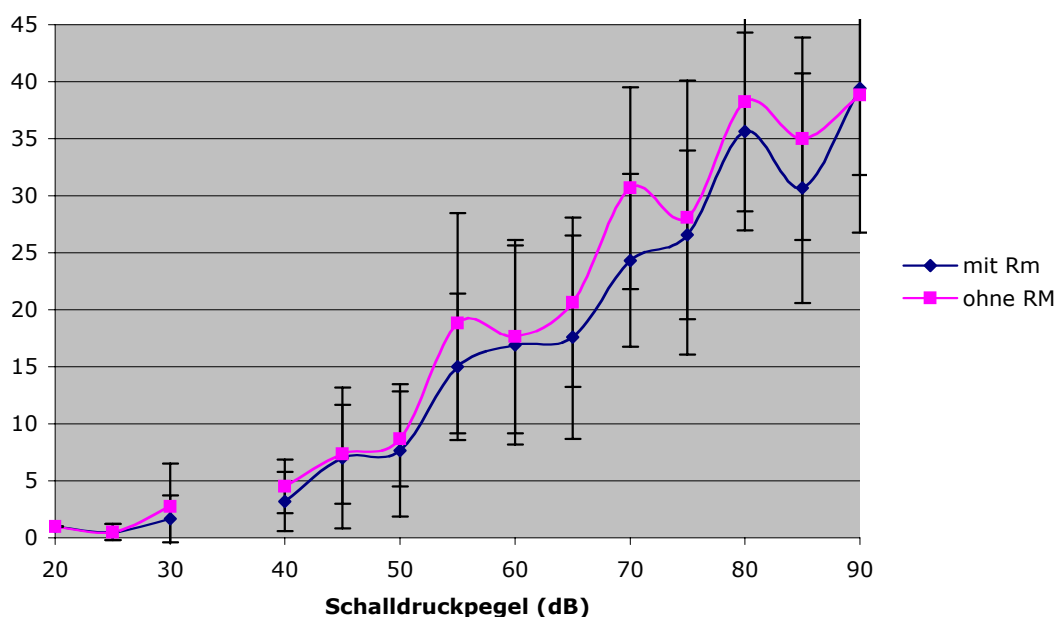
5.4.2 Vergleich monaurale Versorgung mit Phonak mit RM versus ohne RM (s. Diagramm 17 bis 19)

Über alle Frequenzen gemittelt ergibt sich ein Unterschied in den Lautheitsurteilen von 0,73 Skt bei einer Standardabweichung von 7,2 Skt; ein signifikanter Unterschied besteht nicht. Betrachtet man jede einzelne Frequenz unter statistischen Gesichtspunkten, findet sich für keine Frequenz eine Signifikanz mit dem Niveau von 5% trotz vereinzelter graphischer Unterschiede. Diese werden im Folgenden aufgezeigt.

500 Hz: Eine deutlich reduzierte Verstärkung von bis zu 8,5 Skt ab 60 dB wurde beim Einsatz des RM von den Probanden angegeben.

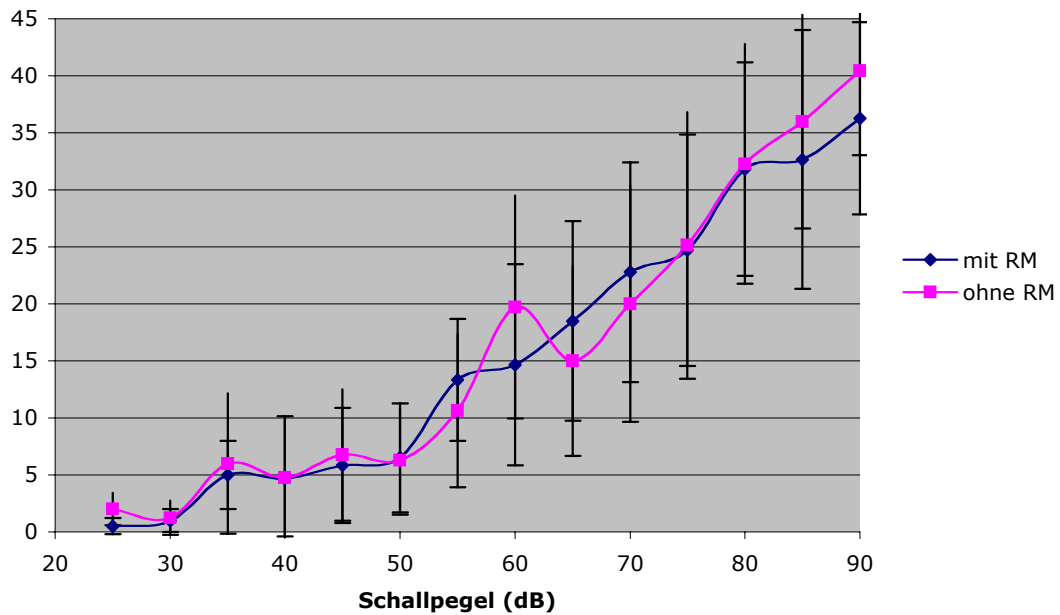
1000 Hz: Nach Aktivierung des Richtmikrophons wurde eine Lautheitsreduktion um bis zu 8 Skt bei einem Schallpegel über 50 dB im WHF aufgezeichnet (s. Diagramm 17).

Diagramm 17: Vergleich der Höreindrücke der Phonak-HG bei monauraler Versorgung mit und ohne Richtmikrofon bei 1000 Hz



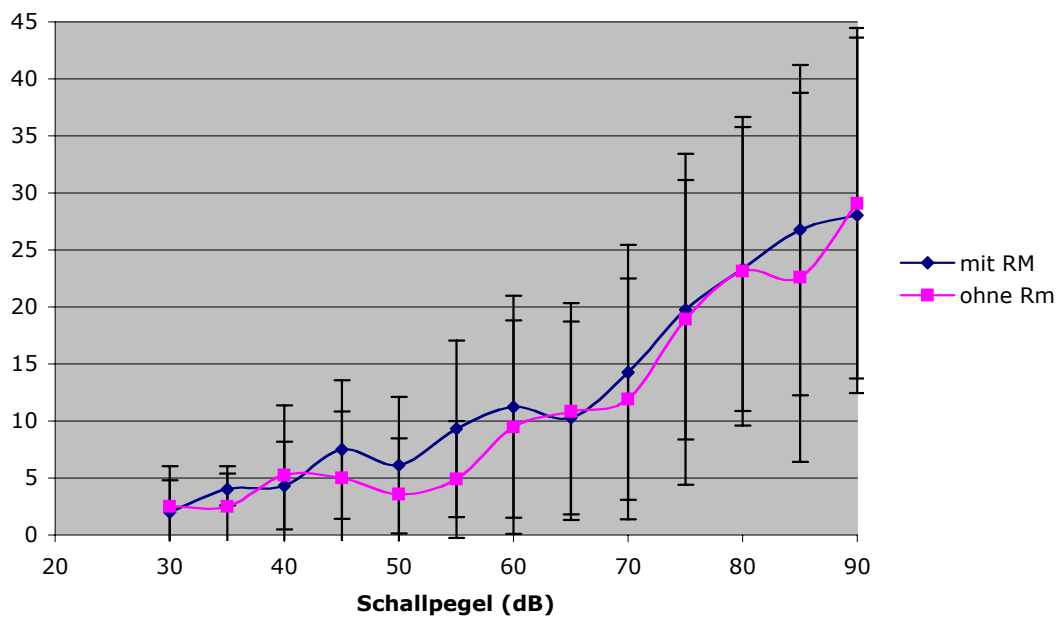
2000 Hz: Bei Aktivierung des Richtmikrophons sieht man im Vergleich eine leichte Abnahme der Verstärkung um 5 Skt bei 60 dB und um 4 Skt ab 80 dB; dagegen ist ein minimaler Lautheitsgewinn um 3,5 Skt bei 65 bis 70 dB zu beobachten (s. Diagramm 18).

Diagramm 18: Vergleich der Höreindrücke der Phonak-HG bei monauraler Versorgung mit und ohne Richtmikrofon bei 2000 Hz



4000 Hz: Nach Zuschaltung des AudioZooms reduziert sich die Lautheitswahrnehmung zwischen 45 und 60 dB um 4,5 Skt und isoliert bei 80 dB um 4,5 Skt (s. Diagramm 19).

Diagramm 19: Vergleich der Höreindrücke der Phonak-HG bei monauraler Versorgung mit und ohne Richtmikrofon bei 4000 Hz



5.4.3 Zusammenfassung der Auswertung der Wirkung der Richtmikrophontechnik auf die Lautheitswahrnehmung

Aus der Gesamtschau der Graphen wird ersichtlich, dass der Einsatz von Richtmikrophonen sowohl bei monauraler als auch bei binauraler Versorgung keine Verbesserung der Lautheitsempfindung bei den Probanden bewirkt. Im Gegenteil wurde von den Probanden nach Aktivierung des AudioZooms eine verminderte Lautheitswahrnehmung angegeben. Für diese Aussage besteht aber keine Signifikanz; sie ist lediglich in der Beobachtung der Kurvenverläufe der Probandenurteile in einzelnen Frequenzen begründet.

5.5 Schlussfolgerung aus den Auswertungen

1. Beidohriges Hören ist ein Hauptkriterium für eine angemessene Lautheitswahrnehmung.
2. Das Phonak Hörgerät hat insgesamt keine höhere Verstärkungsleistung als die patienteneigenen Hörgeräte bei binauraler Versorgung.
3. Der Einsatz des Richtmikrophons bringt im Freifeld des WHF keine signifikante Verbesserung der Lautheitswahrnehmung.

6 Diskussion

Nachdem die neue Richtmikrophon-Technologie die in sie gesetzten Erwartungen in unseren Versuchreihen teilweise nicht erfüllte, gilt es nun mögliche Ursachen sowie ggf. Fehlerquellen zu erörtern bzw. auszuschließen. Dazu werden der Versuchsaufbau und das Patientenkollektiv einer Bewertung unterzogen. Die Diskussion der Ergebnisse der monauralen bzw. binauralen Untersuchung und die Erörterung der Unterschiede durch den Einsatz des AudioZooms folgen im Anschluss.

6.1 Versuchsaufbau und Durchführung des WHF

Der Versuchsaufbau im Freifeld per WHF ist ein standardisiertes und in der Praxis bewährtes Verfahren. Die Methode des Würzburger Hörfeldes ist ein genaues und sicheres Verfahren, wie in zahlreichen Untersuchungen bewiesen wurde. So ist die Messgenauigkeit mit einer Streuung von 3 dB genauer als bei Messungen in der

herkömmlichen klinischen Audiometrie (Moser 1987). Die Versuchsdurchführung im Freifeld soll das Hören als Ganzes testen. Man kann das WHF auch als einen Globaltest für angemessenes Hören betrachten, der durch seine praktische Durchführbarkeit insbesondere bei älteren Personen auswertbare Messergebnisse ihrer Lautheitswahrnehmung gewinnen lässt.

