

Versorgung und Rehabilitation mit technischen Hörhilfen

Jürgen Kießling / Gießen

1. Aufbau und Funktion von Hörgeräten

Unter der Bezeichnung *technische Hörhilfen* versteht man grundsätzlich sämtliche Formen konventioneller Hörgeräte und implantierbarer Hörsysteme sowie Zusatzeinrichtungen und Übertragungsanlagen (FM-Anlagen, Bluetooth), die im Englischen unter dem Begriff *Assistive Listening Devices (ALD)* zusammengefasst werden. Da implantierbare Hörsysteme an anderer Stelle abhandelt werden, beschränkt sich der vorliegende Beitrag auf die Behandlung nicht-implantierbarer Hörhilfen. Heutige Hörgeräte basieren grundsätzlich auf digitaler Signalverarbeitung. Das grundlegende Funktionsprinzip von Digitalhörgeräten basiert auf den in Abb. 1 schematisch dargestellten Komponenten: Schallempfänger (Mikrofon bzw. Induktionsspule), Vorverstärker, Analog-Digital-Wandler, Signalprozessor mit n Frequenzbändern, Digital-Analog-Wandler, Nachverstärker und Schallsender (Hörer).

Im normalen Betrieb handelt es sich beim Schallempfänger um ein Mikrofon, das den Schall am Hörgeräteeingang aufnimmt und für die weitere Verarbeitung in eine elektrische Wechselspannung umwandelt. Neben dem Mikrofon sind zahlreiche Hörgeräte zusätzlich mit einem Empfänger für den induktiven Betrieb (Induktionsspule, Telefonspule) ausgestattet, um optional auch elektromagnetische Wellen aufnehmen zu können, die z. B. von Induktionsschleifen oder Telefonhörern abgestrahlt werden. Über eine weitere Möglichkeit der Signaleinspeisung verfügen Hörgeräte, die mit Audioeingang ausgestattet sind. Bei diesen Geräten kann zum Anschluss externer Schallquellen, wie Klassenverstärkeranlagen, Funkanlagen, Radio- oder Fernsehgeräten, CD- oder MP3-Playern sowie anderer Zusatzeinrichtungen, das Eingangssignal direkt als elektrische Spannung über den Audioeingang ins Hörgerät eingekoppelt werden. Insbesondere für die Versorgung schwerhöriger Kinder hat sich der Audioeingang als unverzichtbar erwiesen, wohingegen er bei der Versorgung Erwachsener bisher nur begrenzte Bedeutung erlangt hat.

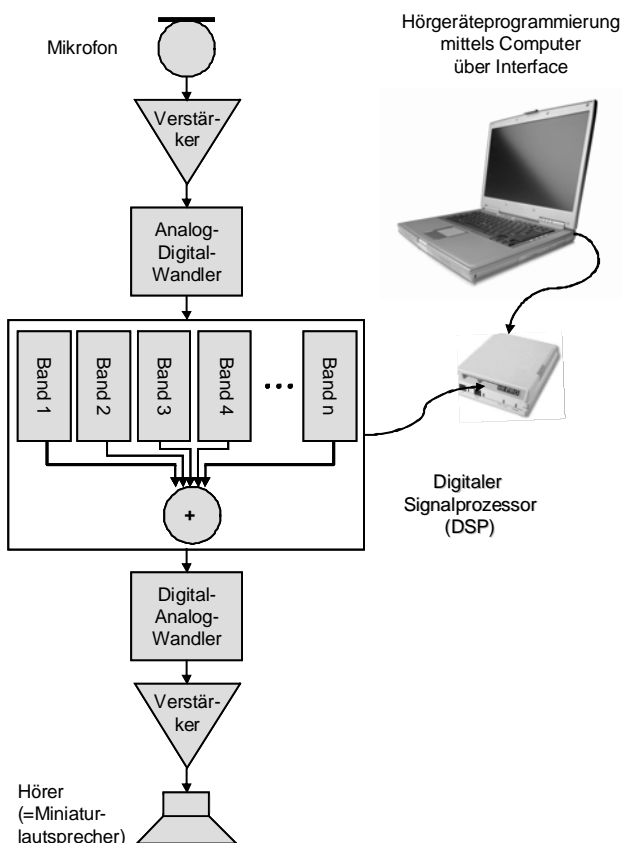


Abb. 1: Funktionsdiagramm eines mehrkanaligen Hörgerätes mit digitaler Signalverarbeitung

Das Mikrofon (bzw. die Induktionsspule oder der Audioeingang) liefert das elektrische Eingangssignal, das in den nächsten Schritten verstärkt und mittels Analog-Digital-Wandler für die

weitere Verarbeitung digitalisiert wird. Das Digitalsignal wird im Signalprozessor entsprechend den Bedürfnissen des Nutzers bearbeitet, d.h. verstärkt, komprimiert, gefiltert oder in anderer Weise modifiziert, wobei auch bei Digitalhörgeräten die Verstärkungsfunktion im Vordergrund steht. Angesichts der Vielzahl von innenohrschwerhörigen Hörgerätekandidaten mit Recruitment sind in der Regel nicht-lineare Verstärkungssysteme angezeigt, bei denen das erforderliche frequenzabhängige Verstärkungs- und Kompressionsverhalten durch Aufteilung des Eingangssignals in mehrere Frequenzbänder verwirklicht wird. Nach digitaler Verarbeitung wird das Signal digital-analog gewandelt und nachverstärkt, um den nachfolgenden Wandler zu betreiben. Bei Luftleitungshörgeräten hat ein Miniaturhörer die Funktion des Schallsenders, der das Ohr direkt oder über ein Ohrpassstück beschallt. Knochenleitungshörgeräte sind mit Knochenleitungshörern ausgestattet, die eine vibratorische Anregung des Schädelknochens bewirken und damit Wanderwellen in der Cochlea direkt auslösen.

