



Bildung und Kultur

**Sokrates**  
Comenius



## **COMENIUS 2.1 AKTION**

### **Qualifikation von pädagogischen Fachkräften in der Hörgeschädigtenförderung (QESWHIC)**

**Studienbrief 4**

**Martin Kinkel**

**Hörgeräte**

# Inhalt

---

<b>Einführung</b> .....	<b>3</b>
Ziel der Hörgeräte-Anpassung .....	3
<b>Hörgerätetechnologie</b> .....	<b>6</b>
Prinzipieller Aufbau von Hörgeräten .....	7
Signalverarbeitungsstrategien .....	7
Grundlegende Technologien .....	7
Kontrolle der Verstärkung und Dynamik.....	9
Kontrolle des Frequenzgangs.....	11
Strategien zur Verbesserung des Signal-Rausch-Abstands.....	11
Weitere Ansätze .....	13
<b>Hörgeräte Bauformen</b> .....	<b>15</b>
Grundlegende Bauformen .....	15
Sonderbauformen .....	17
Hörbrillen.....	17
<b>Schallzuführung und Otoplastik</b> .....	<b>20</b>
<b>Zubehör</b> .....	<b>22</b>
<b>Verfahren für die Hörgeräte Anpassung</b> .....	<b>23</b>
Grundlegendes Vorgehen.....	23
Definition der Zielvorgaben.....	23
Schwellenbasierte Verfahren .....	23
Überschwellige Verfahren .....	25
Feinanpassung.....	27
Quantifizierung des Anpasserfolgs .....	27
Sondenmikrofonmessung.....	28
Schwellenbestimmung und Lautheitsskalierung.....	29
Sprachaudiometrie zur Kontrolle der Hörgeräte .....	29
Subjektive Beurteilung.....	30
Praktisches Vorgehen bei der Hörgeräte-Anpassung .....	31
Hörgeräte-Anpassung bei Erwachsenen .....	31
Hörgeräteanpassung bei Kindern .....	32
Indikation and organisatorischer Ablauf.....	34
<b>Zusammenfassung</b> .....	<b>36</b>

## **Einführung**

---

Für die meisten Schwerhörigen sind Hörgeräte das geeignete Mittel, um den Hörverlust auszugleichen, denn nur ein geringer Anteil der Hörverluste, die die Kommunikationsfähigkeit einschränken, können durch Medikamente oder chirurgische Eingriffe genügend gemildert oder sogar ausgeglichen werden. Dennoch ist nur ein geringer Prozentsatz der Menschen, die von Hörgeräten profitieren würden, auch tatsächlich versorgt. Daher leiden viele Menschen unter Kommunikationsdefiziten, die durch eine geeignete Hörgeräte-Versorgung auszugleichen wären.

Dies gilt insbesondere für den Anteil beidseitiger Versorgungen. Bedenkt man die besondere Bedeutung des binauralen Hörens für das räumliche Hören und die Sprachverständlichkeit in störräuscherfüllten Situationen, erscheint es selbstverständlich, dass ein symmetrischer Hörverlust auch beidseitig mit Hörgeräten versorgt werden sollte. Denn obwohl die meisten Schwerhörigen einen weitgehend symmetrischen, beidohrigen Hörverlust haben und nur bei einer kleinen Minderheit Kontraindikationen gegen eine beidseitige Versorgung vorliegen, ist in den meisten Ländern nur eine Minderheit beidseitig versorgt. Das bedeutet, dass grundsätzlich ein signifikanter Anteil Schwerhöriger suboptimal versorgt ist.

## **Ziel der Hörgeräte-Anpassung**

Das Ziel einer Hörgeräte-Anpassung lässt sich nicht gut generell formulieren, da auf der einen Seite verschiedene Schwerhörigkeiten sehr unterschiedlich sein können und auf der anderen Seite die individuellen Bedürfnisse und Erwartungen bezüglich des Hörens sehr unterschiedlich sind. Davon abgesehen, kann die bestmögliche Wiederherstellung der Kommunikationsfähigkeiten des Schwerhörigen sicherlich als primäres Ziel angesehen werden. Um alle pathologischen Aspekte einer Schwerhörigkeit auszugleichen, müssten Hörgeräte die akustischen Signale dergestalt verarbeiten, dass die wiederhergestellte Wahrnehmung nach Durchlauf der Signale durch das pathologische Gehör wieder der Wahrnehmung von Normalhörenden entspricht. Der vollständige Ausgleich einer Schwerhörigkeit erscheint heute noch nicht realistisch, da z.B. noch nicht alle Aspekte der Schwerhörigkeiten verstanden sind und individuell gemessen und

quantifiziert werden können. Darüber hinaus stehen nicht für alle Ebenen der Verarbeitung entlang der Hörbahn entsprechende Signalverarbeitungsansätze zur Verfügung, die Störungen auf dieser Ebene ausgleichen könnten. Es bleibt also zu bedenken, dass trotz aller erstaunlichen Fortschritte bei der Hörgeräte-Technologie ein normales Gehör immer noch nicht vollständig wiederhergestellt werden kann.

Grundsätzlich kann man sich eine Schwerhörigkeit zusammengesetzt vorstellen aus einer Abschwächungskomponente, deren Ausgleich keine prinzipiellen Schwierigkeiten aufwirft, und einer Verzerrungskomponente, die besonders bei Schallempfindungsschwerhörigkeiten auftritt. Letztere kann zum Teil mit einem verringerten Frequenz- und Zeitauflösungsvermögen erklärt werden. Dieses einfache Modell kann erklären, dass die verringerte Sprachverständlichkeit von größerer Bedeutung ist als der geringere Wahrnehmungspegel der Schallsignale. Dies gilt vor allem in störgeräuschbehafteten Hörsituationen. Darüber hinaus sind heutige kommerziell verfügbare Hörgeräte nicht in der Lage, zentrale Komponenten einer Schwerhörigkeit vollständig auszugleichen. Mehr noch muss berücksichtigt werden, dass die generelle „Verarbeitungskapazität“ der Wahrnehmung mit dem Alter abnimmt, so dass eine vollständige Wiederherstellung aller Hörfähigkeiten generell unrealistisch erscheint.

Ein realistisches Ziel der Hörgeräte-Versorgung ist die Übertragung aller akustischen Eingangssignale in den Bereich zwischen individueller Hörschwelle und Unbehaglichkeitsschwelle. Wie aus Abb. 1 ersichtlich, sollte besonders das langzeit-gemittelte Spektrum der Sprache (LTASS, long term average speech spectrum) wieder hörbar gemacht werden und in den Bereich des angenehmen Hörens (MCR, most comfortable range) übertragen werden. Dafür wird in den meisten Fällen eine Verstärkung benötigt, die sowohl von der Frequenz als auch vom Eingangssignalpegel abhängt, um einerseits sicherzustellen, dass alle auftretenden Signale genügend verstärkt werden, um wieder hörbar zu sein, dass aber andererseits die Unbehaglichkeitsschwelle auch bei hohen Eingangspegeln nicht überschritten wird, um unbehagliche oder sogar schmerzhaft Wahrnehmungen zu vermeiden. Die Verstärkung eines Hörgerätes muss also abhängig sowohl vom Eingangspegel als auch von der Frequenz angepasst werden.

In diesem Zusammenhang erscheint fraglich, ob es vernünftig ist, wirklich alle Komponenten des Schallsignals wieder hörbar zu machen. Eine Reduktion des Informationsgehalts erscheint z.B. dann sinnvoll, wenn die zentrale Verarbeitung mit der vollständigen Information überfordert zu sein scheint, vor allem, da leise Hintergrundgeräusche typischerweise keine oder nur wenig Informationsinhalt haben oder sogar als störend empfunden werden, z.B. in einer „Cock-

tail-Party-Situation“. Diese Filterung erfolgt bei Normalhörenden durch komplexe (und noch nicht vollständig verstandene) Verarbeitungsstrategien auf zentraler Ebene. Bedenkt man die Tatsache, dass die meisten sozialen Hörsituationen in diesem Sinne störräuscherfüllt sind, stellt der Verlust dieser Fähigkeiten ein besonderes Problem dar. Derzeit sind noch keine effizienten „Informationsreduktions“-Strategien für Hörgeräte bekannt. Die Normalisierung der Lautheits-Wahrnehmung kann mit modernen Hörgeräten weitgehend erreicht werden. Für den Ausgleich anderer Defizite (z.B. ein verringertes Frequenz- oder Zeitaufklärungsvermögen) sind derzeit noch keine kommerziell verfügbaren Ansätze bekannt.

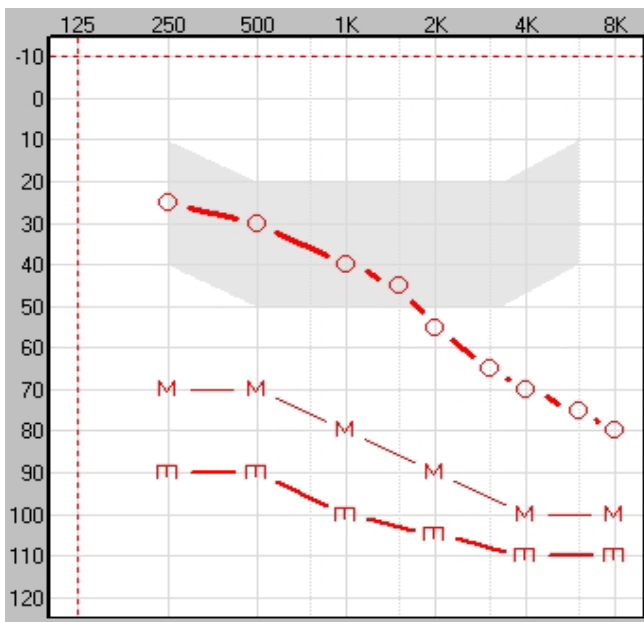


Abbildung 1: Typische sensorineurale Schwerhörigkeit, charakterisiert durch die Reinton-Hörschwelle (○), den Bereich des angenehmen Hörens (MCL, M) und die Unbehaglichkeitsschwelle (UCL, ∃). Der grau unterlegte Bereich stellt das mittlere Langzeit-Sprachspektrum (LTASS) dar, das in den durch Hörschwelle und UCL begrenzten Restdynamikbereich übertragen werden soll.

Die Kompensation der peripheren Hördefizite an den Ohren kann zwar diese Defizite ausgleichen und so die bestmöglichen Voraussetzungen für das binaurale Hören. Mehr zentral lokalisierte Schwerhörigkeiten können jedoch nicht behoben werden. In der Forschung werden Signalverarbeitungsansätze für „echt“ binaurale Hörgeräte untersucht und mittlerweile sind die ersten tragbaren binauralen Hörsysteme für Tests außerhalb des Labors verfügbar. Die audiologische Forschung und Modellbildung wird hier in Zukunft neue Ansätze aufzeigen, die sich in kommerziell erhältlichen Hörgeräten realisieren lassen. Dennoch sollten die kurzfristigen Erwartungen nicht zu hoch geschraubt werden.

## Hörgerätetechnologie

---

Während der letzten Jahre hat die Hörgerätetechnologie erstaunliche Fortschritte verzeichnet. Die Einführung digital programmierbarer Hörgeräte vor einigen Jahren führte zu einer steigenden Zahl einstellbarer Parameter und damit zu einer erhöhten Flexibilität der Hörgeräte. Durch Hörgeräte mit digitaler Signalverarbeitung wurden die Möglichkeiten noch einmal erheblich erweitert. Gleichzeitig bieten PC-gestützte Anpass-Strategien und eine bessere Einbindung der Messtechnik die Möglichkeit, erheblich komplexere Berechnungen in den Anpassprozess einfließen zu lassen.