Auch speziell bei der Quantifizierung binauraler Lautheitsdefekte sieht Hellbrück einen klaren Vorteil des WHF gegenüber anderen Verfahren (Hellbrück 1992), was bei dieser Studie bezüglich der Beurteilung von Unterschieden zwischen monauraler und binauraler Versorgung für die Wahl des Verfahrens spricht. Zusammenfassend sprechen die aufgeführten Punkte gegen eine methodisch bedingte Einflussnahme auf den Ausgang der Versuchsergebnisse.

6.2 *Patientenkollektiv*

Wie die starke Streuung der Mittelwerte der Urteile bei den einzelnen Frequenzen zeigen, ist eine heterogene Patientengruppe die Grundlage der ermittelten Messwerte. Die Hörverluste sind teilweise sehr ausgeprägt und grenzen in Einzelfällen fast an Taubheit v.a. in hohen Frequenzen. Auch hinsichtlich der Art des Hörschadens ist das Kollektiv der Probanden uneinheitlich. Das Alter der Patienten scheint als Einflussfaktor keine entscheidende Rolle zu spielen, weil dem Versuchsleiter eine Unsicherheit in der Durchführung des Versuches aufgefallen wäre. Die Messpunkte in der individuellen Graphik jedes Patienten ergeben eine logische Kurve mit ansteigenden Bewertungen bei Erhöhung des Schallpegels. Dies spricht für eine genaue Erfassung der Urteile, da die einzelnen Schallpegel ja in zufälliger Reihenfolge angeboten wurden und der Proband jedes Signal für sich ohne Vergleichsmöglichkeit beurteilen musste. Ermüdungserscheinungen und damit ungenauere Werte im Verlauf der drei Versuche konnten weder beobachtet werden, noch wurde dies auf Rückfrage von den Teilnehmern geäußert.

6.3 Diskussion der Lautheitsverstärkung monauraler und binauraler Hörgeräteversorgung

6.3.1 Diskussion der Vergleiche binaurale Versorgung versus monaurale Versorgung mit eigenem Hörgerät

Bei 2000 Hz und 4000 Hz bringt die binaurale Versorgung gegenüber monauraler Versorgung mit dem eigenen Hörgerät eine sichtbare Verstärkung, d.h. eine stärkere Lautheitswahrnehmung für den Patienten. Dagegen ist bei 500 Hz und 1000 Hz eine geringe Verschlechterung der Lautheitsurteile auffällig. Die Bewertung über alle Frequenzen gemittelt und miteinander verglichen, weisen den Vorteil der Versorgung mit zwei Hörgeräten mit einer Signifikanz von $p=0,05$ nach.

6.3.2 Diskussion der Vergleiche binaurale versus monaurale Versorgung Phonak Hörgerät ohne RM

Bei binauraler Hörgeräteversorgung ist der Vorteil für den Patienten bei den getesteten Digitalgeräten ohne Richtmikrophoneinsatz besonders groß. Das Signifikanzniveau von 1% wurde über alle Frequenzen gemittelt erreicht. Betrachtet man die Ergebnisse bei 2000 Hz, kann sogar eine Signifikanz von 0,2% errechnet werden. Es sind bei 1000 Hz und 2000 Hz die besten Ergebnisse erzielt worden. Es zeigt sich insgesamt, dass sich die binaurale Versorgung ohne RM im Vergleich zur monauralen Versorgung von den anderen Messreihen der Studie deutlich abhebt.

6.3.3 Diskussion der Vergleiche binaurale versus monaurale Versorgung Phonak Hörgerät mit RM

Vergleicht man die monaurale und binaurale Versorgung mit dem Phonak Hörgerät mit zugeschaltetem Richtmikrophon, zeigt sich über alle Frequenzen gemittelt ein signifikanter Unterschied. Der Patient hört bei binauraler Versorgung mit der Richtmikrophontechnik deutlich lauter als bei monauraler Versorgung. Betrachtet man die einzelnen Frequenzen, ist ein statistisch messbarer Unterschied in der Frequenz 2000 Hz am deutlichsten und erreicht ein sehr hohes Signifikanzniveau von 0,2%, bei 1000 Hz von 1%. Dagegen wird die Signifikanz in den beiden anderen Frequenzen des Hörfeldes verfehlt. Bei 4000 Hz ist zwar in der graphischen Auswertung (Diagramm 10) ein Unterschied ab 70 dB sichtbar, diese Differenz verschwindet jedoch bei der

Betrachtung des gesamten Schallpegelspektrums von 20-90 dB. Gerade diese Frequenz spielt aber bei dem Verstehen von Konsonanten die entscheidende Rolle. Für die Patienten ist in diesem Vergleich ein deutlicher Vorteil der binauraler Versorgung mit Phonak Hörgeräten mit RM erkennbar.

6.3.4 Diskussion der Vergleiche monaurales Phonak Hörgerät ohne RM versus eigenes Hörgerät

Bei monauraler Versorgung über alle Frequenzen gemittelt, ist beim Einsatz des Phonakgerätes ohne Richtmikrophontechnik eine geringfügig schlechtere Lautheitsverstärkung gegenüber dem eigenen Hörgerät im Urteil angegeben worden. Ein signifikanter Unterschied konnte jedoch nicht gemessen werden.

6.3.5 Diskussion der Vergleiche binaurales Phonak Hörgerät ohne RM versus eigenes Hörgerät

Das Phonak Hörgerät zeigt in einzelnen Frequenzen Lautheitssteigerungen gegenüber den eigenen Hörgeräten, was auf den ersten Blick einen Vorteil für die Patienten vermuten lässt. Betrachtet man aber alle Bewertungen über alle Frequenzen gemittelt, ist kein Unterschied festzustellen. Somit ist in den Gesamturteilen auch keine Überlegenheit der Phonakgeräte gegenüber den eigenen Hörgeräten bei binauraler Versorgung erkennbar. Die Ursache liegt in den Kurvenverläufen innerhalb der einzelnen Frequenzen, die teilweise nicht kontinuierlich mit dem Schallpegel anstiegen, sondern starken Schwankungen ausgesetzt waren. Ein Grund hierfür liegt in den ausgeprägten Hörverlusten, die besonders in den hohen Frequenzen zum Tragen kamen.

6.3.6 Gesamtvergleich monaurale und binaurale Hörgeräteversorgung

Nimmt man alle Bewertungen über alle vier Frequenzen und vergleicht die einohrige mit der beidohrigen Versorgung, kann mit einem Signifikanzniveau von 0,1% ein deutlicher Vorteil der binauralen Versorgung nachgewiesen werden. Dabei war weniger die Hörgeräteart entscheidend, als vielmehr die Anzahl der Hörgeräte am Kopf.

Eine bessere Hörwahrnehmung bei binauralem Hören wurde im Rahmen von Studien in mehreren unterschwellig und überschwelligen Hörtests bewiesen. So konnte auch mit dem Verfahren des WHF bei Normalhörenden unter binauraler Hörsituation gegenüber monauraler Hörsituation eine Zunahme des Höreindrucks (4.5 dB) dargestellt werden

(Stempfhuber 1998). Bei Schwerhörigen konnten unter Störgeräusche-Bedingungen Unterschiede von 2-3 dB bei binauraler gegenüber monauraler Versorgung belegt werden (Feuerstein 1992). Dieses Phänomen des Hörens wird als binaurale Summation bezeichnet. Die Gründe hierfür sind komplex und im kleineren Maße auf peripherer (cochleäre), aber größtenteils auf zentrale Prozesse zurückzuführen (Algom und Marks 1984). Dieser Effekt konnte auch mit dem Verfahren des WHF in der vorliegenden Untersuchung nachgewiesen werden.

Weiterhin stellt sich die Frage, warum das Hörgerät mit modernster digitaler Technik im Vergleich zu analogen Geräten keinen Vorteil zeigt. Ein Grund ist vielleicht darin zu suchen, dass die eigenen Hörgeräte genauer an die Hörgewohnheiten des Patienten angepasst waren. Dagegen fand an den Phonak Hörgeräten lediglich eine annähernde Anpassung der Hörgeräteeinstellung an den individuellen Hörschaden statt. Jede Hörgeräteeinstellung geschieht immer über einen längeren Zeitraum hinweg, und es wird nie die initial gefundene Einstellung beibehalten. Der für diese Studie gewählte Weg der einmaligen Anpassung und sofortigen Durchführung der Versuche war für die Beurteilbarkeit der Ergebnisse möglicherweise von Nachteil. Das Ohr verhält sich weitaus komplexer bei der Anpassung der Hörgeräte als beispielsweise das Auge als rein optischer Apparat bei der Anpassung einer Sehhilfe.

Darüber hinaus muss auch die Hörgeräteleistung der analogen Geräte in den vorliegenden Versuchen betrachtet werden. Die Geräte waren in der Lage, den zum Teil extrem hohen Hörverlust der Patienten soweit zu kompensieren, dass die Patienten einen gleichwertigen Höreindruck wie mit den digitalen Geräten erfahren hatten. Dies spricht dafür, dass für das Ohr letztendlich nicht entscheidend ist, welches Hörgerät am Ohr ist, sondern was das Hörgerät für einen Höreindruck hinterlässt. Somit beweist das Verfahren des Würzburger Hörfeldes, dass es als objektive Entscheidungshilfe nicht nur bei der Anpassung, sondern auch bei der Auswahl von Hörhilfen eingesetzt werden kann.

6.4 Diskussion der Lautheitsverstärkung mit und ohne Richtmikrophontechnik

6.4.1 Diskussion der Lautheitsverstärkung bei binauraler Versorgung mit einem Phonakgerät mit RM versus ohne RM

Die binaurale Versorgung mit Phonak Hörgeräten mit Richtmikrophon zeigt lediglich bei 4000 Hz geringfügig lautere Bewertungen, ansonsten wurde eine deutlich geringere Lautstärkenwahrnehmung bei 500 Hz, 1000 Hz, und 2000 Hz von den Patienten angegeben. Insgesamt kann man von einer geringeren Verstärkung durch den Einsatz des AudioZooms sprechen. Werden die Urteile über alle Frequenzen gemittelt und die Unterschiede verglichen, ergibt sich eine Verringerung um 1,5 Skt bei Einsatz des Richtmikrophons. Dies stellt aber keinen signifikanten Unterschied dar.