Neben den in Abb. 1 beschriebenen Hauptkomponenten benötigen Hörgeräte eine Energiezelle (Batterie oder Akku) und, sofern es sich nicht um Automatikgeräte handelt, Bedienungselemente für den Hörgeräteträger (Ein-Ausschalter, Programmschalter, Verstärkungsregler). Zudem verfügen Hörgeräte über eine Kabelanschlussmöglichkeit (Buchse, Adapter für Batteriefach) an das Programmiersystem, mit dem der Akustiker die Hörgerätewiedergabe an die Gehöreigenschaften des Nutzers individuell anpassen kann. Solche Programmiersysteme bestehen aus einem hörgerätespezifischen Interface und einem Personal Computer, auf dem die Anpassprogramme der Hörgeräthersteller installiert sind. Zusammen mit der Softwareplattform NOAH haben sich universelle kabelgebundene bzw. kabellose Schnittstellen zwischen Hörgerät und Computer als de facto Industriestandard zur Programmierung von Hörgeräten durchgesetzt, die von den Hörgerätheherstellern unterstützt werden. Mit dieser universellen Software-Plattform können Hörgeräte in Verbindung mit herstellerspezifischer Anpasssoftware programmiert und Messgeräte für die Hörgerätenpassung gesteuert werden. Daneben bieten die Hersteller auch Stand-alone-Versionen ihrer Anpassprogramme an.

2. Signalverarbeitung in Hörgeräten

Die primäre Aufgabe von Hörgeräten besteht darin, den einfallenden Schall, insbesondere Sprache und andere relevante Schallereignisse, in den Restdynamikbereich des Hörgeräteträgers passend zu übertragen, so dass in etwa eine lautheitsgerechte Wahrnehmung erfolgen kann: leise Eingangssignale sollen leise und laute Eingangssignale sollen laut gehört werden. Dazu ist eine individuelle Frequenz- und Dynamikanpassung erforderlich. Sofern die Restdynamik ausreichend breit ist, kann die Verstärkung linear erfolgen, d. h. unabhängig vom Eingangsspegel liefert das Hörgerät frequenzspezifisch eine einheitliche Verstärkung. Da die Mehrzahl der Hörgerätekandidaten jedoch unter Innenohrschwerhörigkeit mit Recruitment, also unter einer eingeengten Restdynamik, leiden, bedarf es in der Regel nicht-linearer Verstärkungssysteme.

Im Falle von stark frequenzabhängigen Hörstörungen verbunden mit frequenzspezifisch eingeengtem Restdynamikbereich, gelingt es mit einkanaligen, frequenzunabhängigen Kompressionssystemen nicht, Sprache adäquat in den Restdynamikbereich zu übertragen. In diesem für Hörgeräteversorgungen typischen Fall sind mehrkanalige Verstärkungs- und Kompressionssysteme notwendig. Digitalhörgeräte zerlegen das Eingangssignal grundsätzlich in mehrere Frequenzbänder, so dass frequenzspezifische Verstärkung und Kompression realisiert werden und deren Parameter individuell an das jeweilige Gehör angepasst werden können. In Abb. 2 ist eine frequenzabhängige Verstärkungs- und Kompressionswirkung für ein 12-kanaliges System dargestellt, mit dem das Sprachsignal komplett und dynamikgerecht in den Restdynamikbereich verlagert werden kann, ohne die Unbehaglichkeitsschwelle zu überschreiten.

Neben der Möglichkeit der differenzierten Frequenz- und Dynamikanpassung bieten aktuelle Hörgeräte zusätzliche Funktions- und Ausstattungsmerkmale, die auf komplexer Signalverarbeitung beruhen. In diesem Bereich der digitalen Signalverarbeitung konnten bei der Bekämpfung akustischer Rückkopplungen deutliche Fortschritte erzielt werden. Zur Lösung dieses Problems haben sich Verfahren etabliert, die auf einer Auslöschung der Rückkopplung durch Addition eines gegenphasigen Signals beruhen. Zu diesem Zweck wird der akustische Rückkopplungspfad kontinuierlich analysiert, ein zum Rückkopplungssignal gegenphasiges Signal erzeugt und dem Hörgeräteingang überlagert, so dass es nach einer kurzen Adaptationszeit zur Auslöschung der Rückkopplung kommt. Durch die Adaptivität passt sich das System eventuellen Änderungen des Rückkopplungspfades ständig an, so dass man derzeit eine um 15-20 dB höhere Verstärkung rückkopplungsfrei erreichen und im täglichen Gebrauch nutzen kann, was der offenen Versorgung in den letzten Jahren zum Durchbruch verholfen hat.

Ein anderes Problem von großer praktischer Bedeutung ist das eingeschränkte Sprachverstehen im Störgeräusch, speziell im Stimmengewirr. Auch diesem Problem kann man mit modernen Signalverarbeitungsalgorithmen entgegenwirken. Der heute gängigste Lösungsansatz beruht auf der Annahme, dass es sich beim Nutzsignal meist um Sprache handelt und das Nutzsignal damit durch eine sprachtypische Amplitudenmodulation gekennzeichnet ist. Zur Detektion und Reduktion des Störschalls nutzt man die Aufteilung des Eingangssignals in mehrere Frequenzbänder (siehe Abb. 2), in denen jeweils eine Modulationsanalyse vorgenommen wird. Findet das System in einem Band eine ausgeprägte sprachtypische Modulation, ist davon auszugehen, dass in diesem Frequenzband Sprachanteile in erheblichem Maße auftreten, die erhalten werden müssen. Dementsprechend erfolgt in diesem Band keine Abschwächung. In den Bändern, in denen dagegen keine oder keine wesentliche sprachtypische Modulation auftritt, wird abhängig vom Modulationsgrad eine Abschwächung des Signals vorgenommen. Dann werden die bearbeiteten Teilsignale der einzelnen Frequenzbänder wieder zusammengeführt und dem Hörgerätenutzer über den Hörer hörbar gemacht.