Die Geschichte moderner Hörgeräte ist eng mit der Entwicklung der Elektrotechnik und Elektronik verknüpft. Die ersten elektrischen „Hörhilfen“ waren Tischgeräte, die wegen ihres hohen Stromverbrauchs nur stationär genutzt werden konnten. Immerhin boten sie gegenüber den Hörrohren den Vorteil höherer Verstärkung und wenigstens einer gewissen Einstellbarkeit. Mit der Entwicklung der ersten Miniatur-Vakuumpipeline in den 30er Jahren wurde es möglich, tragbare Hörgeräte (Taschengeräte) herzustellen, die genug Verstärkung boten, um auch hochgradige Schwerhörigkeiten zu versorgen. Für eine weitere Miniaturisierung sorgte der Transistor, der erstmals in den 50er Jahren in Hörgeräten eingesetzt wurde. Durch Transistoren wurde es möglich, zunächst hinter dem Ohr getragene Hörgeräte (HdO-Geräte) und dann auch im Ohr getragene Geräte (IO-Geräte) zu entwickeln. Die Entwicklung integrierter Schaltkreise (ICs), die heute leicht viele Millionen Elemente beinhalten, brachte weitere Verbesserungen für die Leistungsfähigkeit, bis hin zur volldigitalen Signalverarbeitung in Hörgeräten. Auch in der Zukunft werden Hörgeräte von der weiteren Entwicklung der Mikroelektronik profitieren. Die Entwicklung der Mikrofone und Lautsprecher verlief nicht so stürmisch, aber auch diese Komponenten wurden erheblich weiterentwickelt. Für die Wandler spielen Argumente wie der Wirkungsgrad eine erhebliche Rolle.

Die Baugröße von Hörgeräten wird heute nicht mehr primär durch die Elektronik bestimmt, sondern durch die Wandler, Bedienelemente und die Batterie. Eine weitere Miniaturisierung erscheint daher unwahrscheinlich, vor allem da eine weitere Reduktion der Größe auch die Bedienung und Handhabung weiter erschwert.

## **Prinzipieller Aufbau von Hörgeräten**

Hörgeräte bestehen prinzipiell aus einem Schallaufnehmer (Mikrofon), einer Verstärkerschaltung und einem Schallgeber (normalerweise ein Miniatur-Lautsprecher, in manchen Fällen aber auch ein Körperschallgeber). Der Schallaufnehmer wandelt das Schallsignal in eine Wechselspannung. Diese Spannung wird im Verstärkerteil verstärkt und in ihrem Frequenzgehalt verändert und dann vom Schallgeber wieder in eine Schwingung zurückverwandelt.

Neben einem Mikrofon sind Hörgeräte oft mit einer Spule zum Empfang elektromagnetischer Wellen ausgestattet (Induktionsspule, Telespule). Diese Spule empfängt Signale, die von einer Induktionsschleife oder manchen Telefonhörern gesendet werden. Während öffentliche Telefone die dazu notwendige elektromagnetische Strahlung stark genug ausstrahlt, ist dies bei modernen Telefonen aufgrund anderer Wandlerprinzipien oft nicht der Fall. Viele Hörgeräte sind mit einem direkten Audioeingang für den Anschluss drahtloser Übertragungsanlagen (z.B. FM-Anlagen) oder anderer Zusatzausrüstungen (s.u.) ausgestattet. Der Audioeingang ist besonders wichtig für die bestmögliche Rehabilitation von schwerhörigen Kindern.

Die in der Verstärkerschaltung verstärkte und modifizierte Wechselspannung wird in ein akustisches Signal zurückgewandelt und dem gestörten Ohr über den Schallgeber dargeboten. Meistens werden miniaturisierte Lautsprecher verwendet. Wenn eine Schalldarbietung über Luftschall nicht möglich ist, kann alternativ die Knochenleitung verwendet werden, indem ein Schwingungsgeber den Schädelknochen direkt zu Schwingungen anregt. Darüber hinaus wurden auch weitere Schallübertragungsprinzipien diskutiert (s.u.). Auf weitere Hörgeräte-Komponenten (Batterie, Schalter, Bedienelemente) soll in diesem Beitrag nicht eingegangen werden.

## **Signalverarbeitungsstrategien**

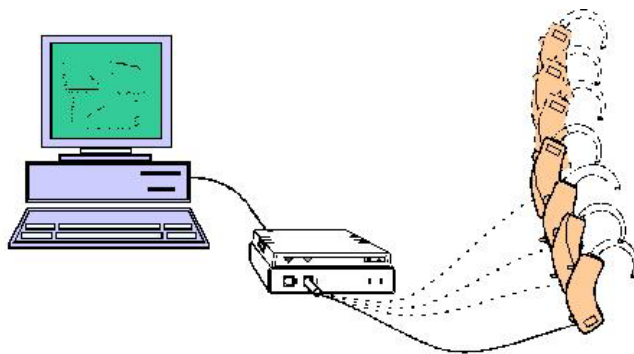
### **Grundlegende Technologien**

Ausgehend von der grundlegenden Technologie der Signalverarbeitung und Parametereinstellung kann man Hörgeräte klassifizieren als analoge, digital programmierbare oder volldigitale Hörgeräte.

In analogen Hörgeräten werden sowohl die Signale als auch die Parameter auf analoge Weise verarbeitet. Die von der Eingangsstufe (z.B. dem Mikrofon) kommende Wechselspannung wird auch als Wechselspannung in der Verstärkerschaltung verarbeitet und an den Lautsprecher

gegeben. Alle veränderbaren Parameter werden analog mittels kleiner Potentiometer eingestellt. Aufgrund des begrenzten Platzes auf einem Hörgerätegehäuse kann so nur eine geringe Anzahl von Parametern veränderbar sein. Neben einem Lautstärkereglern lassen sich typischerweise nicht mehr als vier Parameter verändern.

Mit zunehmend komplexen Signalverarbeitungsstrategien nahm die Anzahl veränderbarer Parameter zu. Da man die dazugehörigen Potentiometer nicht mehr im Hörgerät unterbringen konnte, wurden Ende der 80er Jahre digital programmierbare Hörgeräte entwickelt. Bei diesen Hörgeräten ist die Signalverarbeitung nach wie vor analog, aber die Parameter werden digital (numerisch, mit Zahlenwerten) eingestellt. Dies geschieht mit einem herstellerspezifischen Programmiergerät oder einer PC-basierten Software, wobei die Hörgeräte über ein Interface an den PC angeschlossen sind (vgl. Abb. 2)



*Abbildung 2: Personal Computer mit angeschlossenem Interface (HiPRO) für die Programmierung von Hörgeräten*

Die digitale Einstellung der Parameter bietet gegenüber der analogen Einstellung eine Reihe von Vorteilen: Zunächst kann theoretisch eine unendliche Zahl von Parametern einstellbar gemacht werden, so dass selbst sehr komplexe Signalverarbeitungsstrategien detailliert eingestellt werden können. Darüber hinaus werden die Einstellungen genauer und reproduzierbar. Es ist einfach, mehrere Parametersätze zu erzeugen, die direkt miteinander verglichen werden und die bei einigen Geräten (Mehrprogrammgeräten) im Gerät gespeichert werden können.

In Hörgeräten mit digitaler Signalverarbeitung wird die von der Eingangsstufe gelieferte Wechselspannung mit einem Analog/Digital-Wandler abgetastet und in eine Zahlenfolge umgesetzt, die der jeweiligen Momentanspannung entsprechen. Die Qualität der Signalverarbeitung wird dabei wesentlich durch die Abtastfrequenz (Abtastrate) und die Anzahl der durch Zahlenwerte



darstellbaren Pegelwerte bestimmt (Pegelauflösung). Die Abtastfrequenz begrenzt die höchste nutzbare Frequenz, prinzipiell kann diese Frequenz nicht höher als die halbe Abtastfrequenz sein. Die Auflösung entlang der Pegelachse (Anzahl der Pegelwerte) begrenzt den nutzbaren Signal/Rauschabstand: die begrenzte Auflösung führt zu geringen Differenzen zwischen dem realen Spannungswert und dem nächstgelegenen dargestellten Wert, die als zusätzliches internes Rauschen interpretiert werden können.

Die Zahlenfolge wird in einem für die Verarbeitung solcher Signale optimierten Computerchip (Digitaler Signalprozessor, DSP) mit geeigneten Rechenregeln (Algorithmen) verarbeitet. Wie bei einem Computer werden die Eigenschaften eines solchen Hörgerätes nicht nur durch die Hardware, also das Hörgerät selbst, bestimmt, sondern wesentlich auch durch die Software (die Algorithmen). Die Komplexität ist dabei im wesentlichen nur durch die pro Abtastwert zur Verfügung stehende Anzahl von Rechenschritten begrenzt.

Nach der geeigneten Verarbeitung wird die Zahlenfolge von einem Digital/Analog-Wandler wieder in eine Wechselspannung zurückverwandelt und als Schall an das Ohr übertragen.

Aufgrund technischer Limitationen verfügen heutige Hörgeräte oftmals nicht über einen frei programmierbaren DSP, sondern ein Teil der Architektur der Signalverarbeitung ist in der internen Struktur des Prozessors verankert. Durch die allgemeine Entwicklung der Mikroelektronik ist jedoch mit einem erheblichen Anwachsen der Leistungsfähigkeit moderner digitaler Hörgeräte zu rechnen.

### **Kontrolle der Verstärkung und Dynamik**

Kompressionssysteme haben generell die Aufgabe, die Ausgangspegel so gut wie möglich an den individuellen (Rest-)Dynamikbereich des Schwerhörigen anzugleichen. Man kann Systeme unterscheiden, die die Verstärkung als Funktion des Eingangs- oder des Ausgangspegels regeln oder die die Verstärkung begrenzen, um ein Überschreiten eines gewissen Schwellenpegels (z.B. der Unbehaglichkeitsschwelle) zu vermeiden. Ein Hörgerät sollte so linear wie möglich arbeiten, um Verzerrungen zu vermeiden. Der lineare Verstärkungsbereich ist grundsätzlich bei niedrigen Pegeln durch das Eigenrauschen und bei hohen Pegeln durch die Sättigung begrenzt. Diese Limitationen gelten für alle im folgenden beschriebenen Systeme.

Bei der automatischen Regelung der Verstärkung (Automatic Gain Control, AGC) unterscheidet man Systeme, bei denen die Verstärkung reduziert wird, wenn ein einstellbarer Schwellenpegel am Eingang ( $AGC_i = AGC_{input}$ ) oder am Ausgang ( $AGC_o = AGC_{output}$ ) überschritten wird.

Wenn der Dynamikbereich durch den Eingangspegel bestimmt wird, bleibt der Dynamikbereich bei Regelung der Lautstärke konstant, wird aber auf der Pegelachse verschoben. Bei ausgangsgesteuerten Systemen ( $AGC_o$ ) staucht oder dehnt eine Lautstärkenregelung den Dynamikbereich unterhalb der AGC-Regelschwelle.