6.4.2 Diskussion der Lautheitsverstärkung bei monauraler Versorgung mit einem Phonakgerät mit RM versus ohne RM

Der Einsatz der Richtmikrophontechnik bei monauraler Versorgung zeigt in allen Frequenzen eine nicht signifikante Lautheitsminderung in den Bewertungen. Im Vergleich zur binauralen Versorgung mit dem Phonakgerät profitieren die Patienten noch weniger vom Einsatz des Richtmikrophons. Werden die Urteile über alle Frequenzen gemittelt und die Unterschiede verglichen, spricht eine Differenz von 0,7 Skt für eine annähernd gleiche Verstärkung der Hörgeräte.

6.4.3 Gesamtbewertung des Einsatzes der Richtmikrophontechnik

Die Frage nach einem besseren Höreindruck durch den Einsatz der Multi-Mikrophon-Technik (MMT) mit zuschaltbarem AudioZoom konnte in der Studie klar beantwortet werden. Ein Unterschied zwischen den Hörgeräten mit und ohne Richtmikrophon ist nicht erkennbar. Dies steht im Widerspruch zu anderen Untersuchungen mit moderner Richtmikrophontechnik, wo die Vorteile bei der Spracherkennung mit 20 bis 30% angegeben werden (Hawkins 1984). Andere Studien zeigen ebenfalls, dass durch den Einsatz der MMT ein deutlicher Vorteil für den Patienten zu erwarten ist, wobei diese Untersuchungen ausschließlich in geräuschvoller Umgebung durchgeführt wurden (Mims Voll 2000). Diesem Aspekt ist in den vorliegenden Versuchen keine Beachtung geschenkt worden, worin der große Unterschied zu anderen Untersuchungen liegt

(s. auch Kapitel 3.4.2). Das zugeschaltete Richtmikrofon hat die Aufgabe, das Signal von seitlich bzw. hinten mit dem Signal von vorne abzugleichen, um das „beste“ Signal als identifiziertes Nutzsignal an das Ohr weiterzugeben. Es wäre denkbar, dass diese Art von Signalabgleich oder Filterung zu einer verminderten Lautheitsverstärkung geführt hat. Der Vorteil des Richtmikrophons ist möglicherweise aufgrund des Versuchsaufbaues ohne Störlärm nicht zur Geltung gekommen. Unabhängig davon waren die Bewertungen der Patienten eindeutig; dies beweist, dass mit dem Würzburger Hörfeld eine genaue Beurteilung des Hörvermögens möglich ist.

In einer Untersuchung von Schwab wurden Messungen an einem normalhörenden Probandenkollektiv mit dualen Richtmikrophonen durchgeführt. Diese Arbeit untersuchte mit einem digitalem Hörgerät (ReSound® BZ 5000 HdO) mit Multi-Mikrofon-Technologie das Sprachverständnis bei gleichzeitiger Applikation von Störgeräuschen mit dem HSM-Test¹¹, eine Weiterentwicklung auf der Basis des Marburger Satztestes. Es konnte in der Untersuchung an Normalhörenden kein signifikanter Unterschied bei Verwendung des Richtmikrophons nachgewiesen werden (Schwab 2002). Auch die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit lassen für Patienten mit erheblichen Hörschäden keinen Vorteil durch den Einsatz des AudioZooms erkennen.

¹¹ Hochmair-Schulz-Moser Satztest zur Ermittlung des Diskriminationsverluste

7 Zusammenfassung

Die vorliegende Studie wurde mit Hilfe des Würzburger Hörfeldes, eines Kategorienunterteilungsverfahrens, durchgeführt. Anhand der Lautheitsbeurteilung von 32 Höreräteträgern mit teilweise hochgradigen Hörschäden wurden folgende Fragen untersucht:

1. Wie ist die Wirkung der Phonak Hörgeräte mit Multi-Mikrophon-Technologie, gemessen mit dem WHF?
2. Welche Unterschiede sind bei binauraler bzw. monauraler Hörgeräteversorgung in der Lautheitsempfindung feststellbar?

Dazu wurden den Probanden in drei Versuchen Terzband-Signale mit Rauschen vorgespielt. In den Frequenzen 500 Hz, 1000 Hz, 2000 Hz und 4000 Hz wurden das patienteneigene Hörgerät und das Phonak Hörgerät mit und ohne Richtmikrophon auf Veränderungen in der Lautheitsbeurteilung untersucht und miteinander verglichen.

Das Ergebnis war eindeutig, aber gleichzeitig auch überraschend. So konnte unter Einsatz des AudioZooms keine Verbesserung (bzw. tendenziell eine Verschlechterung) im Vergleich zum Hörgeräteinsatz ohne Richtmikrophon festgestellt werden. Dieses Resultat widerspricht der Mehrzahl der bisher veröffentlichten Studien; eine Erklärung für die Tatsache, dass die getesteten Höreräteträger keinen Nutzen vom Einsatz moderner Richtmikrophone hatten, kann im hohen Grad der Schwerhörigkeit des Patientenkollektives gesehen werden.

Der Vergleich der Patienten, die monaural versorgt waren, mit den Patienten mit zwei Hörhilfen zeigt mit hoher Signifikanz einen Vorteil der binauralen Versorgung. Dieses Phänomen, das als binaurale Lautheitssummation bezeichnet wird, ist schon vielfach untersucht worden und konnte auch hier mit dem Verfahren des Würzburger Hörfeldes nachgewiesen werden. Der Vorteile binauraler Versorgung zeigten sich bei allen verglichenen Hörgeräten in allen drei Versuchsreihen. Bei den Phonakgeräten ohne Richtmikrophon war dieser Effekt am deutlichsten und erreichte in einzelnen Frequenzen ein maximales Signifikanzniveau von $p=0,002$. Insgesamt betrachtet, war bei binauraler Versorgung in der Frequenz von 2000 Hz, gefolgt von 1000 Hz, die Lautheitsverstärkung am deutlichsten. Dies mag damit zusammenhängen, dass der

Hörverlust bei 4000 Hz im Mittel bei 72 dB lag. Betrachtet man die Gruppe der Patienten mit eigenen Hörgeräten mit denen, die mit digitalen Geräten versorgt waren, war kein statistischer Lautheitsgewinn nachweisbar.

Als zentrale Aussage der Studie bleibt festzuhalten, dass die Probanden trotz teilweise sehr hoher Hörverluste von einer binauralen Versorgung den deutlichsten Hörgewinn hatten. Dabei standen die analogen Hörgeräte in dieser Probandengruppe den digitalen Hörhilfen in nichts nach. Abschließend ist zu fordern, dass gerade hochgradig schwerhörige Patienten binaural versorgt werden sollten.

8 Anhang:

Datenblatt 1

SonoForte™ 2 P3 AZ

PHONAK

Digital programmierbares Miniatur-HdO der höheren Leistungsklasse mit einzigartiger AudioZoom-Mehrfach-Mikrofon-Technologie, exklusiver Phonak Multi Dynamic Compression Control (MDCC) und drei Hörprogrammen über das Digital Handy Control abrufbar – mit Codierung.

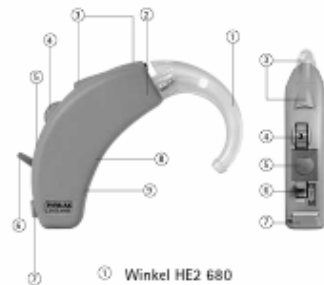
Kenndaten	Ohr-Simulator
Max. akustische Verstärkung	77 dB
Max. Ausgangsschalldruck	137 dB SPL
Frequenzbereich	440–6700 Hz

- Besondere Merkmale**
- AudioZoom mittels DHC oder M-T-O-Schalter zu- und abschaltbar
 - Phonak exklusives Micro-Chip-Set
 - Multi Dynamic Compression Control (MDCC) mit WDRC (AGCo+AGCi), der dynamischen Kompression von Phonak, und den Begrenzungssystemen SC+a.R.T. (AGCo mit adaptiver Ausschwingzeit+AVC), SC (AGCo), PC und sPC (PC+AVC)
 - Ausgelegt für Verwendung mit der Fernsteuerung DHC-4 SlimLine oder DHC-2
 - Ein audiologisches Basis- und zwei Komfortprogramme im Hörgerät gespeichert
 - 3-Weg-Audio-Filter
 - Ausgangsverstärker Klasse D
 - Audio-Eingang mit MicroLink kompatibel

- Zubehör**
- Fernsteuerung Digital Handy Control (mit Codierung): DHC-4 SlimLine oder DHC-2 zur Bedienung aller Hörerätefunktionen
 - MicroLink ML-6
 - Kindersicherung KS 5-3
 - Audioschuh AS-6

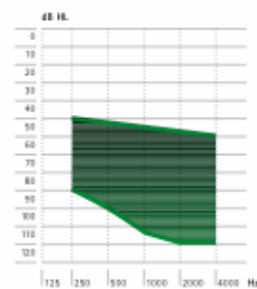
- Optionen**
- Winkel: HE2; PD2 1000
 - Mini-Winkel: HE2; HE2 680; PD2 1000 (Die Winkel und Mini-Winkel HE u. PD können auch verwendet werden.)

- Programmierung**
- Programmierbar über PC (IBM-kompatibel) und HIPRO-Programmierschnittstelle
 - Software: PFG Version 6.1 oder höher



- 1 Winkel HE2 680
- 2 Breitband-Hörer
- 3 Miniatur-Elektret-Dual-Mikrofon (geschützte Eingänge)
- 4 Lautstärkeregler mit Einstellkennzahlen
- 5 Programmierbuchse
- 6 Programmierbarer M-T-O-Schalter
- 7 Batteriefach (Typ 13)
- 8 Seriennummer
- 9 Audio-Eingang

Anpassbereich



Mittlerer bis hochgradiger Hörverlust unterschiedlicher Konfiguration.

CE
0301



Produkt-Information SonoForte™ 2 P3 AZ

WARNUNG AN DIE HÖRERÄTEKUSTIKER:
Dieses Hörgerät hat einen Ausgangsschalldruck, der 132 dB SPL übersteigen kann. Lassen Sie beim Anpassen dieses Geräts besondere Vorsicht walten, da das Risiko der Verletzung der Resthörigkeit des Benutzers bestehen kann.

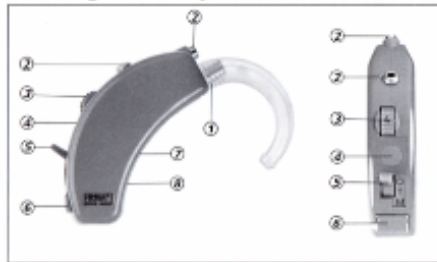
Programmierbar
PICS Mark 2

Datenblatt 2



Sono-Forte 332X AZ Technische Daten

Audio-Zoom, die einzigartige Mehrfach-Mikrofon-Technologie im Hochverstärkungsbereich. Phonak Multi-Mode-Limiting, 3 Hörprogramme, über Digital Handy Control abrufbar.