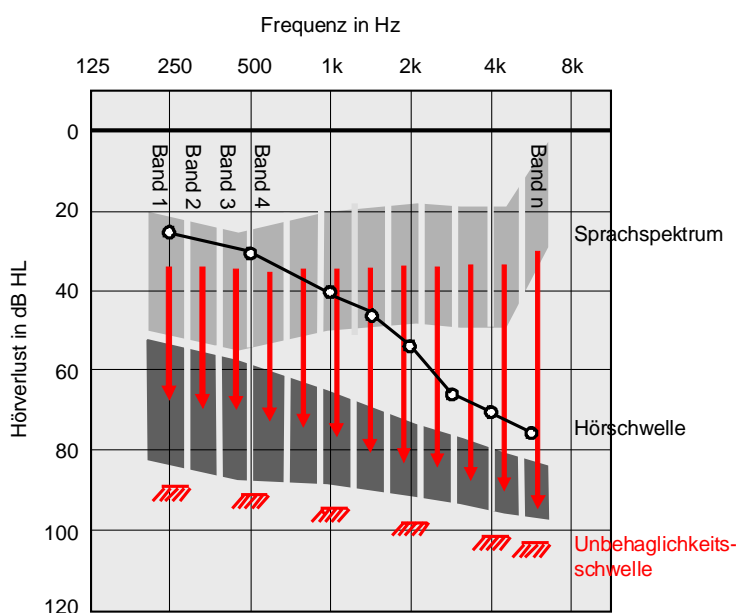


Abb. 2: Grundprinzip der Signalverarbeitung in mehrkanaligen Hörgeräten veranschaulicht anhand eines Tonaudiogramms in Relativdarstellung.

Wenn in den einzelnen Frequenzbändern entweder überwiegend Sprachanteile oder Störschall auftreten, funktioniert diese Form der Störschallunterdrückung gut. Liegt dagegen, wie es in realen Störschallsituationen häufig der Fall ist, eine weitgehende spektrale Überlappung von

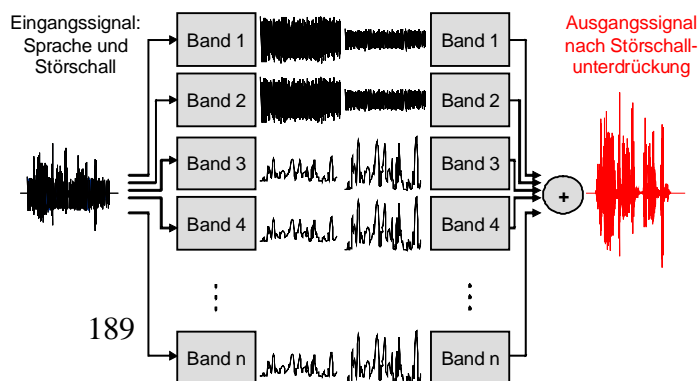


Abb. 3: Störschallunterdrückung auf der Basis einer Modulationsanalyse: Bänder mit Sprachmodulation werden verstärkt, Bänder ohne Sprachmodulation abgeschwächt.

Nutz- und Störschall vor, so kann diese Form der Störschallunterdrückung lediglich begrenzte Wirkung entwickeln, da in den Frequenzbändern des Überlappungsbereichs ein ähnlicher Modulationsgrad vorliegt, deshalb alle relevanten Bänder in gleichem Umfang abgeschwächt werden und somit nicht zur Verbesserung des Signal-Störschall-Abstands beitragen können.

Handelt es sich um eine Störschallsituation, bei der der Nutzschall von vorn einfällt, also der typischen Situation zweier Gesprächspartner im Störschall, kann mit Richtmikrofonen eine signifikante Verbesserung des Sprachverstehens erreicht werden. Das Grundprinzip moderner Richtmikrofonhörgeräte basiert auf dem Zusammenwirken zweier Mikrofone, die in ausreichendem Abstand in Vorn-Hinten-Richtung angeordnet sind und deren Signale voneinander subtrahiert werden. Dabei wird das Signal des hinteren Mikrofons zeitlich so verzögert, dass es bei der nachfolgenden Subtraktion der Mikrofonsignale zu einer Auslöschung des rückwärtigen oder seitlichen Schalls kommt.

Typische Richtmikrofonensysteme verfügen über zwei Einzelmikrofone, die in der beschriebenen Weise zusammenwirken, doch kann die Richtwirkung durch Mikrofonarrays bestehend aus drei oder mehr zusammen geschalteten Mikrofonen noch gesteigert werden. Das hier beschriebene Mikrofonprinzip bietet eine universelle Richtcharakteristik oder durch Wahl einer anderen Zeitverzögerung die Möglichkeit, die gewünschte Richtung maximaler Störschallunterdrückung (häufig die Hinten-Richtung) im Rahmen der Hörgeräteanpassung individuell einstellen zu können. Heutige Richtmikrofonhörgeräte wirken vielfach über diese Form der fest eingestellten Richtwirkung hinaus und verfügen über eine adaptive Richtwirkung, die sich automatisch auf die Unterdrückung der Hauptstörschallquelle einstellt.