Die Eigenschaften eines Kompressionssystems werden im Wesentlichen durch den Schwellenpegel (Kniepunkt), das Kompressionsverhältnis ober- und unterhalb des Schwellenpegels und die Zeitkonstanten (Ein- und Ausschwingzeiten) bestimmt. Unterschieden werden Systeme mit längeren Ein- und Ausschwingzeiten, die eher die Gesamtlautstärke regeln (Automatic Volume Control, AVC), und Systeme, die primär die Dynamik der Sprache an die Eigenschaften des gestörten Gehörs angleichen sollen („Silbenkompression“) und wesentlich kürzere Regelzeiten aufweisen. Um Verzerrungen zu vermeiden, sollten niedrige AGC-Regelschwellen und darüber relativ geringe Kompressionsverhältnisse verwendet werden (Wide/Full Dynamic Range Compression, W/FDRC). Es existiert eine Vielzahl von möglichen Kombinationen der AGC-Parameter, die wichtigsten sind in Tab. 1 aufgeführt.

Tabelle 1: Klassifikation und Charakterisierung der wichtigsten grundlegenden AGC-Systeme

	Automatic Volume Control (AVC)	Compression- Limiting	Silbenkom- pression
Schwellenpegel (Kniepunkt)	Niedrig	hoch	Niedrig
Kompressions-verhältnis	hoch	hoch	Niedrig
Ein-/Ausschwing-zeiten	lang	kurz	sehr kurz
$AGC_o/AGC_i$	$AGC_o/AGC_i$	$AGC_o$	$AGC_i$

Begrenzungssysteme (Peak Clipping, PC) sollen ausschließlich die Überschreitung eines bestimmten Schwellenpegels (z.B. der Unbehaglichkeitsschwelle) verhindern. Sie regeln nicht die Verstärkung, sondern begrenzen die maximale Ausgangsspannung und damit den maximalen Ausgangspegel, prinzipiell können sie daher als ausgangsgesteuerte Systeme angesehen werden. Im Gegensatz zu AGC-Systemen arbeiten Begrenzungsschaltungen ohne jegliche Zeitverzögerung, aber das Abschneiden der Pegelspitzen führt zu erheblichen Verzerrungen.

## **Kontrolle des Frequenzgangs**

Der Frequenzgang eines Hörgerätes kann durch eine oder mehrere Klangblenden verändert werden, bei mehrkanaligen Hörgeräten auch über die Verstärkung in den einzelnen Frequenzkanälen.

Da die Kurven gleicher Lautheit typischerweise vom Pegel abhängen, erscheint es sinnvoll, den Frequenzgang abhängig vom Pegel zu regeln. Für die pegelabhängige Regelung des Frequenzgangs gibt es gegensätzliche Strategien: bei einem typischen Hochton-Hörverlust hängt die Hörschwelle stärker von der Frequenz ab als die Unbehaglichkeitsschwelle. Um die individuellen Kurven gleicher Lautheit auszugleichen, wird bei niedrigen Pegeln eine höhere Verstärkung für hohe Frequenzen benötigt, während bei hohen Pegeln die Verstärkung weniger frequenzabhängig sein sollte. Diese Strategien nennt man „TILL“ (Treble Increase at Low Levels). Betrachtet man jedoch andererseits das mittlere Sprachspektrum als Funktion des Pegels, so stellt man fest, dass bei steigendem Sprechaufwand die höheren Frequenzen betont werden, um die Konsonanten aus dem Störgeräusch hervorzuheben und so die Sprachverständlichkeit zu erleichtern. Um diese Strategie zu unterstützen, sollten hohe Frequenzen bei hohen Pegeln betont werden, was sich umgekehrt auch als Anheben der tiefen Frequenzen bei niedrigen Pegeln interpretieren lässt. Daher werden diese Strategien als „BILL“ (Bass Increase at Low Levels) bezeichnet. Noch gibt es keine allgemein gültigen Regeln, in welcher Hörsituation und für wen welche dieser Strategien vorteilhaft ist. Die Entscheidung könnte sowohl von der Hörsituation als auch von individuellen Defiziten abhängen. Auch hieran kann man erkennen, dass es keine allgemeinen Regeln für die Hörgeräte-Anpassung gibt, sondern dass bei der Anpassung die individuellen Einschränkungen berücksichtigt werden müssen.

## **Strategien zur Verbesserung des Signal-Rausch-Abstands**

Eins der bedeutendsten Probleme für die Schwerhörigen ist die Beeinträchtigung der Sprachverständlichkeit in störräuscherfüllten Situationen. Entsprechend gibt es eine Reihe von Ansätzen, um das Signal/Rausch-Verhältnis zugunsten des Nutzsignals (z.B. Sprache) zu verbessern. Ein Ansatz ist die Verwendung einer Klangblende zur Absenkung der tiefen Frequenzen, was manuell oder automatisch erfolgen kann. Natürlich kann dieser Ansatz nur wirksam sein, wenn sich Nutz- und Störsignal signifikant in ihren Klangeigenschaften unterscheiden. Ein klassisches Beispiel ist Sprache, die von tieffrequentem Störgeräusch (z.B. Straßen-

verkehrslärm) beeinträchtigt wird. Durch die Absenkung der tiefen Frequenzen wird der Pegel des Störgeräusches stärker reduziert als der der Sprache, wodurch sich eine Verbesserung des Signal/Rausch-Abstandes ergibt. Wenn Nutz- und Störschall jedoch keine Unterschiede im Frequenzgehalt aufweisen (z.B. wenn ein einzelner Sprecher durch andere Stimmen gestört wird), kann dieser Ansatz prinzipiell keine Wirkung zeigen.

Ein weitergehender Ansatz nutzt die zeitlichen Schwankungen (Modulation) des Signals: der Pegel eines Sprachsignals schwankt deutlich mit der Zeit mit einem Maximum bei einer Modulationsfrequenz von 4 Hz (das entspricht in etwa der Silbenfrequenz), während der Pegel eines Rauschsignals normalerweise zeitlich nicht oder nur wenig schwankt. Dieser Effekt wird in einigen Mehrkanal-Hörgeräten ausgenutzt, in dem in jedem Frequenzkanal die Modulationstiefe bestimmt wird. Ist die Modulationstiefe geringer als ein bestimmter Schwellenwert, wird das Signal als „störgeräusch-dominiert“ klassifiziert und die Verstärkung des Kanals wird reduziert. Ist die Modulationstiefe größer als der Schwellenwert, wird das Signal als „sprachdominiert“ bewertet und die Verstärkung beibehalten. Für diesen Ansatz sollte das Hörgerät viele schmalbandige Frequenzkanäle aufweisen, damit eine Verstärkungsreduktion in einigen Kanälen nur eine geringe Klangänderung des Nutzsymbols bewirkt. Wenn das Hörgerät nur über wenige, relativ breite Frequenzkanäle verfügt, führt die Reduktion der Verstärkung in einem oder mehreren Kanälen auch zu einer signifikanten Änderung des Sprachsignals, wodurch die Sprachverständlichkeit negativ beeinflusst werden kann. Die Grenzen dieses Ansatzes liegen einerseits bei der Behandlung von Signalen, die selbst eine ausgeprägte Modulation aufweisen (z.B. wenn ein Sprecher nur von wenigen Hintergrundstimmen gestört wird) und andererseits in der Behandlung von Nutzsymbols, die selbst nur eine geringe Modulationstiefe aufweisen (z.B. getragene Musik). Als ein Nebeneffekt werden durch diese Signalverarbeitung Rückkopplungen unterdrückt: tritt in einem der Kanäle eine Rückkopplung auf, so entsteht ein Pfeifton mit maximalem Pegel. Durch den konstanten (maximalen) Pegel wird das Rückkopplungspfeifen als „störgeräusch-dominiert“ eingestuft. Folglich wird die Verstärkung in diesem Kanal abgesenkt und die Rückkopplung wird unterdrückt.

Ein weiterer Ansatz zur Verbesserung des Signal/Rausch-Verhältnisses besteht darin, die räumliche Information auszunutzen, um nur Schall aus einer gewünschten Richtung (typischerweise von vorne) aufzunehmen und den Schall aus anderen Richtungen zu unterdrücken. Hörgeräte mit einem einzelnen Richtmikrofon sind schon seit vielen Jahren verfügbar. Aufgrund der begrenzten Größe eines Hörgeräte-Mikrofons lässt sich jedoch nur eine geringe Direktionalität

erzielen, darüber hinaus verändert die frequenzabhängige Richtwirkung den Klang von seitlich eintreffendem Schall. Ein weiterer Nachteil von Richtmikrofonen ist die fehlende Möglichkeit, die Richtcharakteristik verändern zu können, da eine Richtwirkung nicht in allen Hörsituationen notwendig oder erwünscht ist. Eine Alternative besteht darin, das Hörgerät mit zwei omnidirektionalen Mikrofonen auszustatten (Multimikrofon-Hörgeräte). Die geeignete Kombination der beiden Mikrofonensignale ermöglicht eine verbesserte Richtwirkung gegenüber einem einzelnen Richtmikrofon, durch Abschaltung des zweiten Mikrofons kann auch eine omnidirektionale Charakteristik erzielt werden. In binauralen Hörgeräten werden die Schallsignale durch zwei in Ohrnähe platzierte Mikrofone aufgenommen, in einem „zentralen“ Signalprozessor verarbeitet und dann über zwei Lautsprecher an den Ohren wieder abgestrahlt. So kann vor allem durch den größeren Abstand zwischen den Mikrofonen eine verbesserte Richtwirkung erzielt werden. Dieser „Beamformer“-Ansatz wird im Rahmen von Forschungsarbeiten untersucht, aber wurde bisher nicht in kommerzielle Produkte umgesetzt.

### **Weitere Ansätze**

Wenn ein Hörgeräteträger in sehr verschiedenen Hörsituationen hören will, kann es nützlich sein, die Hörgeräte-Parameter für verschiedene Situationen getrennt zu optimieren. Multiprogramm-Hörgeräte können mehrere Parametersätze im Hörgerät abspeichern und wieder abrufen. Vor allem bei beidohriger Versorgung kann jedoch die gleichzeitige Programmwahl mit Hilfe von Schaltern für beide Seiten schwierig sein, so dass hier eine Fernbedienung empfehlenswert erscheint.

Ein im Grunde gegensätzlicher Ansatz beruht darauf, die Hörgeräte-Parameter so zu steuern, dass sich die Hörgeräte automatisch an verschiedene Hörsituationen anpassen und dass am Hörgerät keine Bedienelemente benötigt werden. Meistens wird dabei der Eingangspegel als wichtigstes Kontrollsignal herangezogen, um Hörgeräte-Parameter (z.B. Verstärkung, Klang) zu regeln. Ein typischer Vertreter für diesen Ansatz ist der K-Amp<sup>TM</sup>-Schaltkreis.

Bei kleinen oder sehr komplexen Hörgeräten kann die Unterbringung von „klassischen“ Bedienelementen durch den geringen zur Verfügung stehenden Platz oder durch die hohe Anzahl notwendiger Potentiometer problematisch sein. In diesen Fällen bietet sich eine Fernbedienung an, mit deren Hilfe Funktionselemente wie An/Aus-Schalter, Lautstärkesteller, Programmwahlschalter und andere bequem bedient werden können. Als Übertragungsmedien kommen Funk-,

Infrarot- und Ultraschallsignale zum Einsatz. Eine Infrarot-Übertragung hat dabei den Nachteil, dass immer eine direkte Sichtverbindung zwischen Sender und Empfänger bestehen muss. Ultraschallsignale können zwar prinzipiell durch das Hörgeräte-Mikrofon empfangen werden, wodurch sich eine sehr kompakte Bauweise ergibt, aber die relativ niedrige Frequenz erlaubt nur die Übertragung geringer Datenmengen. In der Praxis hat sich daher die Funkübertragung weitgehend durchgesetzt.