- ① Spezial-Breitband-Hörer
- ② Mehrfachmikrofon
- ③ Lautstärksteller
- ④ Öffnung für Programmierverbindung
- ⑤ O-T-M Schalter
- ⑥ Batterieschublade
- ⑦ Serie-Nummer
- ⑧ Audio-Eingang



Technische Daten

- Maximaler Ausgangsschalldruck: **133 dB SPL**
- Mittelwert des Ausgangsschalldruckes (0,5/1/2 kHz): **127 dB SPL**
- Maximale Verstärkung: **70 dB**
- Maximale Verstärkung (bei 1600 Hz): **64 dB**
- Bezugsprüfverstärkung: **52 dB**
- Mittelwert der Verstärkung (0,5/1/2 kHz): **62 dB**
- Telefonspulen-Empfindlichkeit (bei 1600 Hz, 1 mA/m, in Tragposition): **96 dB SPL**
- Äquivalenter Eingangsschalldruckpegel des Eigenrauschens: **23 dB SPL**
- Totale harmonische Verzerrungen (bei 1600 Hz): **1.5%**
- Frequenzbereich (DIN): **330–6000 Hz**
- Batterie Typ: **13**
- Ruhestrom: **1.25 mA**
- Betriebsstrom: **1.35 mA**
- Gehäuse: **ABS Cycolac**
- Gewicht (ohne Batterie): **5.0 g**

Besondere Merkmale

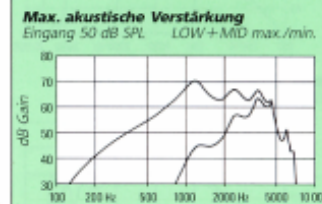
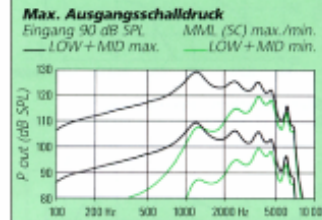
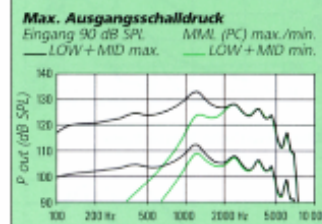
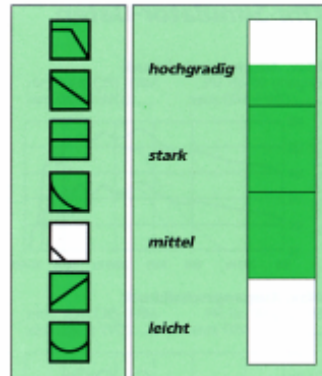
- Ausgelegt für Verwendung mit Digital Handy Control (DHC-1)
- Audio-Zoom mittels Digital Handy Control zu- und abschaltbar
- Ein audiologisches Basis- und zwei Komfortprogramme im Hörgerät gespeichert
- Multi-Mode-Limiting
- 3-Weg-Audio-Filter
- Phonak-exklusives Micro-Chip-Set
- Softwaregestützte Anpassunterstützung mit Phonak Fitting Guideline
- Programmierbar über Universalprogrammierer PMC oder PC (IBM-kompatibel)
- Audio-Eingang

Benutzerfunktionen

- Fernbedienbar mittels Digital Handy Control (DHC-1)
- M-T-O Schalter (Phonak-patentiert) für manuelle Bedienung
- Lautstärksteller mit Einstellkennzahlen

Wenn nicht anders erwähnt, wurden alle Messungen mit dem Winkelstück HE 680, im PC-Limiting-Mode mit einer Programmierung für maximalen Frequenzbereich durchgeführt.

Technische Daten nach DIN 45605
Messbedingungen: IEC 118-7 und IEC 126 (2 cm Kuppler),
Batteriespannung 1,3 V



Sono-Forte 332X AZ

Datenblatt 3



Piconet 232X AZ

Technische Daten

Digital programmierbares HdO mit exklusiver Mehrfach-Mikrofon-Technologie Audio-Zoom. Steuerbar über das Digital Handy Control, 3 Hörprogramme, Multi Mode Limiting.



- ① Spezial-Breitband-Hörer
- ② Mehrfachmikrofon
- ③ Lautstärksteller
- ④ Öffnung für Programmier-Verbindung
- ⑤ O-T-M Schalter
- ⑥ Batterieschublade
- ⑦ Serie-Nummer
- ⑧ Audio-Eingang



Technische Daten

- Maximaler Ausgangsschalldruck: **118 dB SPL**
- Mittelwert des Ausgangsschalldruckes (0,5/1/2 kHz): **110 dB SPL**
- Maximale Verstärkung: **53 dB**
- Maximale Verstärkung (bei 1600 Hz): **48 dB**
- Bezugsprüfverstärkung: **37 dB**
- Mittelwert der Verstärkung (0,5/1/2 kHz): **46 dB**
- Telefonspulen-Empfindlichkeit (bei 1600 Hz, 1 mA/m, in Tragposition): **78 dB SPL**
- Äquivalenter Eingangsschalldruckpegel des Eigenrauschens: **25 dB SPL**
- Totale harmonische Verzerrungen (bei 1600 Hz/DIN): **1,5%**
- Frequenzbereich (DIN): **310–6300 Hz**
- Batterie Typ: **13**
- Ruhestrom: **1,6 mA**
- Betriebsstrom: **1,6 mA**
- Gehäuse: **ABS Cyclic**
- Gewicht (ohne Batterie): **3,8 g**

Besondere Merkmale

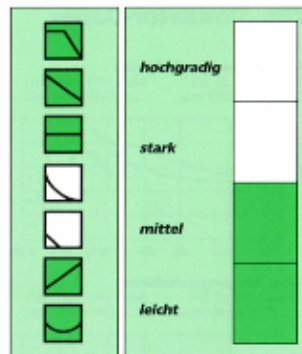
- Ausgelegt für Verwendung mit Digital Handy Control (DHC-1)
- Ein audiologisches Basis- und zwei Komfortprogramme mit Audio-Zoom im Hörgerät gespeichert
- Multi-Mode-Limiting
- 3-Weg-Audio-Filter
- Automatisches digitales Arbeitsstrom-Management
- Phonak-exklusives Micro-Chip-Set
- Audio-Zoom mittels Digital-Handy Control zu- und abschaltbar
- Software-gestützte Anpassunterstützung mit Phonak Fitting Guideline
- Programmierbar über Universal-programmierer PMC oder PC (IBM kompatibel)
- Audio-Eingang

Benutzerfunktionen

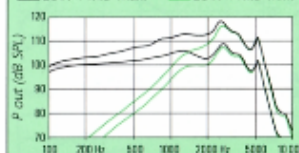
- Fernbedienbar mittels Digital Handy Control (DHC-1)
- M-T-O Schalter (Phonak patentiert) für manuelle Bedienung
- Lautstärksteller mit Einstellkennzahlen

Wenn nicht anders erwähnt, wurden alle Messungen omnidirektional im PC-Limiting-Mode mit einer Programmierung für maximalen Frequenzbereich durchgeführt.

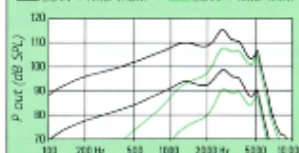
Technische Daten nach DIN 45605
Messbedingungen: IEC 118-7/IEC 126 (2-ccm-Kuppler),
Batteriespannung 1,3 V.



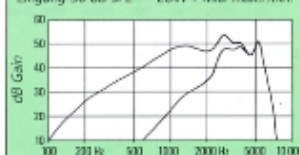
Max. Ausgangsschalldruck
Eingang 90 dB SPL MML (PC) max./min.
— LOW+MID max. — LOW+MID min.



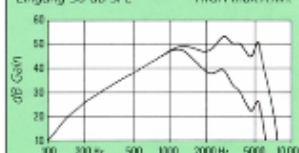
Max. Ausgangsschalldruck
Eingang 90 dB SPL MML (PC) max./min.
— LOW+MID max. — LOW+MID min.



Max. akustische Verstärkung
Eingang 50 dB SPL LOW+MID max./min.



Max. akustische Verstärkung
Eingang 50 dB SPL MHL max./min.



Piconet 232X AZ

Rohdaten-WHF 1: Eigenes Hörgerät monaural

Frequenz	Pegel (dB)	Urteil N	min	max	Mittelwert	Standardabweichung
500	20	4	0	1	0,5	0,58
500	30	4	0	1	0,5	0,58
500	35	4	0	5	1,5	2,38
500	45	9	0	25	8,6	7,99
500	50	17	0	25	9,5	7,40
500	55	10	0	24	8,6	8,29
500	60	10	0	23	10,8	9,07
500	65	10	4	32	18,0	8,67
500	70	21	5	31	16,6	7,49
500	75	9	19	36	26,7	6,08
500	80	8	21	45	33,0	7,98
500	85	16	25	44	33,3	5,88
500	90	9	26	48	38,1	7,61
1000	20	4	0	1	0,3	0,50
1000	30	4	0	5	1,3	2,50
1000	40	10	0	18	5,8	5,57
1000	45	8	0	20	8,1	7,51
1000	50	8	0	21	11,3	6,76
1000	55	10	3	35	18,1	9,50
1000	60	10	5	27	16,7	7,38
1000	65	19	4	36	20,3	8,55
1000	70	11	0	44	27,4	13,30
1000	75	11	18	49	34,5	11,02
1000	80	8	25	50	33,1	9,23
1000	85	7	25	44	32,6	7,09
1000	90	8	25	46	37,0	8,18
2000	25	4	0	4	1,3	1,89
2000	30	4	0	5	1,5	2,38
2000	35	7	0	15	4,4	5,86
2000	40	10	0	15	4,1	4,46
2000	45	8	0	15	6,9	6,64
2000	50	9	0	21	9,4	8,03
2000	55	9	0	26	14,6	8,28
2000	60	10	0	34	15,1	11,41
2000	65	12	3	46	21,2	13,16
2000	70	11	0	49	26,1	15,67
2000	75	17	4	35	23,5	9,06
2000	80	8	13	49	32,3	10,36
2000	85	15	24	45	34,5	6,76
2000	90	8	25	46	36,5	7,84
4000	30	3	0	1	0,3	0,58
4000	35	4	0	2	0,5	1,00
4000	40	17	0	13	3,5	4,43
4000	45	8	0	16	5,0	6,65
4000	50	11	0	16	5,4	5,70
4000	55	10	0	20	7,2	6,91
4000	60	12	0	24	9,8	10,01
4000	65	10	0	31	12,2	12,82
4000	70	10	0	40	15,5	15,20
4000	75	13	0	44	17,5	14,20
4000	80	17	0	45	19,8	16,70
4000	85	9	11	48	26,0	14,52
4000	90	17	9	49	32,8	13,70