Basierend auf den hier behandelten Formen der Signalverarbeitung (Verstärkung, Dynamikkompression, Rückkopplungsunterdrückung, Störschallunterdrückung, Richtwirkung) kann ein Set von Grundeinstellungen für typische, immer wiederkehrende Hörsituationen wie z. B. Sprache in Ruhe, Sprache im Störschall, Störschall allein, Musik, Telefonieren etc., definiert und im Hörgerät programmiert werden. Diese so genannten Hörprogramme können zudem entsprechend den persönlichen Wünschen und Bedürfnissen des Hörgerätenutzers optimiert, auf verschiedenen Programmplätzen des Hörgerätes abgelegt und situationsbedingt vom Nutzer ausgewählt werden. In dieser Form können typischerweise zwei bis vier Hörprogramme zur Verfügung gestellt werden. Die Programmwahl erfolgt entweder mit Hilfe eines Tippschalters am Gerät, mit dem die einzelnen Programme zyklisch durchgeschaltet werden können, oder mit Hilfe einer Fernbedienung. Wird in ein anderes Hörprogramm umgeschaltet, bestätigt das Hörgerät die Umschaltung mit einer akustischen Programmkennung (Tonfolge, Sprachansage), die wahlweise deaktiviert und bei manchen Produkten auch individualisiert werden kann.

Die praktische Erfahrung mit Multiprogramm-Hörgeräten zeigt, dass zahlreiche Hörgerätenutzer ihre Hörprogramme häufig nicht entsprechend ihrer Bestimmung nutzen. So zeigen Studien mit Datalogging-Hörgeräten (siehe unten), dass das Basisprogramm, das beim Einschalten der Hörgeräte aktiviert wird, zu 70-80 % der Nutzungsdauer beibehalten wird, auch in Situationen in denen andere Hörprogramme zweckmäßiger gewesen wären. Deshalb bieten die Hörgerätehersteller zunehmend die Möglichkeit der automatischen Programmeinstellung auf der Basis einer Situationserkennung und -klassifizierung (akustische Szenenanalyse) an. Dazu führt das Hörgerät eine kontinuierliche Analyse des Umgebungsschalls durch und bewertet eine Reihe von Schallfeldparametern (Pegel, Frequenz, Modulation, zeitliche Veränderungen, Links-Rechts-Vergleich etc.). Auf dieser Grundlage erfolgt eine Klassifikation der jeweiligen Hörsituation und nachfolgend die Einstellung des zugeordneten Hörprogramms. Neben Hörgeräten mit Festprogrammautomatik gibt es solche, die eine situationsbedingte Optimierung einzelner Ein-

stellparameter vornehmen, also nicht auf einem vorgegebenen Satz von Einstellungen beruhen.

Zahlreiche Hörgerätetypen bieten die Möglichkeit, das Nutzungsverhalten der Geräte intern aufzuzeichnen und zu speichern (Datalogging). In diesen Fällen kann der Hörgeräteakustiker beim nächsten Besuch des Kunden z. B. auslesen, wie lange die einzelnen Hörprogramme in welchen Hörsituationen genutzt worden sind, wie oft manuelle Aktionen (Ein-Ausschalten, Programmwahl) durchgeführt wurden und in welchem Umfang die Verstärkung nachgeregelt wurde. Diese Information kann der Akustiker in zweierlei Hinsicht zur Optimierung der Versorgung nutzen: Zum einen kann er den Hörgeräteträger gezielt beraten und nachschulen, wenn erkennbar ist, dass die Hörgeräte nicht adäquat genutzt worden sind. Ferner kann eine gezielte Nachanpassung durchgeführt werden, wenn die aufgezeichneten Daten zeigen, dass der Hörgerätenutzer systematische Abweichungen von der vorgewählten Einstellung vornimmt.

Daneben sind auch so genannte selbstlernende Hörgeräte auf dem Markt, die auf der Grundlage des Nutzungsverhaltens automatische Korrekturen der Hörereinstellung vornehmen. Korrigiert der Hörgeräteträger die eingestellte Verstärkung oder den Klang nach jedem Einschalten immer wieder tendenziell in die gleiche Richtung, so regelt ein selbstlernendes System die Verstärkungseinstellung oder den Klang langsam über mehrere Tage nach bis die Einstellung auf den gewünschten Wert konvergiert ist. Dieser Lernprozess erfolgt separat in jedem Hörprogramm, so dass eine programmspezifische Optimierung möglich ist.

3. Hörgerätebauformen

3.1 HdO-Hörgeräte

Die am stärksten verbreitete Bauform sind die so genannten Hinter-dem-Ohr-Hörgeräte (HdO), deren Marktanteil in Deutschland bei etwa 90 % liegt. Bei HdO-Geräten ist die Schalleintrittsöffnung des Mikrofons an der Gehäuseoberseite platziert, um einen möglichst ungehinderten Schalleinfall zu ermöglichen. Sofern das Gerät über eine zuschaltbare Richtcharakteristik verfügt, sind mehrere Mikrofonöffnungen vorhanden. Bei klassischen HdO-Geräten ist der Hörer im Gehäuse integriert und der Schall wird über einen Hörgerätewinkel, einen Schallschlauch und eine individuell gefertigte (Abb. 4, links) oder universelle (Abb. 4, Mitte) Otoplastik in den äußeren Gehörgang des Hörgeräteträgers geleitet.

Ferner ist der Signalprozessor im HdO-Gehäuse untergebracht und kann über ein Programmierinterface mit einem Computer verbunden und programmiert werden (siehe Abb. 1). Die Batterie ist in der



Abb. 4: Hinter-dem-Ohr-Hörgeräte mit individueller Otoplastik (links, transparent zur Darstellung der Komponenten), offenem Standardohrstück (Mitte) und ausgelagertem Hörer im Gehörgang (rechts).