## Hörgeräte Bauformen

### Grundlegende Bauformen

Neben der Schaltungstechnologie spielt die Bauform und damit die Platzierung der Wandler eine entscheidende Rolle für die akustischen Eigenschaften eines Hörgerätes. Systematische Modifikationen des Schallwegs oder der Otoplastik (Ohrpassstück) können die akustischen Eigenschaften des Hörgerätes wirksam beeinflussen. Die Bauform ist nicht nur aus Gründen des Tragekomforts und der Kosmetik, sondern auch aus akustischen Gründen von Bedeutung. In HdO-Geräten sind alle Komponenten im Gehäuse untergebracht (vgl. Abb. 3). Die Schallaufnahme erfolgt oberhalb des Ohres. Der Schall vom Lautsprecher wird über den Schallschlauch und die individuelle Otoplastik in den Ohrkanal abgestrahlt. Die Bedienelemente und Steller für die Hörgeräte-Parameter sind auf der Rückseite des Gehäuses untergebracht, damit sie auch erreichbar sind, wenn das Hörgerät getragen wird. Das Batteriefach befindet sich

am unteren Ende des Gehäuses. Mittlerweile beansprucht die eigentliche Verstärkerschaltung nur noch einen geringen Anteil des Gehäusevolumens.

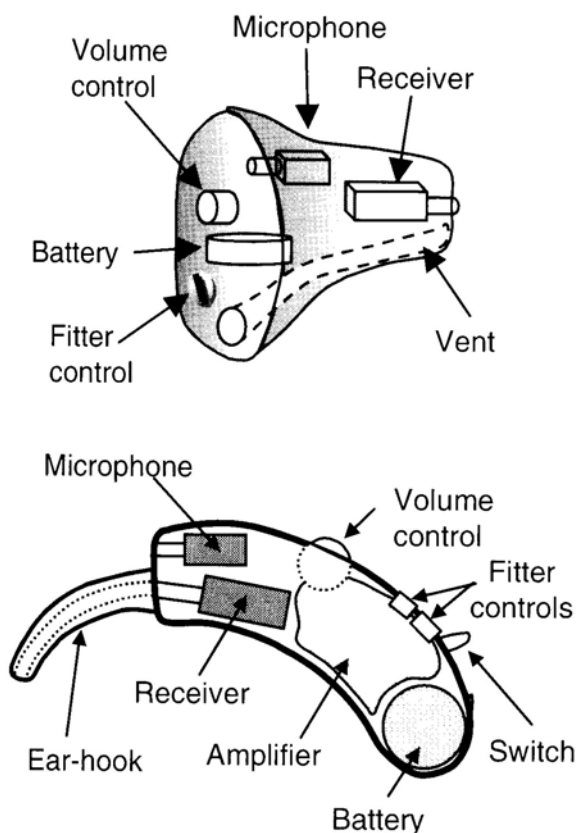


Abbildung 3: Typische Positionierung der Komponenten in einem Im-Ohr- (oben) und einem Hinter-dem-Ohr-Hörgerät (unten)

Aufgrund der Miniaturisierung ist es möglich, die Komponenten eines Hörgerätes in eine im Ohr getragene Schale unterzubringen. Im-Ohr-Geräte werden unterteilt in Geräte, die mehr oder weniger die gesamte Concha ausfüllen (Concha-Geräte), und Geräte, die mehr oder weniger vollständig im Gehörgang sitzen (Gehörgangsgeräte). Die genaue Baugröße und der Sitz hängt auch von Größe und Geometrie des individuellen Gehörgangs ab. Je kleiner die Geräte sind, desto unauffälliger können sie getragen werden. Wenn die Hörgeräte vollständig im Gehörgang platziert werden (Completely In the Canal, CIC), sind sie zumindest von vorne praktisch unsichtbar. Neben kosmetischen Vorteilen bringt die Platzierung der Schallaufnahme nahe oder im Gehörgang auch akustische Vorteile durch eine natürliche Schallaufnahme, die auch die Beugungseigenschaften des Außenohres und deren Einfluss auf die akustischen Eigenschaften ausnutzt. Dadurch verbessert sich das räumliche Hören und die Fähigkeit, Schallquellen richtig zu lokalisieren. Darüber hinaus ergibt sich bei Gehörgangsgeräten eine verbesserte Höhenwiedergabe durch Resonanzeffekte in der Concha. Unterstützt wird dieser Effekt durch den fehlenden Schallschlauch, der durch seine Tiefpass-Wirkung die Höhenwiedergabe bei HdO-Geräten einschränkt. Dadurch lässt sich mit IO-Geräten tendenziell eine bessere Sprachverständlichkeit erreichen. Je näher der Lautsprecher am Trommelfell platziert wird, desto geringer ist das Restvolumen des Gehörgangs. Dadurch verbessert sich der Wirkungsgrad der Ankopplung, so dass weniger Verstärkung benötigt wird, um den Schalldruck zu erzeugen, der zum Ausgleich eines bestimmten Hörverlusts benötigt wird.

Weiter unterscheidet man zwischen den vollständig individuell gefertigten Custom-made-IO-Geräten, semi-modularen IO-Geräten, bei denen die Schale individuell gefertigt wird und ein Modul mit der Schaltung in die Schale eingeklinkt wird, und Vollmodul-IO-Geräten, die industriell gefertigt werden und in eine individuelle Überschale eingesetzt werden. Ein modularer Aufbau ist besonders bei Wartungen und Reparaturen vorteilhaft.

Taschengeräte werden heute nur noch selten angepasst. Bei Taschengeräten ist das Mikrofon in das Gehäuse integriert. Daraus resultiert eine relativ unnatürliche Schallaufnahme, oftmals werden auch Reibegeräusche an der Kleidung mit verstärkt. Der Hörer wird mit Hilfe einer Otoplastik im Ohr gehalten und ist durch ein Kabel mit dem Gerät verbunden. Die räumliche Trennung von Mikrofon und Hörer ermöglicht höchste Verstärkungen bei geringer Rückkopplungsneigung. Das größere Gehäuse bietet auch Platz für Batterien mit hoher Kapazität, die bei solch hohen Verstärkungen benötigt werden. Ein weiterer Vorteil sind die größeren Bedienelemente, die auch von Personen mit feinmotorischen Defiziten bedient werden können.



Der Marktanteil der HdO-Geräte schwankt zwischen etwa zwei Dritteln in vielen europäischen Ländern und etwa einem Drittel in USA. Der übrige Markt wird mit IO-Geräten versorgt, der Marktanteil der Taschengeräte und anderer Bauformen ist gering.

## Sonderbauformen

Die bisher beschriebenen Bauformen stellen die überwiegende Anzahl der Versorgungen. Darüber hinaus gibt es eine Reihe von Sonderbauformen, von denen die wichtigsten in diesem Kapitel beschrieben werden sollen.

### Hörbrillen

Luftleitungs-Hörbrillen (vgl. Abb. 4) können als eine besondere Ausführung der HdO-Geräte aufgefasst werden, bei der die Hörgeräte-Komponenten in den Brillenbügel integriert sind oder bei der HdO-Geräte mit Hilfe eines speziellen Adapters an den Brillenbügel montiert wurden. Bei dieser Konfiguration kann das Mikrofon weiter vorne am Brillenbügel montiert werden (Ipsilateral Routing Of Signals, IROS), wodurch die Schallaufnahme von vorne verbessert wird. Der größere Abstand zwischen Hörer und Mikrofon erlaubt oftmals eine offene Versorgung, die einen natürlichen Schalleinfall und einen hohen Tragekomfort ermöglicht. Da der natürliche Schalleinfall besonders bei tiefen Frequenzen genutzt werden kann, bieten sich Hörbrillen besonders für die Versorgung von Hochton-Steilabfällen an.



*Abbildung 4: Luftleitungs-Hörbrille*

Die größte Bedeutung unter den Sonderbauformen haben die CROS- und BiCROS-Anpassungen (Contralateral Routing Of Signals, Binaural CROS). Bei einseitiger Taubheit oder Unversorgbarkeit eines Ohres kann durch eine CROS-Konfiguration die Schallaufnahme und damit die Ansprechbarkeit auch auf der tauben Seite realisiert werden. Der Schall wird mit einem Mikrofon auf der schwerhörigen Seite aufgenommen und zu einem Hörgerät auf der normalhörenden Seite geleitet, wo der Schall dem besseren Ohr dargeboten wird. Durch den Abstand zwischen Mikrofon und Hörer kann dieses Ohr offen versorgt werden, so dass der natürliche Schalleinfall erhalten bleibt, ohne dass Rückkopplungen auftreten.

Nach ausreichender Übung berichten einige Träger sogar über ein gewisses räumliches Hören. Hörbrillen sind besonders gut für CROS-Konfigurationen geeignet, da Mikrofone, Hörgeräte und die Kabelverbindungen diskret am Brillengestell befestigt werden können. Prinzipiell könnte eine CROS-Konfiguration auch mit zwei Hörgeräten, die mit einem Kabel miteinander verbunden sind, realisiert werden.

Weist das bessere Ohr auch einen Hörverlust auf, kann eine BiCROS-Konfiguration eingesetzt werden. Ein Hörgerät am besseren Ohr wird mit einem zweiten am schlechteren Ohr getragenen Mikrofon verbunden. Die BiCROS-Konfiguration ist die häufigste Form dieser Versorgung. Wenn beide Seiten einen hochgradigen Hörverlust aufweisen, können extreme Verstärkungswerte erzielt werden durch die Verwendung geschlossener Otoplastiken in einer Power-CROS-Konfiguration, bei der jedes Hörgerät das Mikrofon der jeweiligen Gegenseite benutzt. Diese Konfiguration stellt eine Alternative zu Taschengeräten dar. Zu bedenken ist jedoch, dass diese Konfiguration zumindest zu Anfang durch die Vertauschung der beiden Seiten eine verwirrende auditorische Wahrnehmung erzeugt. Nach einer gewissen Nutzungsdauer tritt jedoch scheinbar eine Gewöhnung an diesen Effekt ein.

Liegt eine Schallleitungsschwerhörigkeit vor, die nicht operativ behandelt werden kann, kann die Versorgung mit einem Knochenleitungshörgerät in Erwägung gezogen werden. Diese Geräte bieten den Schall nicht über einen Lautsprecher dar, sondern leiten ihn über einen Knochen-schallgeber direkt an den Schädelknochen. Dies kann mit speziellen Knochenleitungs-Hörbrillen erfolgen, bei denen die Schwingungsgeber in die Brillenbügel integriert sind. Um eine effiziente Schallübertragung an den Knochen zu ermöglichen, sollte der Anpressdruck so hoch wie möglich sein. In der Praxis muss allerdings ein Kompromiß zwischen Anpressdruck und Tragekomfort gefunden werden. Alternativ kann die Kopplung über eine direkt im Schädelknochen verankerte Schraube erfolgen (Bone Anchored Hearing Aid, BAHA, vgl. Abb. 5).

Die Schraube wird bei einem kleinen chirurgischen Eingriff platziert. Es ist zu bedenken, dass die percutane Verbindung vor allem bei ungenügender Hygiene zu Hautreizungen und Entzündungen führen kann.