Rohdaten-WHF 2: Eigenes Hörgerät binaural

Frequenz	Pegel (dB)	Urteil N	min	max	Mittelwert	Standardabweichung
500	35	3	0	19	9,7	9,50
500	45	8	0	23	7,3	7,32
500	50	24	0	25	8,0	7,67
500	55	15	0	26	12,4	8,75
500	60	17	0	29	14,6	8,35
500	65	17	11	40	21,3	7,79
500	70	31	4	36	17,8	7,32
500	75	16	7	46	24,7	9,74
500	80	14	22	50	29,6	7,57
500	85	29	0	50	30,6	11,69
500	90	12	30	45	36,5	3,58
1000	40	8	1	9	3,8	9,04
1000	45	12	0	23	8,3	2,66
1000	50	12	0	16	9,4	8,28
1000	55	14	0	31	15,5	6,16
1000	60	14	5	37	18,6	10,50
1000	65	27	5	38	19,3	8,92
1000	70	14	0	44	23,2	8,45
1000	75	15	11	49	31,3	12,06
1000	80	14	21	50	34,9	10,92
1000	85	16	25	48	33,8	10,26
1000	90	14	25	49	36,7	8,27
2000	35	3	0	5	3,0	2,65
2000	40	10	1	13	4,7	3,62
2000	45	12	0	20	7,9	6,76
2000	50	15	0	33	11,7	9,56
2000	55	17	0	50	14,0	12,48
2000	60	17	0	43	19,1	13,23
2000	65	14	0	41	23,0	10,89
2000	70	15	0	43	27,8	11,40
2000	75	25	0	49	29,3	14,25
2000	80	16	0	50	33,3	16,06
2000	85	20	5	49	34,1	12,37
2000	90	10	0	46	33,5	15,15
4000	35	4	0	4	1,5	1,91
4000	40	18	0	13	2,8	3,52
4000	45	9	0	18	5,0	5,85
4000	50	13	0	29	7,5	8,69
4000	55	16	0	28	7,9	9,77
4000	60	20	0	26	7,6	9,65
4000	65	18	0	32	12,0	10,39
4000	70	17	0	49	20,8	14,33
4000	75	19	0	50	26,9	16,19
4000	80	24	0	50	25,9	14,73
4000	85	14	0	49	27,0	11,33
4000	90	20	0	50	31,4	13,52

Rohdaten-WHF 3: Phonak ohne Richtmikrophon monaural

Frequenz	Pegel (dB)	Urteil N	min	max	Mittelwert	Standardabweichung
500	20	2	0	1	0,5	0,71
500	30	4	0	1	0,5	0,58
500	35	4	0	4	1,8	1,71
500	45	9	0	22	8,0	7,58
500	50	17	0	14	6,1	4,51
500	55	13	0	15	7,1	5,69
500	60	11	0	22	11,4	7,32
500	65	10	11	26	20,9	5,17
500	70	21	8	30	18,4	6,27
500	75	12	0	37	25,3	10,65
500	80	12	0	39	27,7	10,42
500	85	24	19	45	34,6	7,86
500	90	14	25	50	39,9	7,16
1000	20	1	1	1	1,0	.
1000	25	2	0	1	0,5	0,71
1000	30	4	0	8	2,8	3,77
1000	40	6	1	8	4,5	2,35
1000	45	6	4	15	7,3	4,32
1000	50	9	4	15	8,7	4,15
1000	55	12	0	37	18,8	9,66
1000	60	11	7	35	17,6	8,49
1000	65	20	9	35	20,7	7,41
1000	70	12	19	44	30,7	8,84
1000	75	11	0	43	28,1	12,03
1000	80	12	19	49	38,3	9,62
1000	85	11	22	49	35,0	8,85
1000	90	10	10	50	38,8	12,03
2000	25	2	1	3	2,0	1,41
2000	30	4	0	3	1,3	1,50
2000	35	5	0	15	6,0	6,16
2000	40	8	0	15	4,8	5,12
2000	45	8	0	15	6,8	5,75
2000	50	11	0	15	6,3	4,73
2000	55	8	2	21	10,6	6,72
2000	60	11	5	35	19,7	9,77
2000	65	10	0	25	15,0	8,34
2000	70	10	0	35	20,0	10,36
2000	75	23	6	45	25,1	11,69
2000	80	11	13	46	32,3	10,51
2000	85	23	21	49	36,0	9,36
2000	90	9	32	50	40,4	7,42
4000	30	2	0	5	2,5	3,54
4000	35	2	0	5	2,5	3,54
4000	40	13	0	18	5,2	6,13
4000	45	7	0	15	5,0	5,83
4000	50	9	0	15	3,6	4,90
4000	55	9	0	15	4,9	5,11
4000	60	11	0	25	9,5	9,37
4000	65	12	0	28	10,8	9,50
4000	70	13	0	31	11,9	10,57
4000	75	12	0	44	18,9	14,52
4000	80	22	0	43	23,1	13,55
4000	85	12	0	46	22,6	16,18
4000	90	22	0	50	29,1	15,36

Rohdaten-WHF 4: Phonak ohne Richtmikrophon binaural

Frequenz	Pegel (dB)	Urteil N	min	max	Mittelwert	Standardabweichung
500	20	3	0	1	0,3	0,58
500	30	6	0	16	5,8	5,34
500	35	8	0	16	6,8	5,87
500	45	22	0	25	9,4	7,36
500	50	48	0	36	12,3	9,08
500	55	27	0	26	11,0	8,87
500	60	30	0	35	17,5	7,98
500	65	26	12	35	25,9	6,61
500	70	55	3	45	23,0	8,79
500	75	26	11	45	30,7	8,22
500	80	28	0	48	32,4	10,22
500	85	53	15	49	33,5	8,34
500	90	26	24	49	37,6	8,05
1000	25	4	0	25	9,8	12,12
1000	30	6	0	14	4,2	5,60
1000	40	21	0	16	6,3	5,48
1000	45	19	3	25	11,4	6,48
1000	50	24	3	37	12,4	8,27
1000	55	22	9	35	21,9	7,95
1000	60	32	0	38	21,1	10,37
1000	65	62	0	44	23,3	8,96
1000	70	24	18	44	30,8	6,73
1000	75	27	17	41	32,1	6,36
1000	80	30	23	48	38,5	6,89
1000	85	26	14	48	35,8	9,01
1000	90	28	14	50	39,9	10,13
2000	25	3	0	3	1,3	1,53
2000	30	6	0	5	1,3	1,97
2000	35	7	0	10	5,3	2,93
2000	40	20	0	27	8,3	8,03
2000	45	19	1	36	11,7	10,26
2000	50	26	0	33	12,0	8,56
2000	55	25	3	39	18,2	9,57
2000	60	32	0	39	20,0	11,25
2000	65	29	1	39	24,0	9,43
2000	70	30	11	45	32,1	8,26
2000	75	47	16	50	33,7	8,68
2000	80	28	25	50	38,7	6,38
2000	85	42	12	50	38,8	7,97
2000	90	18	28	49	41,1	5,74
4000	30	5	0	1	0,4	0,55
4000	35	6	0	2	0,5	0,84
4000	40	33	0	17	4,5	6,15
4000	45	22	0	25	6,5	8,44
4000	50	23	0	31	7,0	8,94
4000	55	24	0	36	10,4	9,60
4000	60	34	0	49	11,6	13,00
4000	65	37	0	43	13,4	11,32
4000	70	29	0	49	20,5	12,67
4000	75	28	0	49	24,4	13,22
4000	80	49	0	48	30,6	11,87
4000	85	26	4	50	32,6	11,69
4000	90	48	19	50	36,4	9,11

Rohdaten-WHF 5: Phonak mit Richtmikrophon monaural

Frequenz	Pegel (dB)	UrteilN	min	max	Mittelwert	Standardabweichung
500	20	2	0	1	0,5	0,71
500	35	3	0	3	1,3	1,53
500	45	5	0	18	5,6	7,23
500	50	16	0	20	6,3	6,42
500	55	9	0	21	5,9	7,08
500	60	9	2	25	11,9	8,72
500	65	11	0	31	14,7	9,87
500	70	22	3	31	16,8	8,03
500	75	10	0	39	21,3	10,54
500	80	9	22	44	28,4	7,83
500	85	21	18	46	31,2	7,22
500	90	14	0	49	31,3	11,37
1000	20	1	1	1	1,0	.
1000	25	2	0	1	0,5	0,71
1000	30	3	0	4	1,7	2,08
1000	40	5	0	7	3,2	2,5 9
1000	45	5	4	18	7,0	6,16
1000	50	9	3	21	7,7	5,81
1000	55	10	7	27	15,0	6,41
1000	60	13	0	32	16,9	8,72
1000	65	23	0	34	17,6	8,93
1000	70	12	12	39	24,3	7,57
1000	75	12	15	41	26,6	7,40
1000	80	13	22	47	35,6	8,68
1000	85	12	14	45	30,7	10,08
1000	90	10	26	50	39,4	7,59
2000	25	2	0	1	0,5	0,71
2000	30	3	0	2	1,0	1,00
2000	35	3	2	8	5,0	3,00
2000	40	6	0	15	4,7	5,50
2000	45	6	0	15	5,8	5,04
2000	50	10	0	15	6,5	4,79
2000	55	9	5	22	13,3	5,34
2000	60	12	4	29	14,7	8,81
2000	65	10	1	31	18,5	8,73
2000	70	9	4	33	22,8	9,63
2000	75	20	5	43	24,7	10,14
2000	80	12	17	45	31,8	9,36
2000	85	21	0	46	32,7	11,35
2000	90	11	25	47	36,3	8,45
4000	25	1	0	0	0,0	.
4000	30	2	0	4	2,0	2,83
4000	35	2	3	5	4,0	1,41
4000	40	6	0	9	4,3	3,83
4000	45	6	0	14	7,5	6,09
4000	50	7	0	15	6,1	5,98
4000	55	9	0	19	9,3	7,75
4000	60	8	0	25	11,3	9,71
4000	65	11	0	28	10,3	8,46
4000	70	12	0	32	14,3	11,17
4000	75	13	0	36	19,8	11,37
4000	80	18	0	45	23,3	12,44
4000	85	12	0	48	26,8	14,49
4000	90	23	2	50	28,0	15,59