Regel im unteren Teil des Gehäuses platziert, während die Bedienelemente (Lautstärkeregler, ggf. Programmwahlschalter) auf der Gehäuseoberseite angeordnet sind. Optional kann die Bedienung auch mittels Fernbedienung erfolgen. Automatikgeräte kommen ohne mechanische Bedienelemente aus.

Für die Wiedergabeeigenschaften von HdO-Hörgeräten ist die akustische Ankopplung, bestehend aus Hörgerätewinkel, Schallschlauch, Otoplastik und Gehörgangsrestvolumen, von be-

sonderer Bedeutung. So kann die Hörerätewiedergabe durch gezielte Modifikationen am akustischen System (Dimensionierung, Dämpfungselemente, Zusatzbohrungen, Resonanzräume) an die Bedürfnisse des Nutzers angepasst werden. Die wichtigsten und wirkungsvollsten Möglichkeiten, die Wiedergabekurve in definierter Weise zu modifizieren, bieten Zusatzbohrungen (Vents) in der Otoplastik und total offene Versorgungen. Bei Zusatzbohrungen handelt es sich um Bohrungen, meist parallel zum Schallkanal, die das Gehörgangsrestvolumen nach außen eröffnen, so dass Schallkanal, Residualvolumen und Zusatzbohrung gemeinsam einen Hohlraumresonator bilden. Zusatzbohrungen stellen einen akustischen Tiefpass dar, der für niedrige Frequenzen durchlässig und für hohe Frequenzen weitgehend undurchlässig ist. So fließen tieffrequente Schallanteile aus dem Gehörgangsrestvolumen nach außen ab, was zu einer Absenkung der Wiedergabekurve im Frequenzbereich unterhalb 1000 Hz führt.

Heute kann die Anpassung von Höreräten in vielen Fällen mit offenem Gehörgang erfolgen. Durch die Verwendung offener Ohrpasstücke wird das Auftreten des Okklusionseffekts (Verschlusseffekt) vermieden, der sich primär durch Unnatürlichkeit der eigenen Stimme äußert, was wiederum häufig zu Akzeptanzproblemen mit den Höreräten führt. Grund dafür ist die Tatsache, dass der Schall der eigenen Stimme sowohl auf dem Luftleitungsweg über den äußeren Gehörgang als auch körpergeleitet über die Gehörgangswand ans eigene Ohr gelangt. Im unversorgten Fall fließt ein Teil des körpergeleiteten Schalls nach außen ab und der so entstehende Klangeindruck wird als natürlich empfunden. Wird dagegen ein Hörerät mit geschlossener Otoplastik angepasst, so fängt sich der körpergeleitete Schallanteil im Gehörgang, weil ein Schallabfluss nicht möglich ist.

Möglich wurden offene Versorgung durch Fortschritte in der Signalverarbeitung. Effiziente Rückkopplungsunterdrückungssysteme (siehe 2.) erlauben bei offener Versorgung 15-20 dB höhere Verstärkung. Daneben hat die schnelle Signalverarbeitung in modernen Höreräten dazu beigetragen, dass die zeitliche Verzögerung des im Hörerät verarbeiteten Schalls gegenüber dem Direktschall durch das Vent so gering geworden ist (< 5 ms), dass sie vom Höreräteträger nicht mehr störend wahrgenommen wird. So konnten sich zwei neue Produktgruppen etablieren, nämlich HdO-Geräte mit:

- dünnem Schallschlauch und offenem Silikon-Standardohrstück (Abb. 4, Mitte) bzw.
- ausgelagertem Hörer im Gehörgang (RIC: Receiver-in-Canal; Abb. 4, rechts).

Geräte mit dünnem Schallschlauch (Mikroschallschlauch) und offenem Silikon-Standardohrstück zeichnen sich durch Unauffälligkeit und hohen Tragekomfort aus. Der wesentliche Vorzug dieser Kopplungssysteme besteht aber darin, dass sie bezüglich der Okklusionswirkung dem offenen Gehörgang sehr nahe kommen. Diesen Vorzügen stehen nur unbedeutende Nachteile gegenüber. So bieten Silikon-Standardohrstücke nicht immer einen sicheren Sitz im Gehörgang. In diesen Fällen können Mikroschlauchsysteme auch mit individuell gefertigten, offenen Otoplastiken ausgestattet werden. Ferner muss bei Mikroschlauchsystemen beachtet werden, dass der Schallschlauch mit abnehmendem Durchmesser eine zunehmende Höhenabsenkung verursacht, die durch entsprechende Verstärkungsanhebung kompensiert werden muss.

Bei HdO-Geräten mit externem Hörer entfällt der Schallschlauch und so werden störende Schlaucheffekte, wie Tiefpasswirkung und Resonanzspitzen vermieden. Durch die Auslagerung des Hörers können die Geräte noch kleiner gestaltet werden. Die offene Anpassung erfolgt bei den Ex-Hörersystemen mit ähnlichen Standardohrstücken wie sie für Mikroschlauchsysteme üblich sind. Auch Systeme mit externem Hörer können mit offenen Maßotoplastiken angepasst werden, um eine bessere Fixierung im Gehörgang zu erreichen. Da der Hörer im Gehörgang

Zerumen- und Feuchtigkeitseinflüssen direkt ausgesetzt ist, muss die Hörer-Kabeleinheit bei Defekten leicht austauschbar sein. Daneben haben Ex-Hörersysteme tendenziell den Nachteil, nicht ganz so offen angepasst werden zu können wie Mikroschlauchsysteme, da der Hörer einen Teil des Gehörgangsquerschnitts verlegt und damit den Grad der Offenheit reduziert.