*Abbildung 5: knochenverankertes Hörgerät  
(Bone Anchored Hearing Aid, BAHA)*

Mehrere Wandlerprinzipien wurden als Alternative zum „klassischen“ Luftleitungs-Hörgerät vorgeschlagen. Die größte Bedeutung haben induktive und piezoelektrische Systeme. Bei induktiver Anregung erzeugt eine Spule ein elektromagnetisches Wechselfeld, das eine Kraft auf einen kleinen Magneten induziert. Dieser Magnet kann an die Ossikelkette angebracht werden und diese antreiben. Wenn die anregende Spule z.B. in einer IO-Schale und damit in einem Abstand zum Magneten untergebracht wird, kann der Magnet auch durch andere elektromagnetische Felder angeregt werden und so unerwünschte Nebengeräusche erzeugen. Eine mögliche Lösung für dieses Problem besteht darin, den Magneten in einen kleinen Zylinder einzusetzen, der die anregenden Spulen trägt und als Ganzes an der Ossikelkette befestigt wird. Wird nun eine Wechselspannung an die Spule angelegt, wird der Magnet und damit der Zylinder zu Schwingungen angeregt, die sich auf die Ossikelkette übertragen. Das piezoelektrische Prinzip verwendet Kristalle, die durch eine angelegte Wechselspannung zu Schwingungen angeregt werden. Diese Schwingungen werden auf die Ossikelkette übertragen. Wenn der Ausgangswandler an der Ossikelkette befestigt ist, muss das Hörgerät zumindest teilweise implantiert werden (teilimplantierbare Hörgeräte). Werden sämtliche Komponenten implantiert, spricht man von einem vollimplantierbaren Hörgerät.

## Schallzuführung und Otoplastik

---

Bei HdO-Hörgeräten und in geringerem Umfang auch bei IO-Geräten kann der Frequenzgang durch Modifikationen am Winkelstück, dem Schallschlauch und der Otoplastik beeinflusst werden. Eine große Zahl an Parametern (Material, Länge, Durchmesser, Wandstärke, Ausgleichsbohrungen, Dämpfungselemente u.a.) hat Einfluss auf die akustischen Eigenschaften und kann variiert werden, um verstärkende oder abschwächende Wirkungen zu erzielen. Um ungewünschte Resonanzen zu unterdrücken, können Dämpfungselemente (akustische Filter) in den Schallweg eingesetzt werden. Mit zusätzlichen Ausgleichsbohrungen und Modifikationen des Restvolumens zwischen Schallaustritt und Trommelfell (z.B. über Variierung der Zapfenlänge) können die akustischen Eigenschaften weiter optimiert werden.

Zusätzliche Ausgleichsbohrungen in der Otoplastik (typischer Durchmesser 0,8 – 1,8 mm) öffnen das Restvolumen und beeinflussen den Frequenzgang unterhalb von etwa 1 kHz. Die Verstärkung im Tieftonbereich nimmt mit zunehmendem Bohrungsdurchmesser ab. Ein Extremfall ist die „offene Versorgung“ mit einem Bohrungsdurchmesser von mehr als ca. 2,5 mm. Allgemein gilt das Prinzip, dass die Verstärkung mit zunehmendem Öffnungsdurchmesser abnimmt. Undichtigkeiten der Otoplastik haben prinzipiell dieselbe Wirkung. Bohrungen mit einem geringen Durchmesser (weniger als ca. 0,8 mm) dienen als Belüftungsbohrung und Druckausgleich und haben nur einen geringen Einfluss auf die akustischen Eigenschaften. Oftmals treten unerwünschte Resonanzen im Frequenzbereich von 1- 3 kHz auf. Sie können gezielt durch den Einsatz von Dämpfungselementen im Schallkanal (typischerweise im Winkelstück) reduziert werden. Für Frequenzen oberhalb von ca. 3 kHz spielt der Durchmesser des Schallschlauchs und die Ankopplung an den Gehörgang eine große Rolle. Hornförmige Erweiterungen des Schallschlauchs am Schallaustritt können die Hochtonwiedergabe und damit die Konsonantenverständlichkeit verbessern. In der Praxis haben sich Hornschläuche nach Libby („Libby-Horn“) und Hornwinkel nach Bakke („Bakke-Horn“) bewährt. In der Praxis werden Otoplastiken jedoch meistens nicht mit Hörnern hergestellt, denn nicht in allen Fällen ist die Anhebung der Höhenwiedergabe erwünscht und nicht in allen Fällen bietet der Gehörgang den nötigen Platz für ein Horn.

Weitere Modifikationsmöglichkeiten ergeben sich aus der Zapfenlänge, die das Restvolumen des Gehörgangs bestimmt. Eine Verringerung des Restvolumens kann zu einem signifikanten Anstieg der wirksamen Verstärkung und des Ausgangspegels führen (eine Halbierung des

Restvolumens erhöht die wirksame Verstärkung und den Ausgangspegel um 6 dB). Darüber hinaus sind spezielle Otoplastik-Typen bekannt, bei denen der Frequenzgang durch Hohlräume und andere Maßnahmen modifiziert wird.

Die Qualität der Otoplastik ist von besonderer Bedeutung, da sie die akustischen Eigenschaften und den Tragekomfort entscheidend mitbestimmt.

## Zubehör

---

Die Verbesserung der Kommunikationsfähigkeit durch Hörgeräte kann durch Zubehör weiter gesteigert werden. Vor allem bei der Kinderanpassung spielen passendes Zubehör und geeignete Zusatzausrüstungen eine wichtige Rolle. Viele Hersteller bieten z.B. kleine Kinderwinkel an. Hilfreich sind auch Möglichkeiten, das ungewollte Verstellen des Lautstärkestellers (Abdeckungen, Feststellschrauben) oder ein Öffnen des Batteriefachs (Klammern, Schrauben) zu verhindern. Die größte Bedeutung für die Praxis hat bei der Kinderanpassung der Audioeingang zum Anschluss externer Zusatzgeräte wie Klassenraum-Anlagen oder drahtlose Übertragungssysteme. Das wichtigste Ziel dieser Systeme ist eine Verringerung des Abstands zwischen Sprecher und Mikrofon und damit eine deutliche Verbesserung des Signal/Rausch-Verhältnisses zwischen der Lehrerstimme und den Klassenraum-Geräuschen. Dadurch wird die Kommunikationsfähigkeit und die Integration des schwerhörigen Kindes gefördert. Aufgrund der positiven Erfahrungen muss man heute den Audioeingang als unverzichtbaren Bestandteil im Rahmen der Kinderanpassung ansehen. Auch bei Erwachsenen kann mit Hilfe eines Audioeingangs die Kommunikationsfähigkeit in schwierigen Hörsituationen verbessert werden.

Es gibt eine Reihe von zusätzlichen Geräten, deren Ziel eine Verbesserung des Signal/Rausch-Verhältnisses oder der Kommunikationsmöglichkeiten oder der Wahrnehmung von Ruf- und Warnsignalen ist. Zur ersten Gruppe zählen die drahtlosen Übertragungsanlagen. Funkbasierte Systeme (FM-Anlagen) spielen eine wichtige Rolle besonders im Rahmen der Kinderanpassung. Infrarot-Anlagen eignen sich besser für Situationen, in denen zwar eine drahtlose Übertragung erwünscht ist, aber Sender und Empfänger sich nur wenig bewegen (z.B. Fernsehen, Radio, Konferenzräume). Zur zweiten Gruppe gehören Telefonverstärker und spezielle Telefone für Schwerhörige. Es gibt sowohl Telefone, die über einen eingebauten Verstärker verfügen, als auch Geräte mit einem Ausgang zum Anschluss an einen Audioeingang. Schreibtelefone werden mehr und mehr durch elektronische Medien (E-Mail) und andere Internet-Technologien abgelöst. Eine dritte Gruppe besteht z.B. aus drahtlosen Signalanlagen, die akustische Signale in Licht oder Vibrationen umsetzen. Blitz- und Vibrationswecker gehören ebenfalls zu dieser Gruppe. Die Auswahl von geeignetem Zubehör muss auf die individuellen Lebensumstände des Schwerhörigen abgestimmt werden, um in allen Hörsituationen eine bestmögliche Kommunikationsfähigkeit zu gewährleisten.

## **Verfahren für die Hörgeräte Anpassung**

---

### **Grundlegendes Vorgehen**

Eine Vielzahl von Strategien wurde für die Auswahl und Anpassung von Hörgeräten vorgeschlagen. Der Ablauf einer Hörgeräte-Anpassung kann in verschiedene Abschnitte unterteilt werden. Für jeden dieser Abschnitte gibt es eine Reihe von Verfahren und Strategien, von denen die gebräuchlichsten in diesem Kapitel kurz beschrieben werden sollen.

### **Definition der Zielvorgaben**

Die gebräuchlichsten Strategien versuchen grundsätzlich, das mittlere Sprachspektrum so vollständig wie möglich in den individuellen Restdynamikbereich zu übertragen. Obwohl dieses Ziel auf den ersten Blick vernünftig erscheint, ist nicht sichergestellt, dass das Erfüllen dieses Kriteriums im Einzelfall zu einer optimalen Sprachverständlichkeit sowohl in ruhigen als auch in störgeräuscherfüllten Situationen führt. Da Komponenten, die unhörbar sind, auch nicht zur Sprachverständlichkeit beitragen können, muss dieses Kriterium zwar als notwendig, nicht jedoch in allen Fällen hinreichend angesehen werden.

### **Schwellenbasierte Verfahren**

Methoden, die die Zielverstärkung aus der Hörschwelle ermitteln, gehen von einem funktionalen Zusammenhang zwischen Hörschwelle und Unbehaglichkeitsschwelle aus. Diese Annahme kann zwar im statistischen Sinne belegt werden (vgl. Regressionsfunktion in Abb. 6), betrachtet man jedoch die interindividuelle Streuung (Vertrauensbereich der Daten in Abb. 6), so erscheint es fraglich, ob der Annahme in jedem Einzelfall gefolgt werden sollte.

Betrachtet man zunächst die gemittelten Hörschwellenwerte, ergibt sich als die notwendige Verstärkung etwa die Hälfte des Hörverlustes ( $HV/2$ ) im mittleren Pegelbereich. Erfahrungsgemäß wird für leichtere Hörverluste eine geringere Verstärkung benötigt (etwa  $1/3$  des Hörverlustes) und für hochgradige Verluste eine höhere Verstärkung (etwa  $2/3$  des Hörverlustes). Darüber hinaus muss die Verstärkung frequenzabhängig angepasst und bauartbedingt korrigiert werden. Ausgehend von der *geschätzten* Unbehaglichkeitsschwelle werden die Anforderungen an die Dynamikregelung und die Begrenzungssysteme ermittelt.



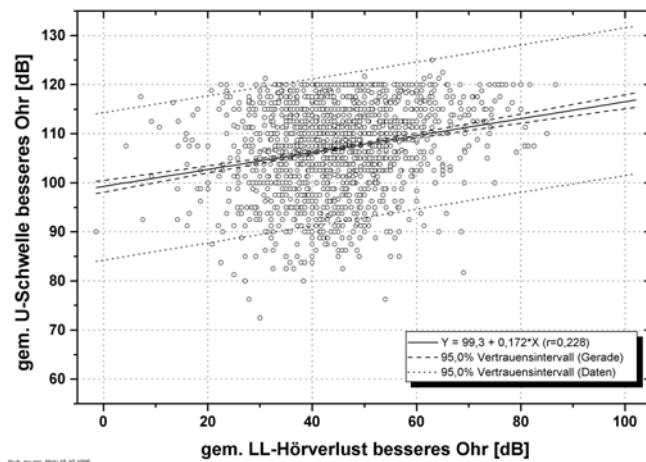


Abbildung 6: frequenzgemittelte U-Schwelle als Funktion des frequenzgemittelten LL-Hörverlusts für sensorineural Schwerhörige. Gezeigt werden die angepasste Regressionsgerade, der 95%-Vertrauensbereich für diese Gerade (gestrichelt) und der 95%-Vertrauensbereich der Daten (punktiert).