Rohdaten-WHF 6: Phonak mit Richtmikrophon binaural

Frequenz	Pegel (dB)	Urteil N	min	max	Mittelwert	Standardabweichung
500	20	3	0	1	0,7	0,58
500	30	5	0	9	4,4	3,51
500	35	9	1	19	9,1	6,47
500	45	20	0	30	9,3	7,67
500	50	44	0	26	8,8	8,10
500	55	33	0	38	11,4	10,48
500	60	32	0	26	12,2	7,22
500	65	35	0	44	20,3	12,46
500	70	54	3	44	20,6	8,27
500	75	26	10	45	25,7	7,91
500	80	27	16	44	30,2	7,48
500	85	52	14	50	32,4	8,25
500	90	27	23	46	33,0	8,94
1000	20	3	0	2	0,7	1,15
1000	25	3	0	3	1,0	1,73
1000	30	5	0	5	1,8	2,17
1000	40	21	0	25	7,5	7,24
1000	45	19	0	22	9,1	6,07
1000	50	23	1	24	11,6	6,18
1000	55	23	7	35	22,2	7,10
1000	60	27	0	37	21,5	9,62
1000	65	57	0	38	21,4	8,60
1000	70	24	17	39	28,8	7,13
1000	75	25	17	44	32,1	6,70
1000	80	25	27	49	39,0	6,35
1000	85	31	16	46	34,5	8,27
1000	90	20	31	50	42,7	5,13
2000	25	3	0	2	0,7	1,15
2000	30	4	0	7	2,8	3,40
2000	35	6	0	16	7,3	6,28
2000	40	15	0	26	8,8	8,06
2000	45	19	0	26	8,9	7,54
2000	50	23	0	29	13,2	9,52
2000	55	27	0	33	14,5	8,87
2000	60	30	0	42	23,0	9,60
2000	65	34	4	40	21,9	9,13
2000	70	29	5	44	27,3	10,13
2000	75	53	13	49	31,6	8,61
2000	80	24	32	49	40,8	6,01
2000	85	40	0	50	37,8	9,54
2000	90	20	29	50	40,3	5,74
4000	25	3	0	0	0,0	0,00
4000	30	4	0	0	0,0	0,00
4000	35	6	0	3	0,8	1,33
4000	40	27	0	19	3,2	5,43
4000	45	13	0	18	4,0	5,70
4000	50	21	0	27	6,9	7,81
4000	55	24	0	36	11,9	10,17
4000	60	26	0	28	11,5	9,37
4000	65	34	0	29	11,7	10,57
4000	70	25	5	36	20,0	9,60
4000	75	28	0	48	28,6	11,23
4000	80	49	0	44	30,6	10,01
4000	85	29	15	46	33,4	9,86
4000	90	44	25	50	39,7	8,07

Auswertungsdaten 1

Mittelwerte nach Hörgeräten und Frequenzen getrennt

Hörgerät	Frequenz	Mittelwert	Standardabweichung	N (Urteile)
PmRM mon	500	14,6	7,21	134
PmRM mon	1000	16,2259874	6,364088963	130
PmRM mon	2000	15,5893218	6,560905253	134
PmRM mon	4000	11,927021	8,547765464	130
PmRM mon	Mittelwert	14,6	7,17	
PmRM mon			Summe N	528
Hörgerät	Frequenz	Mittelwert	Standardabweichung	N (Urteile)
PmRM bin	500	16,77067	7,48794	367
PmRM bin	1000	19,5631237	5,960244783	306
PmRM bin	2000	19,9068488	7,399648336	327
PmRM bin	4000	14,4526286	7,083117302	333
PmRM bin	Mittelwert	17,67	6,98	
PmRM bin			Summe N	1333
Hörgerät	Frequenz	Mittelwert	Standardabweichung	N (Urteile)
PoRMmon	500	15,5	5,82	153
PoRMmon	1000	18,0483766	7,094292454	127
PoRMmon	2000	16,1587576	7,06056696	143
PoRMmon	4000	11,5087263	9,084507899	147
PoRMmon	Mittelwert	15,31	7,26	
PoRMmon			Summe N	570
Hörgerät	Frequenz	Mittelwert	Standardabweichung	N (Urteile)
PoRMbin	500	18,918653	7,331808	358
PoRMbin	1000	22,1101666	8,027776385	328
PoRMbin	2000	20,459758	7,181681324	332
PoRMbin	4000	15,2980191	9,029717864	367
PoRMbin	Mittelwert	19,20	7,89	
PoRMbin			Summe N	1385
Hörgerät	Frequenz	Mittelwert	Standardabweichung	N (Urteile)
EHGmon	500	15,818113	6,152720	131
EHGmon	1000	18,9425206	7,468856947	123
EHGmon	2000	16,5231352	7,984682742	142
EHGmon	4000	11,9681855	9,417529135	144
EHGmon	Mittelwert	14,588443	7,755947	
EHGmon			Summe N	540
Hörgerät	Frequenz	Mittelwert	Standardabweichung	N (Urteile)
EHGbin	500	19,3012389	8,1170894	134
EHGbin	1000	21,3348785	8,545136695	160
EHGbin	2000	20,1115686	10,70211318	174
EHGbin	4000	14,699056	9,990674142	192
EHGbin	Mittelwert	18,8616855	9,3387533	
EHGbin			Summe N	660

Auswertungsdaten 2*Mittelwerte über alle Frequenzen*

Hörgerät	Mittelwert	Standardabweichung	Probandenzahl	N (Urteile)
PmRM mon	14,5884434	7,17126582	11	528
PmRM bin	17,6733183	6,9827366	21	1333
PoRMmon	15,3149517	7,26456232	11	570
PoRMbin	19,1966491	7,89274578	21	1385
EHGbin	18,8616855	9,33875335	11	660
EHGmon	14,5884434	7,17126582	9	540
			Summe N	5016
Hörgerät	Mittelwert	Standardabweichung	Probandenzahl	N (Urteile)
PmRM mon	14,5884434	7,17126582	11	528
PoRMmon	15,3149517	7,26456232	11	570
Phonak mon	14,9516975	7,21791407	22	1098
Hörgerät	Mittelwert	Standardabweichung	Probandenzahl	N (Urteile)
PmRM bin	17,6733183	6,9827366	21	1333
PoRMbin	19,1966491	7,89274578	21	1385
Phonak bin	18,4349837	7,43774119	42	2718

Auswertungsdaten 3*Mittelwerte binaural-monaural aller Frequenzen*

Hörgerät	Mittelwert	Standardabweichung	Probandenzahl	N (Urteile)
Phonak mon	14,95	7,22	22	1098
EHGmon	14,59	7,76	9	540
Alle mon	14,77	7,49	31	1638
Hörgerät	Mittelwert	Standardabweichung		N (Urteile)
Phonak bin	18,43	7,44	42	2718
EHGbin	18,86	9,34	11	660
Alle bin	18,65	8,39	53	3378

Auswertungsdaten 4

Gruppenvergleich binaural-monaural

Hörgerät	Mittelwert	Standardabweichung	Probandenzahl	N (Urteile)	t-Test	t0 (p=0,05)
EHGbin	18,86	9,34	11	660		
EHGmon	14,59	7,17	9	540		
Differenz	4,27	8,26	20	1200	2,32	2,09
Hörgerät	Mittelwert	Standardabweichung	Probandenzahl	N (Urteile)	t-Test	t0(p=0,001)
Phonak bin	18,43	7,44	42	2718		
Phonak mon	14,95	7,22	22	1098		
Differenz	3,48	7,33	64	3816	3,80	3,46
<i>Vergleich alle binaural-monaural</i>						
Hörgerät	Mittelwert	Standardabweichung	Probandenzahl	N (Urteile)	t-Test	t0 (p=0,05)
Alle bin	18,65	8,39	53	3378		
Alle mon	14,77	7,19	31	1638		
Differenz	3,88	7,79	84	5016	4,56	3,46

Auswertungsdaten 5: Gruppenvergleich Richtmikrophon

Vergleich oRM mRM

Hörgerät	Mittelwert	Standardabweichung	Probandenzahl	N (Urteile)		
PmRM mon	14,59	7,17		528		
PmRM bin	17,67	6,98		1333		
Phonak mRM	16,13	7,08		1861		
Hörgerät	Mittelwert	Standardabweichung	Probandenzahl	N (Urteile)		
PoRMmon	15,31	7,26	11	570		
PoRMbin	19,20	7,89	21	1385		
Phonak oRM	17,26	7,58	32	1955		
Hörgerät	Mittelwert	Standardabweichung	Probandenzahl	N (Urteile)	t-Test	t0 (p=0,05)
Phonak mRM	16,13	7,08	32	1861		
Phonak oRM	17,26	7,58	32	1955		
Differenz	1,12	7,33	32	3816	0,87	2,04

Auswertungsdaten 6: Gruppenvergleich binaural-monaural nach Frequenz

Vergleich PmRM bin-mon 500 Hz							
Hörgerät	Frequenz	Mittelwert	Standardabweichung	Probandenzahl	N(Urteile)	t-Test	t0(p=0,05)
PmRM bin	500	16,77067	7,48794	21	367		
PmRM mon	500	14,611443	7,212304	11	134		
Differenz	500	2,16	7,35012	32		1,66	2,04
Vergleich PmRM bin-mon 1000 Hz							
Hörgerät	Frequenz	Mittelwert	Standardabweichung	Probandenzahl	N(Urteile)	t-Test	t0(p=0,05)
PmRM bin	1000	19,5631237	5,96024478	21	306		
PmRM mon	1000	16,2259874	6,36408896	11	130		
Differenz	1000	3,34	6,16217	32		3,06	2,75
Vergleich PmRM bin-mon 2000 Hz							
Hörgerät	Frequenz	Mittelwert	Standardabweichung	Probandenzahl	N(Urteile)	t-Test	t0(p=0,002)
PmRM bin	2000	19,91	7,40	21	327		
PmRM mon	2000	15,59	6,56	11	134		
Differenz	2000	4,32	6,98	32	461	3,50	3,39
Vergleich PmRM bin-mon 4000 Hz							
Hörgerät	Frequenz	Mittelwert	Standardabweichung	Probandenzahl	N(Urteile)	t-Test	t0(p=0,05)
PmRM bin	4000	14,45	7,08	21	333		
PmRM mon	4000	11,93	8,55	11	130		
Differenz	4000	2,53	7,82	32	463	1,83	2,04
Vergleich PoRM bin-mon 500 Hz							
Hörgerät	Frequenz	Mittelwert	Standardabweichung	Probandenzahl	N(Urteile)	t-Test	t0(p=0,01)
PoRMbin	500	18,918653	7,331808	21	358		
PoRMmon	500	15,5	5,82	11	153		
Differenz	500	3,37	6,58	32		2,90	2,75
Vergleich PoRM bin-mon 1000 Hz							
Hörgerät	Frequenz	Mittelwert	Standardabweichung	Probandenzahl	N(Urteile)	t-Test	t0(p=0,01)
PoRMbin	1000	22,1101666	8,02777639	21	328		
PoRMmon	1000	18,0483766	7,09429245	11	127		
Differenz	1000	4,06	7,56	32	455	3,04	2,75
Vergleich PoRM bin-mon 2000 Hz							
Hörgerät	Frequenz	Mittelwert	Standardabweichung	Probandenzahl	N(Urteile)	t-Test	t0(p=0,05)
PoRMbin	2000	20,46	7,18	21	332		
PoRMmon	2000	16,16	7,06	11	143		
Differenz	2000	4,30	7,12	32	475	3,42	2,04
Vergleich PoRM bin-mon 4000 Hz							
Hörgerät	Frequenz	Mittelwert	Standardabweichung	Probandenzahl	N(Urteile)	t-Test	t0(p=0,05)
PoRMbin	4000	15,30	9,03	21	367		
PoRMmon	4000	11,51	9,08	11	147		
Differenz	4000	3,79	9,06	32	514	2,37	2,04