3.2 Andere Hörgerätebauformen

Im-Ohr-Hörgeräte (IO-Geräte), die in Deutschland derzeit einen Marktanteil von etwa 10 % haben, werden meist als Gehörgangsgeräte ausgeführt (Abb. 5; Mitte und rechts). Nur noch selten kommen größere Bauformen, die die Concha in Teilen ausfüllen (Abb. 5, links), zum Einsatz. Die akustischen Vorteile von IO-Geräten beruhen vornehmlich auf der Platzierung des Mikrofons am Gehörgangseintritt, also der Schallaufnahme am natürlichen Ort, und darauf, dass der Schallschlauch mit den oben genannten Nachteilen entfällt.

Negativ wirkt sich bei IO-Geräten aus, dass komplett offene Anpassungen nicht möglich sind, da die Hörgeräte-technik auch bei extrem kleiner Bauform den Gehörgangsquerschnitt zu großen Teilen ausfüllt. Doch können abhängig von den



Abb. 5: Im-Ohr-Hörgeräte-Bauformen: Conchagerät (links), Gehörgangsgerät (Mitte), Gehörgangsgerät mit speziellem Vent zur Reduktion des Okklusionseffekts (rechts).

Gehörgangsdimensionen auch mit Im-Ohr-Hörgeräten tendenziell offenere Versorgung realisiert werden, um den Okklusionseffekt zu reduzieren. Das gelingt mit möglichst großen und kurzen Vents (Abb. 5, rechts), da die akustische Masse des Vents für das Ausmaß des Okklusionseffekts maßgeblich ist. Wenn der Gehörgang für derartige Lösungen nicht genügend groß ist, kann man auf IO-Varianten ausweichen, bei denen entweder das Mikrofon in die Cymba ausgelagert wird, oder das eigentliche Hörgerät in der Cymba platziert ist und über ein Kabel mit externem Hörer im Gehörgang verbunden ist, um den Gehörgang möglichst offen zu halten.

Luftleitungshörbrillen stellen de facto keine separate Form der Versorgung dar, sondern verkörpern HdO-Technologie, die in einem Brillenbügel an Stelle eines HdO-Gehäuses integriert ist. Das kann durch Anbringung von HdO-Geräten mittels Adapter an eine Brille erfolgen, was nur noch sehr selten zum Einsatz kommt. Daneben werden eigens gefertigte Hörbrillenbügel angeboten, die herstellerseitig alle Hörgerätekomponenten enthalten und an nahezu jede Brille angebracht werden können.

In Fällen von Schalleitungsstörungen, bei denen eine Gehör verbessernde Operation nicht indiziert oder nicht gewünscht ist, können Knochenleitungshörhilfen in Erwägung gezogen werden. In ihrer herkömmlichen Form werden Knochenleitungshörgeräte als beidseitige Hörbrille ausgeführt, bei der beide Brillenbügel mit Knochenleitungshörern ausgestattet sind. Bei Kleinkindern, für die eine Brillenlösung noch nicht in Frage kommt, kann die Knochenleitungsversorgung vorübergehend auch mit Hilfe eines Kopfbügels erfolgen. Ein Vorzug von Knochenleitungsversorgungen ist der unverschlossene Gehörgang, der eine gute Belüftung des Gehörgangs sicherstellt, die aber auch mit offener Luftleitungsversorgung erreicht werden kann. Ein kosmetischer Vorzug ergibt sich daraus, dass es bei Knochenleitungsbrillen keines Schallschlauchs bedarf.

Dem steht der erforderliche Andruck der Knochenleitungshörer bzw. des Brillenbügels gegenüber, der gelegentlich Kopfschmerz verursacht und in manchen Fällen zur Knochenresorption führen kann. Auch reicht die Verstärkungsleistung von Knochenleitungshörbrillen oft nicht aus.

4. Hörgeräteanpassung und -kontrolle

4.1 Hörgeräteanpassung

Am Beginn einer Hörgeräteanpassung muss die Erfassung des persönlichen Bedarfsprofils stehen. Das persönliche Bedarfsprofil zielt darauf ab, die Nutzungsgewohnheiten, den Anspruch und die Erwartungen zu ermitteln, die der Nutzer an seine Hörgeräte richtet. Auf dieser Grundlage können die Ausstattungsmerkmale der Hörgeräte entsprechend dem persönlichen Bedarf ausgewählt und angepasst werden. Die Erhebung des Bedarfsprofils kann informal im Rahmen eines Beratungsgesprächs erfolgen, aber grundsätzlich ist zum Abschluss der informalen Beratung eine strukturierte Befragung anhand eines Fragebogens zweckmäßig. Das in diesem Kontext wohl am häufigsten eingesetzte Befragungsinstrument ist der so genannte COSI-Fragebogen (Client Oriented Scale of Improvement), mit dem in dieser Phase zunächst die für den Nutzer wichtigsten Kommunikations- bzw. Hörsituationen erfasst werden. Mit strukturierten Befragungsinstrumenten dieser Art kann das Bedarfsprofil eindeutig festgehalten, im Verlauf der Anpassung als Referenz heran gezogen und mit dem Hörgerätenutzer immer wieder besprochen und mit den persönlichen Zielen abgeglichen werden.

Neben der Erfassung von grundsätzlichen Zielen und Wünschen müssen die persönlichen Präferenzen für bestimmte Ausstattungsmerkmale und die Nutzungsgewohnheiten besprochen werden soweit sie für die Typenauswahl relevant sind, so z. B. Kostenaspekte (Anschaffung, Betrieb, Service), Bedienbarkeit, Bauform (Funktionalität, Sichtbarkeit), Stellmöglichkeiten (Verstärkung, Hörprogramme, Klang), Automatikfunktionen (Verstärkungsregelung, Situationserkennung), Fernbedienung, Anschlussmöglichkeiten von Zusatzgeräten (FM, Telefon, TV, HiFi usw.).