Basierend auf diesen grundlegenden Regeln wurden zahlreiche Formeln zur Bestimmung der frequenzabhängigen Zielverstärkung vorgeschlagen. Allen Formeln ist gemeinsam, dass empirisch ermittelte Korrekturfaktoren berücksichtigt werden. In der Praxis haben folgende Formeln die weiteste Verbreitung gefunden:

- NAL (National Acoustics Laboratories)
- Berger
- POGO (Prescription Of Gain and Output)

Die gebräuchlichsten Formeln sind in die jeweilige Anpass-Software und in die In situ-Messanlagen integriert. Darüber hinaus gibt es zahlreiche Hersteller-spezifische Anpassregeln, auf die hier nicht eingegangen werden soll. Die mit verschiedenen Anpassregeln ermittelten Zielverstärkungen weichen z.T. erheblich voneinander ab (bis zu 15 dB). Dies zeigt, dass die Hörschwelle alleine sicherlich kein ausreichendes Kriterium zur Ermittlung des individuellen Verstärkungsbedarfs darstellt. Die so präskriptiv ermittelten Verstärkungswerte eignen sich zwar für eine Voreinstellung der Hörgeräte-Parameter als Startpunkt für eine nachfolgende Feinanpassung, aber nicht als endgültige Zielwerte.

Während der audiometrischen Messung kann mit einem Sondenmikrofon der Pegel im Gehörgang in der Nähe des Trommenfells gemessen werden (In situ-Audiometrie), um die individuel-



len akustischen Verhältnisse zu berücksichtigen. Dieses Verfahren wird jedoch in der Praxis selten angewendet.

### **Überschwellige Verfahren**

Die erhebliche interindividuelle Streuung der überschwelligen Lautheits-Wahrnehmung bei gleicher Hörschwelle spricht für eine individuelle Ermittlung des überschwelligen Lautheitsanstiegs. Als erster Ansatz kann die Unbehaglichkeitsschwelle als zusätzliche Information über den individuellen Dynamikbereich hinzugezogen werden. Weitere Methoden, die den Lautheitsanstieg aus der Hörschwelle und der individuell gemessenen Unbehaglichkeitsschwelle berechnen, sind das „Fig. 6“- und das „DSL [i/o]“-Verfahren.

Die Lautheitswahrnehmung kann individuell mit Hilfe der kategorialen Lautheitsskalierung ermittelt werden. Hierbei werden dem Probanden akustische Signale (typischerweise Schmalbandrauschen) dargeboten, deren Lautheit direkt (absolut, ohne Vergleich mit einem Referenzsignal) auf einer Kategorienskala angegeben werden muss.

Dabei können sowohl Numeralskalen (vgl. Abszisse in Abb. 8) als auch verbale Skalen („nicht gehört – sehr leise – leise – mittel – laut – sehr laut – extrem laut“) verwendet werden. Die verwendeten Begriffe dürfen dabei nur die Lautstärke beschreiben. Um eine Verfälschung der Beurteilungen zu vermeiden, sollten die dargebotenen Pegel den gesamten individuellen Dynamikbereich abdecken und dürfen nicht in einer monotonen Folge (nur auf- oder absteigend) dargeboten werden. Mittlerweile haben zahlreiche Untersuchungen gezeigt, dass die Lautheitsskalierung ein geeignetes Verfahren zur Bestimmung der individuellen Pegel-Lautheitsfunktion im Rahmen der Hörgeräte-Anpassung ist.

Typische überschwellige Lautheitskurven für die Grundtypen der Schwerhörigkeit sind in Abb. 7 dargestellt. Für die Schallempfindungsschwerhörigkeit ergibt sich ein steilerer Kurvenverlauf verglichen mit Normalhörenden. Der extrapolierte Schnittpunkt der Pegel-Lautheitsfunktion mit der Pegelachse kann als Schätzwert für die Hörschwelle interpretiert werden, während die Steigung den überschwelligen Lautheitsanstieg beschreibt. Eine größere Steigung kann als Hinweis für Rekrutment gedeutet werden. Die so geschätzte Hörschwelle stimmt zumindest für mittelgradige Hörverluste gut mit der gemessenen Hörschwelle überein. Bei gleicher Hörschwelle variieren die Steigungen der individuellen Pegel-Lautheitsfunktionen erheblich, wodurch die Notwendigkeit der individuellen Messung der Lautheitsfunktion unterstrichen wird.

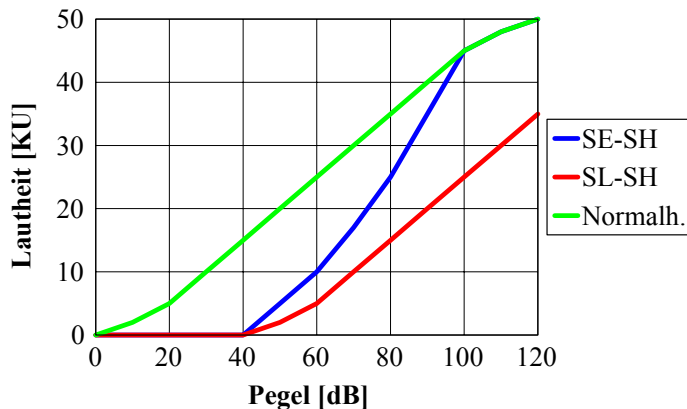


Abbildung 7: Typische Pegel-Lautheits-Funktionen für Normalhörigkeit (Normalh.) sowie Schallleitungs- (SL-SH) und sensorineurale Schwerhörigkeit (SE-SH). Bei gleicher Hörschwelle (extrapolierter Schnittpunkt mit der Pegelachse) kann die Steigung der Pegel-Lautheitskurve variieren.

Es wäre wünschenswert, über Messverfahren für die Lautheitsfunktion zu verfügen, die ohne aktive Mitarbeit des Probanden auskommen. In Betracht kommen die Ableitung akustisch evozierter Potentiale (ERA) oder die Messung des Stapediusreflex. Bisher konnte jedoch noch kein direkter Zusammenhang zwischen den gemessenen Latenzen und der empfundenen Lautheit gefunden werden. Es ist zu erwarten, dass diese Verfahren mit zunehmender Erfahrung eine gewisse Rolle im Rahmen der Hörgeräte-Anpassung bei Kindern erlangen werden.

Um eine Normalisierung der Lautheits-Wahrnehmung zu erreichen, muss ein Hörgerät die pathologische Pegel-Lautheitsfunktion durch geeignete (pegelabhängige) Verstärkung in den Normbereich übertragen. Die benötigte Verstärkung kann für jeden Eingangspegel aus dem horizontalen Abstand zwischen der individuellen Pegel-Lautheitskurve und der Referenzkurve ermittelt werden. Die Verstärkung für verschiedene Frequenzen kann durch Messung der Pegel-Lautheitskurven bei mehreren Frequenzen bestimmt werden. Man muss jedoch bedenken, dass Hörgeräte in alltäglichen Hörsituationen breitbandige Signale übertragen müssen. Dabei müssen im Einzelfall Lautheitssummutations-Effekte und Maskierung benachbarter Frequenzbereiche berücksichtigt werden. Darüber hinaus gibt die Lautheitsskalierung nur ungenügende Information über die Wahrnehmung zeitlich schwankender Signale (wie z.B. Sprache). In diesem Sinne ist die Wiederherstellung der Lautheitswahrnehmung sicherlich ein wichtiges Ziel der Hörgeräte-Anpassung, aber sie darf nicht als absolutes Maß angesehen werden.

## **Feinanpassung**

Nach der Anpassung der Verstärkung auf Basis einer Anpassregel oder individueller Lautheitsdaten muss überprüft werden, ob die gewünschte Verstärkung auch in situ am Ohr des Schwerhörigen erzielt wird. Darüber hinaus müssen die Hörgeräte in verschiedenen realen Hörsituationen überprüft werden. Dazu trägt der Schwerhörige die Hörgeräte probeweise in seiner individuellen Hörumgebung. Während der Feinanpassung werden die Hörgeräteparameter auf der Grundlage der subjektiven Bewertungen des Schwerhörigen so lange optimiert, bis der bestmögliche Versorgungserfolg erzielt wurde.

Erfahrungsgemäß stimmen vor allem während der ersten Anpass-Sitzungen die technischen Messdaten und die audiometrischen Ergebnisse nicht gut mit der subjektiv empfundenen Hörbeeinträchtigung überein. Zusätzlich ist besonders bei schon länger bestehenden Hörverlusten der Kontrast zwischen unversorgtem und versorgtem Zustand so gross, dass ein vollständiger Ausgleich des Hörverlustes vom Schwerhörigen nicht akzeptiert würde. In diesen Fällen muss eine systematische, schrittweise Feinanpassung („gleitende Anpassung“) durchgeführt werden. Wenn von Anfang an eine hohe Nutzungsdauer erreicht werden kann, wird der Hörerfolg verbessert.

## **Quantifizierung des Anpasserfolgs**

Für die Erfassung und Quantifizierung des Anpasserfolgs wurden eine Reihe von Verfahren entwickelt und verwendet, die hierarchisch in der Reihenfolge der zugeordneten Ebene der auditorischen Verarbeitung angeordnet werden können. Grob können die Verfahren eingeteilt werden in Methoden, die einen eher analytischen Ansatz verfolgen (z.B. In situ-Messung, Audiometrie mit Hörgeräten, Aufblähkurve) und das periphere Hörvermögen prüfen und Methoden, die einen eher integrativen Ansatz verfolgen (z.B. Sprachaudiometrie, subjektive Beurteilungen) und eher zentrale Anteile berücksichtigen.

Die analytischen Methoden werden eher in frühen Phasen der Hörgeräte-Anpassung eingesetzt, während die integralen Methoden eher für die Feinanpassung und die abschliessende Beurteilung herangezogen werden. Wenn die abschliessende Beurteilung unbefriedigende Resultate zeigt, werden die Hörgeräte-Einstellungen in der Feinanpassung weiter optimiert. Es können mehrere Schritte notwendig sein, um das gewünschte Ziel zu erreichen. Diese Feinanpassung

wird normalerweise von einem Hörgeräte-Spezialisten (in Deutschland vom Hörgeräte-Akustiker) mit geeigneten Methoden vorgenommen, während der HNO-Arzt sich auf die generelle Überprüfung des Versorgungserfolges konzentriert. Die gebräuchlichsten Verfahren werden im Folgenden skizziert.