Auswertungsdaten 7: Gruppenvergleich Richtmikrophon nach Frequenzen

<i>VergleichbinPoRM -PmRM 500 Hz</i>							
Hörgerät	Frequenz	Mittelwert	Standardabweichung	Probandenzahl	N(Urteile)	t-Test	t0(p=0,05)
PoRMbin	500	18,92	7,33	21	358		
PmRM bin	500	16,77	7,49	21	367		
Differenz	500	2,15	7,41	21	725	1,33	2,04
<i>VergleichbinPoRM -PmRM 1000 Hz</i>							
Hörgerät	Frequenz	Mittelwert	Standardabweichung	Probandenzahl	N(Urteile)	t-Test	t0(p=0,05)
PoRMbin	1000	22,11	8,03	21	328		
PmRM bin	1000	19,56	5,96	21	306		
Differenz	1000	2,55	6,99	21	634	1,67	2,04
<i>VergleichbinPoRM -PmRM 2000 Hz</i>							
Hörgerät	Frequenz	Mittelwert	Standardabweichung	Probandenzahl	N(Urteile)	t-Test	t0(p=0,05)
PoRMbin	2000	20,46	7,18	21	332		
PmRM bin	2000	19,91	7,40	21	327		
Differenz	2000	0,55	7,29	21	659	0,35	2,04
<i>VergleichbinPoRM -PmRM 4000 Hz</i>							
Hörgerät	Frequenz	Mittelwert	Standardabweichung	Probandenzahl	N(Urteile)	t-Test	t0(p=0,05)
PoRMbin	4000	15,30	9,03	21	367		
PmRM bin	4000	14,45	7,08	21	333		
Differenz	4000	0,85	8,06	21	700	0,48	2,04
<i>VergleichmonPoRM -PmRM 500 Hz</i>							
Hörgerät	Frequenz	Mittelwert	Standardabweichung	Probandenzahl	N(Urteile)	t-Test	t0(p=0,05)
PoRMmon	500	15,54	5,82	11	153		
PmRM mon	500	14,61	7,21	11	134		
Differenz	500	0,93	6,52	11	287	0,47	2,04
<i>VergleichmonPoRM -PmRM 1000 Hz</i>							
Hörgerät	Frequenz	Mittelwert	Standardabweichung	Probandenzahl	N(Urteile)	t-Test	t0(p=0,05)
PoRMmon	1000	18,05	7,09	11	127		
PmRM mon	1000	16,23	6,36	11	130		
Differenz	1000	1,82	6,73	11	257	0,90	2,04
<i>VergleichmonPoRM -PmRM 2000 Hz</i>							
Hörgerät	Frequenz	Mittelwert	Standardabweichung	Probandenzahl	N(Urteile)	t-Test	t0(p=0,05)
PoRMmon	2000	16,16	7,06	11	143		
PmRM mon	2000	15,59	6,56	11	134		
Differenz	2000	0,57	6,81	11	277	0,28	2,04
<i>VergleichmonPoRM -PmRM 4000 Hz</i>							
Hörgerät	Frequenz	Mittelwert	Standardabweichung	Probandenzahl	N(Urteile)	t-Test	t0(p=0,05)
PoRMmon	4000	11,51	9,08	11	147		
PmRM mon	4000	11,93	8,55	11	130		
Differenz	4000	-0,42	8,82	11	277	-0,16	2,04

Auswertungsdaten 8: Gruppenvergleich

<i>Vergleich Gruppen bin EHG-PoRM</i>						
Hörgerät	Mittelwert	Standardabweichung	Probandenzahl	N(Urteile)	t-Test	t0(p=0,05)
EHGbin	18,86	9,34	11	660		
PoRMbin	19,20	7,89	21	1385		
Differenz	-0,33	8,62	32		-0,22	2,09
<i>Vergleich Gruppen mon EHG-PoRM</i>						
Hörgerät	Mittelwert	Standardabweichung	Probandenzahl	N(Urteile)	t-Test	t0(p=0,05)
EHGmon	14,59	7,76	9	540		
PoRMmon	15,31	7,26	11	570		
Differenz	-0,73	7,51	20		-0,43	2,09
<i>Vergleich PmRM mon -bin</i>						
Hörgerät	Mittelwert	Standardabweichung	Probandenzahl	N(Urteile)	t-Test	t0(p=0,02)
PmRM bin	17,67	6,98	21	1333		
PmRM mon	14,59	7,17	11	528		
Differenz	3,08	7,08	32		2,47	2,46
<i>Vergleich PoRM mon -bin</i>						
Hörgerät	Mittelwert	Standardabweichung	Probandenzahl	N(Urteile)	t-Test	t0(p=0,01)
PoRMbin	19,20	7,89	21	1385		
PoRMmon	15,31	7,26	11	570		
Differenz	3,88	7,58	32		2,90	2,75
<i>Vergleich bin PmRM-PoRM</i>						
Hörgerät	Mittelwert	Standardabweichung	Probandenzahl	N(Urteile)	t-Test	t0(p=0,05)
PoRMbin	19,20	7,89	21	1385		
PmRM bin	17,67	6,98	21	1333		
Differenz	1,52	7,44	21		0,94	2,09
<i>Vergleich mon PmRM-PoRM</i>						
Hörgerät	Mittelwert	Standardabweichung	Probandenzahl	N(Urteile)	t-Test	t0(p=0,05)
PoRMmon	15,3149517	7,26456232	11	528		
PmRM mon	14,5884434	7,17126582	11	570		
Differenz	0,73	7,22	11		0,33	2,09

9 Literaturliste:

Algom D, Marks LE: Individual differences in loudness processing and loudness scales. Journal of Experimental Psychology 1984; 113: p30-35.

Bächler H, Vonlanthen A: Audio-Zoom. Signalverarbeitung zur besseren Kommunikation im Störschall. Phonak Focus 18; Zürich 1995:

Berger KW: A hearing aid fitting method. Audiol. Prax. 1988; V/I: 1-3.

Böhme G: Audiometrie: Hörprüfungen im Erwachsenen- und Kindesalter; ein Lehrbuch. 4. überarb. und erg. Aufl. Bern: Huber-Verlag 1998.

Boymans M, Dreschler WA: Field trials using a digital hearing aid with active noise reduction and dual-microphone directionality. Audiology 2000 Sep-Oct.; VOL: 39 (5): p. 260-8.

Byrne D, Dillion H: The national acoustic laboratories (NAL) new procedure for selecting the gain and frequency response for a hearing aid. In: Ear and hearing 1986 H. 7: S. 257 ff.

Byrne D et al.: "An international comparison of long-term average speech spectra". Journal Acoustical Society America 96 (4), 1994.

v. Békésy G: Experiments in Hearing. McGraw Hill-Book Co., New York 1960. (enthält alle früheren Arbeiten des Autors)

Chalupper J: Perzeptive Folgen von Innenohrschwerhörigkeit: Modellierung, Simulation und Rehabilitation. Diss. TU München 2002.

Chung K: Challenges and recent developments in hearing aids. Part I. Speech understanding in noise, microphone technologies and noise reduction algorithms. Trends in amplification; 2004;VOL: 8 (3): p. 83-124.

Dallos P: The active cochlea. J. Neurosc. 1992; 12: 4575-4585.

Dillon H, Macrae J: Derivation of design specifications for Hearing aids. N.A.L. report No. 102, Australian Government Publishing Service, October 1984.

Dillon H: Single-microphone noise reduction system for hearing aids: a review and an evaluation, in *Acoustical Factors Affecting Hearing Aid Performance*, eds. Studebaker & Hochberg. Allyn and Bacon, 1993.

Dörbecker M: Mehrkanalige Signalverarbeitung zur Verbesserung akustisch gestörter Sprachsignale am Beispiel elektronischer Hörhilfen. *Aachener Beiträge zu digitalen Nachrichtensystemen*, Bd. 10; Mainz: Verlag der Augustinus Buchhandlung im Besitz des Verlages Mainz 1998.

Feldmann H: Audiometrie bei Erwachsenen. In: *Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde. Ein kurzgefaßtes Handbuch in drei Bänden*. Hrsg. von J. Behrendes, R. Linck, F. Zöllner. 2. Aufl. Stuttgart: Thieme 1979.

Feuerstein J: Monaural versus binaural hearing: Ease of listening, word recognition, and attentional effort. *Ear Hear* 1992; 13(2): 80-86.

Fletcher H, Munson WA: Loudness, its definition, measurement and calculation. *J. Am Acoust Soc* 1933; 5: 82-108:

Hawkins D, Yacullo W: Signal to noise ratio advantage of binaural hearing aids and directional microphones under different level of reverberation. *Journal of Speech and Hearing Disorder* August 1984; Volume 49:278-286.

Hawkins D: Comparison of speech recognition in noise by mildly to moderately hearing impaired children using hearing aids and FM systems. *Journal of Speech and Hearing Disorders* November 1984; Volume 49.

Hellbrück J, Gunckel R: Ist die Frequenzgruppenskala hinsichtlich der Tonhöhenempfindung eine gleichabständige Skala? *Würzburger Psychologisches Institut III. Forschungsbericht* 1979: 6-18 (1980).

Hellbrück J, Heller O, Nowak T: Wie genau kann die Lautheitsempfindung bestimmt werden? In: Heller, O. (Hrsg.). *Würzburg Psychologische Institut III. Forschungsbericht* 1980: 141-149 (1981).

Hellbrück J, Moser LM: Hörgeräte-Audiometrie: Ein computerunterstütztes psychologisches Verfahren zur Hörgeräteanpassung. *Psychologische Beiträge* 1985; Vol. 27: 494-508.