An die Erfassung des Bedarfsprofils schließt sich eine Basisanpassung der Hörgeräte an. Wie bereits an anderer Stelle dargelegt, ist die Wiederherstellung der Hörbarkeit das primäre Ziel der gängigen Anpassformeln und -prozeduren, die im Rahmen der Basisanpassung verwendet werden. Damit basiert die Hörgeräteanpassung grundsätzlich auf einem modifizierten Lautheits-Mapping. Trotzdem haben sich lautheitsgestützte Anpassprozeduren für die Basisanpassung nicht durchgesetzt sondern hörschwellenbasierte Formeln, da diese schnell und unkompliziert angewendet werden können. Die schwellenbasierten Verfahren zur Bestimmung des frequenzbezogenen Verstärkungsbedarfs gehen von einem funktionalen Zusammenhang zwischen der Hörschwelle und dem Bereich angenehmen Hörens (MCL: Most Comfortable Level) aus. Auf dieser Grundlage wurden verschiedene generische, schwellenbasierte Anpassformeln für nicht-lineare Hörgeräte entwickelt (NAL-NL, DSL [i/o]). Diese Anpassformeln liefern Zielfrequenzgänge für niedrige, mittlere und hohe Eingangspegel und ggf. den maximal zulässigen Ausgangsschalldruckpegel (MPO: Maximum Power Output). Die aktuellen Versionen dieser Anpassformeln (NAL-NL-2 und DSLm [i/o] v5) erlauben eine stärker personalisierte Form der Anpassung (z. B. Alter, Geschlecht, Erfahrung mit Hörgeräten) als die Formeln der ersten Generation.

Um der persönlichen Hörpräferenz gerecht zu werden, die im Einzelfall entweder klang- oder verständlichkeitsorientiert sein kann, bedarf es einer auf der Basisanpassung aufsetzenden Feinanpassung. Auf der Grundlage der Präferenzen des Hörgerätenutzers kann die Feinanpassung der Hörgeräteparameter entweder informal auf der Basis von Erfahrungswerten erfolgen oder mit Hilfe so genannter Anpassmanager (Anpassassistent), wie sie in kommerzieller Anpasssoftware angeboten werden. Daneben ist eine Reihe von generischen, also produktunabhängigen Verfahren zur interaktiv-adaptiven Feinanpassung von Hörgeräten entwickelt worden.

Um im Rahmen der Feinanpassung auf die situationsspezifischen Bedürfnisse des Hörgerätenutzers individuell eingehen zu können, kann die Feinanpassung in virtuellen akustischen Situa-

tionen durchgeführt werden. Im einfachsten Fall werden dazu Schallbeispiele mit einem Lautsprecher, stereophon oder in Surroundtechnik abgespielt, um für den Nutzer wichtige Hörsituationen im Anpassraum zu simulieren. Durch das zusätzliche Angebot von visueller Information in Form von Videosequenzen kann eine noch realitätsnähere Situation erreicht werden.

Da sich die meisten Hörstörungen schleichend entwickeln und bei den Betroffenen zudem die Neigung besteht, die Hörgeräteversorgungen möglichst lange hinauszuzögern, ist das Gehör zum Zeitpunkt der Versorgung in starkem Maße vom normalen Hören entwöhnt. Deshalb ist es meist nicht sinnvoll, von Anfang an eine komplette Kompensation der Hörstörung anzustreben, da dies von vielen Hörgeräteträgern nicht toleriert wird. So wird zunächst eine reduzierte Gesamtverstärkung, und im Falle typischer Hochtonhörverluste eventuell eine überproportionale Absenkung der Höhenwiedergabe, eingestellt, um eine gute Spontanakzeptanz und ein möglichst regelmäßiges Trageverhalten zu erreichen. Aufbauend darauf wird in den ersten Wochen und Monaten die Verstärkung schrittweise erhöht, um den Hörgeräteträger an die bestmögliche Hörgeräteeinstellung heran zuführen. Diesen Prozess bezeichnet man als gleitende Anpassung, der für Erstversorgungen unverzichtbar ist, aber auch bei Wiederversorgungen eine Rolle spielen kann, wenn der Klang der neuen Hörgeräte vom Nutzer nicht sofort akzeptiert wird. Wenn im Einzelfall erforderlich, sollte die gleitende Anpassung durch Audiotherapie ergänzt werden, um das Hören- und Verstehenlernen mit Hörgeräten systematisch zu fördern. In Deutschland ist die Audiotherapie noch nicht flächendeckend verfügbar, aber das audiotherapeutische Angebot wird ständig ausgeweitet, so dass man zunehmend darauf zurückgreifen kann.

Die praktische Umsetzung der beschriebenen Anpassungs- und Feinanpassungsschritte erfolgt durch Programmierung der Hörgeräte mit Hilfe der Anpasssoftware des betreffenden Hörgeräteherstellers (Abb. 6). In der Regel wird die herstellerspezifische Software über die NOAH-Plattform gestartet, über die auch alle gängigen Audiometer und Hörgerätemesssysteme in die Anpassumgebung eingebunden werden können. Von dort aus kann auf alle Kundendaten zugegriffen werden kann, die in vorher-