### **Sondenmikrofonmessung**

Die Messung der Hörgeräte-Eigenschaften in einem Kuppler berücksichtigt nicht die Eigenschaften des individuellen Gehörgangs und der individuellen Otoplastik, da ein Kuppler deren akustische Eigenschaften nur unvollkommen abbildet. Alternativ kann der Schalldruckpegel mit einem Sondenmikrofon im Gehörgang gemessen werden, um die akustisch wirksame Verstärkung zu ermitteln. Bei sorgfältiger Platzierung des Sondenschlauchs kann die In situ-Messung die Eigenschaften der Hörgeräte zuverlässig erfassen und erlaubt so die Überprüfung der Hörgeräte-Übertragungsqualität im Einzelfall. Man muss darauf achten, dass der Sondenschlauch nicht die Position der IO-Schale oder der Otoplastik beeinflusst, was zu einer signifikanten Verfälschung der akustischen Eigenschaften und damit zu verfälschten Messergebnissen führen würde. Dies gilt besonders für Gehörgangs- und CIC-Geräte.

Zur Bestimmung der Übertragungsfunktion des Hörgerätes wird zunächst der Frequenzgang des unversorgten Ohres gemessen (Real Ear Unaided Gain, REUG). Der Frequenzgang wird hauptsächlich durch das Volumen, die Geometrie des Gehörgangs und die dadurch entstehenden Resonanzeffekte bestimmt. Insbesondere bei Kindern ist die REUG daher eine dynamische Größe, die sich mit der Zeit ändert.

Im Anschluss wird der In situ-Frequenzgang mit eingesetztem Hörgerät gemessen. Die akustisch wirksame Einfügeverstärkung kann als Differenz zwischen unversorgtem und versorgtem Frequenzgang ermittelt werden. Die Subtraktion des unversorgten Frequenzganges ist notwendig, da die IO-Schale oder Otoplastik durch den Verschluss des Ohres die Resonanzeffekte des offenen Gehörgangs beseitigt. Die Einfügeverstärkung sollte möglichst gut mit der Zielverstärkung übereinstimmen. Auch hier ist zu bedenken, dass eine gute Übereinstimmung zwischen ermittelter und gewünschter Verstärkung nicht mit einer optimalen Anpassung gleichgesetzt werden kann.

Die Bestimmung der Zielverstärkung ist mit Unsicherheiten behaftet. Darüber hinaus muss eine gute Annäherung an die Zielverstärkung nicht zu einem guten Gesamterfolg führen. In situ-Messungen ermitteln nur die Eigenschaften des Hörgerätes am Eingang zum Hörsystem, die

Eigenschaften der peripheren und zentralen Verarbeitungsstörungen bleiben also unberücksichtigt.

### **Schwellenbestimmung und Lautheitsskalierung**

Eine Methode, die Wahrnehmung des Schwerhörigen stärker zu berücksichtigen, besteht darin, die Hörschwelle mit eingesetzten Hörgeräten zu messen und mit der unversorgten Hörschwelle zu vergleichen („functional gain“, Aufblähkurve). Die Messung der Aufblähkurve hat sich jedoch als zeitaufwendiger und ungenauer als die In situ-Messung erwiesen. Im Einzelfall muss zwischen Zeitaufwand und Genauigkeit einerseits und Einbeziehung der Wahrnehmung andererseits abgewogen werden. Beide Kurven korrelieren jedoch gut miteinander, tendenziell liegt die „functional gain“ etwas niedriger als die Einfügeverstärkung („insertion gain“).

Die Wiederherstellung der Lautheitswahrnehmung kann mit Hilfe der Lautheitsskalierung im freien Schallfeld mit Hörgeräten überprüft werden. Als erster Schritt einer Hörgeräte-Anpassung kann versucht werden, eine möglichst gute Wiederherstellung der Lautheitswahrnehmung zu erzielen. Treten mit Hörgeräten signifikante Abweichungen von der Normkurve auf, können die Hörgeräte-Parameter schon während der Messung verändert werden, um so eine interaktive Optimierung der Hörgeräte-Eigenschaften zu erreichen. Wie bereits erwähnt gilt jedoch die Einschränkung, dass eine möglichst weitgehende Wiederherstellung der Lautheits-Wahrnehmung nicht automatisch mit einer bestmöglichen Hörgeräte-Anpassung gleichgesetzt werden darf.

### **Sprachaudiometrie zur Kontrolle der Hörgeräte**

Da die Wiederherstellung der Kommunikationsfähigkeit das primäre Ziel der Hörgeräte-Anpassung darstellt, spielt die Sprachaudiometrie eine wichtige Rolle bei der Quantifizierung des Anpasserfolges mit Hörgeräten. Im Zusammenhang mit der Hörgeräte-Überprüfung werden in erster Linie Einsilber-Tests (z.B. der deutsche „Freiburger Sprachtest“) eingesetzt.

Ein grundlegendes Ziel der Hörgeräte-Anpassung ist die Verschiebung des Bereiches der besten Sprachverständlichkeit in den Pegelbereich normaler Umgangssprache. Durch die Anpassung des Frequenzgangs an den Hörverlust kann der Diskriminationsverlust oft verringert werden.

Der erreichte Diskriminationswert sollte sich auch bei hohen Eingangspegeln nicht ändern. Verbessert sich die Diskrimination weiter mit steigendem Pegel, könnte die Verstärkung zu

gering sein. Verschlechtert sich die Diskrimination dagegen mit steigendem Pegel, ist dies ein Hinweis für eine suboptimale Einstellung der Verstärkungsregelung oder der Begrenzung.

Eine realistische Abschätzung der Kommunikationsfähigkeit in natürlichen Hörumgebungen gibt die Sprachaudiometrie im Störgeräusch, die bisher jedoch nur zur Überprüfung von beidohrigen Anpassungen verbindlich ist. Um eine möglichst gute Übereinstimmung mit der natürlichen Hörumgebung zu erzielen, wäre ein Satztest in einer räumlichen Situation wünschenswert. In der Norm zur Sprachaudiometrie (DIN EN ISO 8253) wird eine räumliche Situation empfohlen, bei der das Sprachsignal frontal von vorne dargeboten wird und die Rauschsignale über zwei Lautsprecher im Winkel von  $+45^\circ$  und  $-45^\circ$ . Andere Konfigurationen müssen sorgfältig dokumentiert werden.

Inzwischen wurden verschiedene Rauschsignale für die Sprachaudiometrie im Störgeräusch vorgeschlagen, die sich hauptsächlich bezüglich des Spektrums und der zeitlichen Eigenschaften (Modulationsspektrum) unterscheiden. Die Auswahl eines geeigneten Rauschsignals richtet sich nach der jeweiligen Aufgabenstellung. Um eine Vergleichbarkeit der Ergebnisse zu gewährleisten, muss das verwendete Rauschsignal genau spezifiziert werden.

Obwohl zahlreiche neue Sprachtests vorgeschlagen wurden, hat sich keine dieser Alternativen bisher in der Praxis etablieren können. Dies gilt auch für Satztests, obwohl es hier vielversprechende Ansätze gibt (z.B. den „Oldenburger Satztest“).

### **Subjektive Beurteilung**

Die Befragung des Hörgeräteträgers mit dem Ziel, die subjektive Beurteilung des Höreindrucks zu erfassen, stellt wohl das wichtigste Element zur Erfassung des Anpasserfolges dar, da diese Ergebnisse den persönlichen Hörkomfort und die Kommunikationsfähigkeiten in alltäglichen Hörsituationen widerspiegeln. Über die Sprachaudiometrie hinaus werden wichtige zusätzliche Qualitätsaspekte erfasst. Die Erfassung der subjektiven Beurteilung ist ein wesentlicher Bestandteil der Hörgeräte-Anpassung. In letzter Zeit wurde eine Reihe von Fragebögen für die systematische Erfassung der subjektiven Beurteilungen der Hörleistung in verschiedenen Hörsituationen entwickelt.

## **Praktisches Vorgehen bei der Hörgeräte-Anpassung**

### **Hörgeräte-Anpassung bei Erwachsenen**

Obwohl es keine allgemeingültigen Regeln für den Anpass-Prozess gibt, haben sich einige Elemente in der Praxis bewährt. Zu Beginn der Anpassung werden unter Verwendung der oben beschriebenen Formeln Ziele für die Verstärkung, den Frequenzgang und den maximalen Ausgangspegel definiert. Ausgehend von der Zielverstärkung und anderen individuellen Ansprüchen werden drei Hörgeräte ausgewählt und voreingestellt. Diese Hörgeräte werden vergleichend angepasst. Die Übereinstimmung zwischen Zielverstärkung und realer Verstärkung sollte mit Hilfe einer In situ-Messung überprüft werden. Treten hierbei erhebliche Differenzen auf, müssen diese entweder durch Nacheinstellung der Hörgeräte, durch Modifikationen am akustischen System (Otoplastik, IO-Schale) oder durch Auswahl eines anderen Hörgerätes korrigiert werden. Die am besten geeigneten Hörgeräte werden ausgewählt und in der Feinanpassung weiter optimiert.

Das Dynamikverhalten der Hörgeräte kann auch mit Lautheitsskalierung überprüft werden. Wird die Lautheitsskalierung mit schmalbandigen Signalen durchgeführt, kann auch der Frequenzgang überprüft werden. Es ist jedoch zu bedenken, dass eine Wiederherstellung der Lautheitswahrnehmung nicht notwendigerweise der optimalen Hörgeräte-Einstellung entspricht. Dies gilt z.B., wenn die Tieftonverstärkung reduziert werden muss, um negative Effekte einer Aufwärtsmaskierung zu vermeiden. Darüber hinaus kann eine Über-Kompression der hohen Frequenzen zu einer Reduktion der Sprachverständlichkeit führen. Daher erscheint es sinnvoll, die Lautheitsskalierung ergänzend auch mit sprachähnlichen Signalen durchzuführen, um die Wahrnehmung breitbandiger Signale zu berücksichtigen.

Im Anschluss an die Anpassung der Hörgeräte an die individuellen Anforderungen muss der Anpasserfolg überprüft werden. Dabei werden sowohl Sprachaudiometrie als auch subjektive Bewertungen durch den Hörgeräteträger herangezogen. Eine Sprachaudiometrie in Störgeräuschen ist empfehlenswert, um die Kommunikationsfähigkeit zu überprüfen.

Neben der Validierung der Ergebnisse mit Hilfe von audiometrischen Messungen ist die Erfassung der subjektiven Bewertung wichtig. Die Überprüfung der subjektiven Beurteilungen muss den gesamten Anpassprozess begleiten. Dies geschieht normalerweise in den Beratungsgesprächen, die während der Anpassung stattfinden. Alternativ wurden Fragebögen entwickelt, um die

Bewertungen systematisch zu erfassen. Der Vergleich der Bewertung ohne Hörgeräte und mit Hörgeräten in verschiedenen Hörsituationen vermittelt einen Eindruck vom Ergebnis der Anpassung. Bekanntere Fragebögen sind der APHAB (Abbreviated Profile of Hearing Aid Benefit), das Göteborger Profile, der COSI (Client Oriented Scale of Improvement) und das Oldenburger Inventar. Vor kurzem wurde mit dem IOI-HA (International Outcome Inventory for Hearing Aids) ein kurzer Fragebogen zur Ermittlung des Anpassergebnisses vorgestellt. Mittlerweile liegt der IOI-HA in mehr als 20 Sprachen vor, so dass Ergebnisse auch auf internationaler Ebene verglichen werden können.

In vielen Fällen erfolgt die Hörgeräte-Anpassung erst nach einer erheblichen Dauer der Schwerhörigkeit. Durch eine Gewöhnung an den Hörverlust treten oftmals Diskrepanzen zwischen gemessenem und subjektiv empfundenem Versorgungserfolg auf. In diesem Fall muss ein Kompromiss für den Ausgleich des Hörverlustes gefunden werden, um eine möglichst hohe Akzeptanz der Hörgeräte sicherzustellen. Mit der Zeit und mit zunehmender Gewöhnung können die Hörgeräte-Parameter an die endgültigen Zielwerte herangeführt werden („gleitende Anpassung“).