- Hellbrück J: Psychoakustische Meßverfahren und Psychometrie. Hörakustik, Teil I.08/92:5-14,II,09/92: 20-22 (1992)
- Hellbrück J: Hören; Physiologie und Pathologie, Göttingen: Dr. C. H. Hogrefe Verlag 1993.
- Heller O (Hrsg.): Theorie und Praxis des Verfahrens der Kategorienunterteilung (KU). In: Forschungsbericht 1981, Würzburger Psychologisches Institut III, 1982: 1-15.
- Heller O: Hörfeldaudiometrie mit dem Verfahren der Kategorienunterteilung (KU). In: Psychologische Beiträge 1985; 27:478-493.
- Heller O et al.: Entwicklung eines Hörbildverfahrens zur praxisgerechten Überprüfung und Optimierung von Hörgeräten mit alltagsnahen Hörsituationen. BMBF-Bericht 1996.
- Hojan E, Wojtczak M, Fastl H: Sprachverständlichkeit bei Hörgeräten mit verschiedenen Regel-Zeiten. In: Portele T, Hess W (Hrsg.): Fortschritt der Akustik DAGA '96, Oldenburg: DEGA e.v. 1996.
- Janssen T: Hat die Duplizitätstheorie der Haarzellen heute noch Gültigkeit? Laryngol.-Otol. 1991; 70: 613-615.
- Kates J: Hearing aid design criteria. In Matching technology to the needs of the hearing impaired. Ed. Jamieson D. Journal of the Canadian Association of Speech Language Pathologists and Audiologists Monograph suppl 1. January 1993.
- Kießling J: Was Hörgeräte heute leisten - Möglichkeiten und Grenzen. MMW Fortschritte der Medizin 1999/06/17; VOL: 141 (24); p. 32-4.
- König ER: Kurzer historischer Rückblick auf die Entwicklung der Hörhilfemittel. 6. Audio-Symposium.. Zürich: Bommer AG 1979; S.169-184.
- Kubitschek J: Höhere Lebensqualität für schwerhörige Menschen. Beilage in HNO. Springer Verlag September 1995; Band 43, Heft 9.
- Keller F: System Isophonendifferenzmaß - logisch auch in der Digitaltechnik. Hörakustik 1997; (1): 5-13.
- Keller F et al.: Technische Hilfe bei der Rehabilitation Hörgeschädigter. Berlin/Heidelberg: Springer 1980.

- Kinkel M, Moser LM: Untersuchung über den Zusammenhang zwischen der Reinton-Hörschwelle und der mit Hilfe der kategorialen Lautheitsskalierung ermittelten Hörschwelle. Zeitschrift für Audiologie 1998; 37(2): 56-64.
- Klinke R, Silbernagel S: Lehrbuch der Physiologie. Stuttgart, New York: Thieme 1994.
- Kießling J, Schubert M, Wagner I: Lautheitsskalierung - Ein Verfahren zum quantitativen Recruitmentnachweis. HNO 1994; 42: 350-357.
- Kießling J: Hörflächenskalierung und Hörgeräte. In: Kollmeier B. (Hrsg.): Hörflächenskalierung - Grundlagen und Anwendungen der kategorialen Lautheitsskalierung für Hördiagnostik und Hörgeräte-Versorgung. Oldenburg: Median-Verlag von Killisch-Horn GmbH 1997; S 199ff.
- Kollmeier B (Hrsg.): Hörflächenskalierung -Grundlagen und Anwendungen der kategorialen Lautheitsskalierung für Hördiagnostik und Hörgeräte-Versorgung. Oldenburg: Median-Verlag von Killisch-Horn GmbH 1997.
- Lehnhardt E, Laszig R(Hrsg.): Praxis der Audiometrie. 8. Auflage, Stuttgart/ New York: Thieme 2001.
- Levitt H: Future directions in hearing aid research. In: Matching technology to the needs of the hearing impaired. Ed. Jamieson D. Journal of the Canadian Association of Speech Language Pathologists and Audiologists monograph suppl 1. January 1993.
- Meister H, Lausberg I, von Wedel H et al.: Untersuchung von Faktoren bei der Erstversorgung mit Hörgeräten. Ergebnisse einer Pilotstudie. HNO2004/09; VOL: 52 (9):p. 790-797.
- Metzger W (Hrsg.): Handbuch der Psychologie, Bd. 1: Aufbau des Erkennens, 1. Wahrnehmung und Bewußtsein. Göttingen 1966.
- Mims Voll L: Der Einsatz von Technologien zur Verbesserung des Signal-Rausch-Abstandes. Seminars in Hearing 2000; Vol. 21, Nr. 2.
- Moser LM: Zur Konzeption eines rechnergesteuerten Audiometers. In: Heller O (Hrsg.): Forschungsbericht 1981, Würzburger Psychologisches Institut. Würzburg 1982: 69-75.
- Moser LM: Das Würzburger Hörfeld, ein Test für prothetische Audiometrie. HNO 1987; 35: 318-321.

- Moser L.M.: WHF Compact Disk Westra #7. 1987.
- Nowak T: Der Mensch als Schallmeßinstrument. In: Heller O (Hrsg.):
Forschungsbericht 1979. Würzburger Psychologisches Institut III: 96-113 (1980).
- Phonak AG Produktinformation: Datenblatt Claro 11. Firmenanschrift Zürich: Phonak AG 2000.
- Phonak AG Produktinformation: von Audio bis Zoom: Audiologische und technische Hintergründe zu einer einzigartigen Technologie. Firmenanschrift Zürich: Phonak AG 1996.
- Schmalfuß C: Anwendung psychoakustische Methoden und Modelle zur Feinanpassung von Hörgeräten mit natürlichen Schallen. Diss. TU München 2004.
- Schorn K: Hörgeräteüberprüfung in der Praxis. HNO 2004/10;
VOL: 52 (10): p. 875-885.
- Schramek R: Alt und schwerhörig? Oberhausen: Athena-Verlag 2002.
- Schwab Ch: Vergleich der Mikrofonrichtcharakteristik Kugel und Niere anhand moderner digitaler Hörgerätetechnik am ReSound® BZ 5000 HdO (Hinter-dem-Ohr), unter Mithilfe des Kunstkopfes von B&K; beurteilt von normalhörenden Versuchspersonen. Diss. Universitätsklinik Würzburg 2002.
- Skinner MW, Pascoe DP, Miller JD et al.: Measurements to determine the optimal placement of speech energy within the listener's auditory area. A basis for selecting amplification characteristics. The Vanderbilt Hearing Aid Report. Monographs in Contemporary Audiology. Studebaker GA, Bess FH. Upper Darby (1982): 161-169.
- Stempfhuber S: Das Kategorienunterteilungs-Verfahren "Würzburger Hörfeld" zur Bestimmung monauraler und binauraler sowie geschlechtsspezifischer Unterschiede in der Lautheitsempfindung. Diss. Universitätsklinik Würzburg 1998.
- Soede W: Improvement of speech intelligibility in noise Ph. d. dissertation, Delft University of Technology, The Netherlands 1990.
- Sohn W: Repräsentative Untersuchung über die Hörfähigkeit in der deutschen Bevölkerung ab 14 Jahre, durchgeführt im Mai 1999. Gemeinsame Pressekonferenz der Universität Witten/Herdecke und Siemens Audiologische Technik in Berlin, März 2000.

Tesch-Römer C.: Schwerhörigkeit im Alter. Belastung, Bewältigung, Rehabilitation. Band 3 der Buchreihe "Audiologische Akustik", Median-Verlag von Killisch-Horn GmbH 2001.

Valente M (Hrsg.): Strategies for selecting and verifying hearing aid fittings, 2nd ed. New York: Thieme 2002.

Vonlanthen A: Handbuch der Hörgerätetechnik. Zürich: Julius Verlag 1995.

Werner J: Medizinische Statistik; eine praktische Anleitung für Studierende, Doktoranden, Ärzte und Biologen. München: Urban & Schwarzenberg 1984.

Zenner HP: Hören. In: Schmidt RF (Hrsg.) Neuro- und Sinnesphysiologie (2. Auflage) Berlin: Springer 1995: 305-328.

Zwicker E, Feldtkeller R: Das Ohr als Nachrichtenempfänger. Stuttgart: Hirzel 1967.

Zwicker E.: Psychoakustik. Berlin, Heidelberg, New York: Springer 1982.

Danksagung:

Herrn Prof. Dr. J. Helms danke ich für die freundliche Übernahme des Referates.

Weiterhin möchte ich Herrn Prof. Dr. F. Schardt für die Übernahme des Korreferates danken.

Herrn Dipl. Ing. L. M. Moser meinen herzlichen Dank für die Überlassung des Themas und die fachlich wie menschlich geduldige Unterstützung.

Meinem Kollegen Ingo Schäfer herzlichen Dank für die Unterstützung bei der Vorbereitung der Versuche und der Patientenbetreuung.

Für die Hilfe bei der Korrektur möchte ich meiner Kollegin Christiane Siefker meinen herzlichen Dank aussprechen.

Für die Zuweisung von Patienten und Unterstützung bei der Hörgeräteeinstellung danke ich der Firma Huth und Dickert sowie der Firma Abele in Würzburg.

Den Patienten möchte ich für die Teilnahme an den Untersuchungen danken.

Lebenslauf

Personalien:

Name: Wolfgang Mederer
Geburtsort: Friedrichshafen
Geburtsdatum: 10.11.1968
Nationalität: deutsch
Mutter: Gisela Mederer, Friseurmeisterin
Heirat: Michaela Mederer, geb. Hiller
Kinder: Jonathan (16), Johannes (10) und Julia (8)

Bildungsgang:

1975-1985	Besuch der Volksschule in Lindau (B) Besuch der Realschule in Lindau (B)
1985-1986	<i>Freiwilliges Soziales Jahr</i> im Psychiatrischen Landeskrankenhaus Reichenau
1986-1988	Ausbildung an der Fachschule für Altenpflege in Lindau (B) mit Abschluß des Staatsexamens
1988-1989	Besuch der Fachoberschule Lindau (B)
1989-1990	Angestellt im KKH Karlstadt
1990-1991	Zivildienst im Rettungsdienst beim BRK im KV-Würzburg mit <i>Ausbildung zum Rettungssanitäter</i>
1991-1993	Besuch der Berufsoberschule in Würzburg mit Erlangung der allgemeinen Hochschulreife

Studium:

1993-2000	Student der Humanmedizin an der Universität Würzburg
06.09.1995	Ärztliche Vorprüfung
28.08.1997	Erster Abschnitt der Ärztlichen Prüfung
24.03.1999	Zweiter Abschnitt der Ärztlichen Prüfung
23.05.2000	Dritter Abschnitt der Ärztlichen Prüfung

Arzt im Praktikum:

06.2000-11.2001 *Anästhesiologische Abteilung* Missionsärztliche Klinik Würzburg
CA: Dr. G. Schäfer

Assistenzarzt:

01.2002-06.2002 *Anästhesiologische Abteilung* im Caritaskrankenhaus St. Josef in Regensburg CA: Priv. Doz. Dr. E. Schmitz
07.2002-04.2005 *Anästhesiologische Abteilung* Stiftung Juliusspital Würzburg
CA: Dr. R. Schäfer
seit 16.04.2005 *Anästhesiologische Abteilung* Universität Würzburg
CA: Professor Dr. N. Roewer

Wolfgang Mederer

Karlstadt den 10. Juli 2005