Die Hörgeräte-Anpassung ist ein dynamischer Prozess, der individuell abgestimmt werden muss, um die Kommunikationsfähigkeit langfristig bestmöglich wiederherzustellen. In vielen Fällen muss dabei ein Kompromiss zwischen Sprachverständlichkeit und (subjektiver) Klangbeurteilung gefunden werden, wobei letztere eine wichtige Rolle für die Akzeptanz und für die Bereitschaft spielt, die Hörgeräte regelmäßig zu benutzen.

### **Hörgeräteanpassung bei Kindern**

Im Großen und Ganzen entsprechen die Verfahren im Rahmen der Hörgeräte-Anpassung bei Kindern denen der Anpassung bei Erwachsenen. Bei einzelnen Schritten müssen jedoch kinderspezifische Besonderheiten berücksichtigt werden. Vor allem bei der Audiometrie müssen alters- und entwicklungsgerechte Verfahren angewendet werden. In Frage kommen z.B. die Verhaltensaudiometrie oder objektive Messungen wie ERA, Stapediusreflex-Messung oder Messung der otoakustischen Emissionen. Altersentsprechende Besonderheiten sind auch bei der Auswahl geeigneter Hörgeräte zu berücksichtigen. Dies gilt nicht nur für die Größe der Geräte, sondern auch für das Winkelstück und anderes Zubehör. Von besonderer Bedeutung ist der



Audioeingang zum Anschluss von Kommunikationshilfen wie FM-Anlagen. Daher werden Kinder praktisch ausnahmslos mit HdO-Geräten versorgt.

Aufgrund der großen Varianz der Gehörgangs-Größe und ihres Einflusses auf die akustische Übertragung ist es besonders wichtig, Verstärkung und Frequenzgang mit In situ-Messung zu kontrollieren. Da sich diese Eigenschaften aufgrund des Wachstums relativ schnell ändern, müssen Hörgeräte häufig nachangepasst werden.

Wenn eine In situ-Messung nicht möglich ist, können die Hörgeräte-Eigenschaften auch mit einem speziellen Kinderkuppler ermittelt werden, der das typische Volumen eines Kinder-Gehörgangs simuliert und realistischere Aussagen über die akustischen Eigenschaften des Hörgerätes liefert als der typischerweise verwendete 2ccm-Kuppler.

Ein weiteres wichtiges Kriterium für die wahrgenommene Verstärkung einer Anpassung bei Kindern stellt die Aufblähkurve dar. Die Aufblähkurve sollte im Audiogramm möglichst flach verlaufen und den größtmöglichen Teil des Sprachspektrums in den Restdynamikbereich übertragen. Eine ständige Kontrolle unter Berücksichtigung der Beobachtungen der Eltern und anderer Betreuungspersonen ist wichtig, um schrittweise die bestmögliche Hörgeräte-Einstellung zu erreichen.

Seit langem wird eine kontroverse Diskussion über den maximal zulässigen Ausgangspegel und die Einstellung von Begrenzungssystemen geführt. Der Kompromiss ist dabei zwischen genügender akustischer Beschallung einerseits und dem Risiko einer weiteren Schädigung durch zu hohe Darbietungspegel andererseits zu finden. Sowohl zu geringe als auch zu große Verstärkung können negative Auswirkungen haben. Bedenkt man die begrenzte Zuverlässigkeit der Kriterien, die der Entscheidung zu Grunde liegen, ist es oft nicht einfach, diesen Kompromiss zu finden. Der maximale Ausgangspegel muss zu Beginn auf 125 dB begrenzt werden, um eine weitere Schädigung des Innenohres auszuschliessen. Nur wenn trotz Frühförderung eine Sprachentwicklung ausbleibt oder andere Anzeichen für eine ungenügende Verstärkung auftreten, kann diese Grenze vorsichtig und in kleinen Schritten angehoben werden. Bei Kindern mit einem hochgradigen Hörverlust scheint es akzeptabel zu sein, Pegel über 130 dB zu erlauben, da diese Kinder sonst hinter ihren Entwicklungsmöglichkeiten zurückbleiben.

Mit zunehmendem Alter können Hör- und Unbehaglichkeitsschwelle zuverlässiger ermittelt werden, so dass die Hörgeräte-Anpassung zunehmend sicherer vorgenommen werden kann. Ab dem Vorschul- oder Schulalter kann auch die Sprachaudiometrie mit altersgerechten Testverfahren durchgeführt werden.

Mehr noch als bei Erwachsenen kann die Quantifizierung des Anpassergebnisses nicht anhand absoluter Kriterien erfolgen, sondern muss das individuelle Entwicklungspotential und andere Aspekte (z.B. zusätzliche Behinderungen) berücksichtigen. Verlaufskontrollen spielen eine viel grössere Rolle als der Vergleich mit Normwerten.

Verhaltensbeobachtungen der Eltern oder Pädagogen spielen bei den häufigen Kontrolluntersuchungen eine große Rolle, um den Verlauf der Hörgeräte-Anpassung zu überwachen und zu bewerten. Darüber hinaus ist die begrenzte Zuverlässigkeit der verfügbaren Befunde und Messungen zu beachten. Auf der anderen Seite dürfen diese Einschränkungen nicht als Argument für eine spätere Versorgung verstanden werden, da nur bei einer frühzeitigen Versorgung eine adäquate und bestmögliche Entwicklung eines Kindes erreichbar ist.

### **Indikation and organisatorischer Ablauf**

Die Indikation für Hörgeräte basiert im Wesentlichen auf

- dem Grad der subjektiv wahrgenommenen Kommunikationsstörung,
- dem Hörverlust für Reintöne, und
- der Sprachverständlichkeit ohne Hörgeräte.

Vor allem der erste Punkt sollte nicht unterbewertet werden, denn nur eine gute Akzeptanz des Hörgerätes und die Bereitschaft, die Hörgeräte zu tragen und aktiv zu nutzen, kann den bestmöglichen Anpasserfolg sicherstellen.

Die Indikation von Hörgeräten sollte sich in erster Linie an der Sprachverständlichkeit orientieren. Als allgemeine Regel sind Hörgeräte angezeigt, wenn die Sprachverständlichkeit für Ein-silber in Ruhe mit Kopfhörer gemessen bei einem Pegel von 65 dB 80 % oder weniger beträgt. Wenn eine Sprachaudiometrie nicht durchgeführt werden kann, kann die Hörschwelle für Töne herangezogen werden: beträgt der Hörverlust im Frequenzbereich zwischen 500 Hz und 3 kHz mehr als 30 dB, sind Hörgeräte typischerweise angezeigt. In Ausnahmefällen (z.B. Tinnitus, Kommunikationsschwierigkeiten in lärmgefüllten Situationen) können Hörgeräte auch bei geringeren Hörverlusten angezeigt sein.

In vielen Ländern wird die Hörgeräte-Versorgung arbeitsteilig von HNO-Ärzten und Hörgeräte-Spezialisten (z.B. dem deutschen Hörgeräte-Akustiker) durchgeführt. Der HNO-Arzt ist dabei für die Diagnose verantwortlich. Bei der Kinderversorgung können auch pädaudiologische

Institutionen einbezogen werden. Die Verschreibung erfolgt unter Angabe aller relevanten audiometrischen Daten.

Nach Indikation und Verschreibung passt der Hörgeräte-Spezialist die Hörgeräte an. Die Abdrucknahme und die Modifikationen der Otoplastiken oder IO-Schalen fallen in das Aufgabengebiet des Hörgeräte-Spezialisten. Der Hörgeräte-Träger wird in den Gebrauch der Hörgeräte eingewiesen und über Zubehör und andere Kommunikationshilfen ausführlich beraten.

Im Anschluss an die Hörgeräte-Anpassung überprüft der HNO-Arzt die ausreichende Verbesserung der Kommunikationsfähigkeit und die Zweckmäßigkeit der Hörgeräte. Die Überprüfung basiert auf sprachaudiometrischen Messungen und dem persönlichen Eindruck des HNO-Arztes vom Versorgungserfolg und der Fähigkeit des Patienten, die Hörgeräte zu tragen und zu bedienen.

Im abschließenden Beratungsgespräch sollte der Schwerhörige ermutigt werden, die Hörgeräte regelmäßig zu tragen, da nur durch die Gewöhnung an den Klang der Geräte und intensives Hörtraining der gewünschte Hörerfolg erzielt werden kann. Daher ist die aktive Mitarbeit des Hörgeräte-Trägers von großer Bedeutung für den Anpasserfolg.

Während der folgenden Nutzungszeit der Hörgeräte im täglichen Leben wird der Hörgeräteträger vom HNO-Arzt und Hörgeräte-Spezialist betreut, wobei letztere alle nötigen Reparaturen und Service-Arbeiten durchführt.

Das Hörtraining sollte durch regelmäßige Rehabilitationsmaßnahmen unterstützt werden. Während für Kinder eine Reihe von Fördermaßnahmen von pädaudiologischen Zentren, Schwerhörigenschulen oder anderen pädagogischen Institutionen angeboten werden, gibt es keine vergleichbaren routinemäßigen Angebote für Erwachsene. Hier besteht Nachholbedarf, denn nur mit ausreichendem Kommunikationstraining lässt sich ein bestmöglicher Versorgungserfolg erzielen.<sup>1</sup>

---

<sup>1</sup> Der Text basiert zum Teil auf dem Kapitel 14 „Hörgeräte“ aus Lehnhardt E und Laszig R (Hrsg.), Praxis der Audiometrie, 8. Aufl. 2001, Thieme Verlag, Stuttgart

## Zusammenfassung

---

Hörgeräte sind bei Hörverlusten angezeigt, die nicht medikamentös oder operativ behoben werden können. Nur eine Minderheit der Personen, die von Hörgeräten profitieren würden, sind auch tatsächlich mit Hörgeräten versorgt. Noch geringer ist die Zahl der beidohrig Versorgten, obwohl die meisten Hörverluste weitgehend symmetrisch auf beiden Ohren sind. Dadurch leidet ein großer Teil der Schwerhörigen unter vermeidbaren Einschränkungen ihrer Kommunikationsfähigkeiten, vor allem in störräuscherfüllten Hörsituationen. Die bestmögliche Wiederherstellung des Kommunikationsvermögens ist das primäre Ziel einer Hörgeräteversorgung. Hörgeräte sind in verschiedenen Bauformen und mit einer Vielzahl an Signalverarbeitungsstrategien erhältlich. Rein analoge Schaltungen werden mehr und mehr durch digital programmierbare und volldigitale Schaltungen ersetzt. Im Rahmen der Anpassung gewinnen überschwellige Messverfahren (z.B. Lautheitsskalierung) zunehmend an Bedeutung. Durch die zunehmende Komplexität der Hörgerätetechnologie und dem breiten Spektrum an möglichen Hörverlusten ist eine bestmögliche Anpassung nur unter Berücksichtigung der individuellen Hördefizite möglich. Für die Hörgeräte-Anpassung hat sich die Arbeitsteilung zwischen HNO-Arzt und Hörgeräte-Spezialist bewährt. Ein verbessertes Zusammenwirken zwischen Audiologie und Technologie wird den Gewinn durch eine Hörgeräte-Anpassung zukünftig weiter steigern.