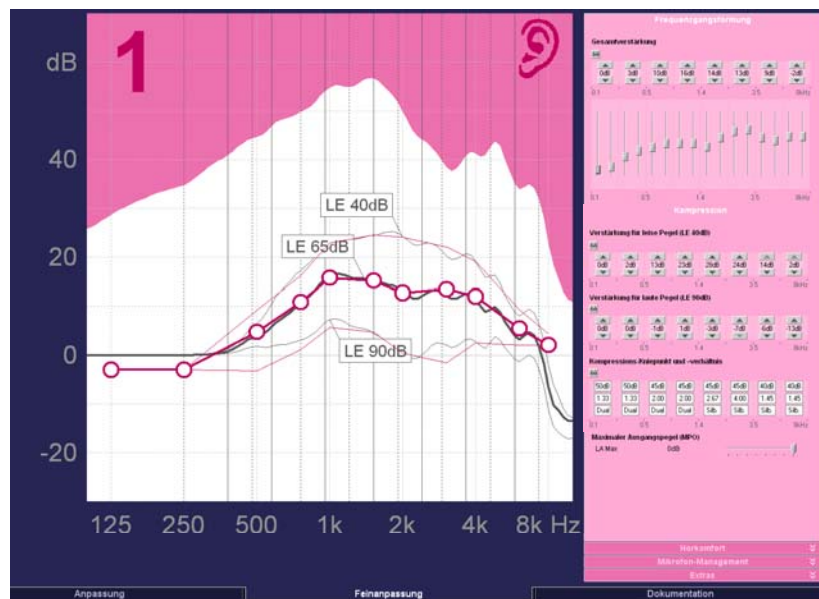


Abb. 6: Programmieroberfläche zur Feinanpassung eines mehrkanaligen Hörgerätes.

gehenden Sitzungen gesammelt und gespeichert wurden (Audiogramme, Messungen, Hörgeräteeinstellungen). Aufbau der Anpasssoftware und Gestaltung der Bedienungsoberfläche sind von Hersteller zu Hersteller unterschiedlich, doch gliedert sich die Anpasssoftware typischer Weise in drei Arbeitsphasen (Voreinstellung, Basisanpassung und Feinanpassung), die vom Hörgeräteakustiker sequenziell abgearbeitet werden.

4.2 Hörgerätekontrolle

Ein wichtiges Element im Rahmen der Hörgeräteversorgung stellt die Hörgerätekontrolle im Sinne der Erfassung der Hörgerätewirkung dar. Wichtig ist die Hörgerätekontrolle zunächst für

den Hörgeräteakustiker, der wissen möchte, ob sich die Hörgeräte wie gewünscht verhalten. Ferner ist die Quantifizierung des Versorgungserfolgs von großer Bedeutung für den Hörgeräteakustiker, den Nutzer und den Kostenträger, die sich vom Nutzen der Hörgeräteversorgung überzeugen möchten.

Zum besseren Verständnis ordnet man die Verfahren der Hörgerätekontrolle am besten synoptisch entsprechend ihres Ansatzpunktes entlang des Signalwegs bzw. des aufsteigenden auditorischen Systems:

- Messung des Frequenzgangs am Ohrsimulator (oder Kuppler)
- Messung des Frequenzgangs mittels Sondenmikrofon am Ohr des Nutzers
- Hörschwellenbestimmung mit angepasstem Hörgerät (meist nur bei Kindern)
- Lautheitsskalierung mit angepassten Hörgeräten
- Sprachverständlichkeitsmessungen mit angepassten Hörgeräten
- Frageninventare und Hörtagebücher zu Akzeptanz, Zufriedenheit und Performance.

Die Messung des Hörgerätefrequenzgangs am Ohrsimulator (Messmikrofon in einer Kavität zur Simulation des Gehörgangs) oder mittels Sondenmikrofon am Ohr des Hörgeräteträgers (Abb. 7) und der Vergleich mit den Zielfrequenzgängen (siehe 4.1) dient zunächst der Verifikation der erwarteten Wirkung des Hörgeräts. Das gleiche gilt für die im peripheren Teil des auditorischen Systems ansetzenden

Verfahren (Hörschwellenbestimmung, Lautheitsskalierung). Mit der Verifikation können Defizite gegenüber dem beabsichtigten Verstärkungs- und Kompressionsverhalten frequenzbezogen aufgedeckt und korrigiert werden.

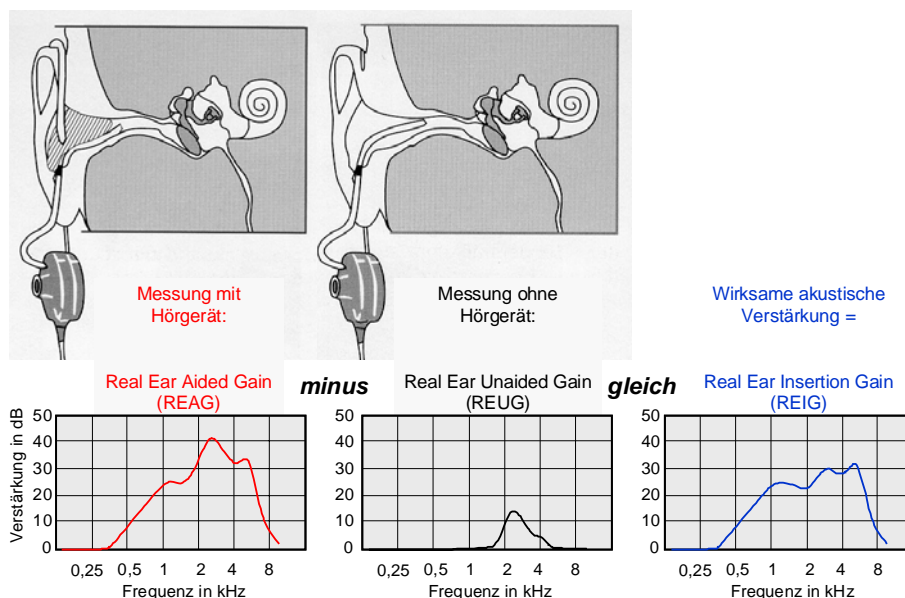


Abb. 7: Sondenmikrofonmessung (Insitu-Messung) des Frequenzgangs der wirksamen akustischen Verstärkung (REIG: Real Ear Insertion Gain): REAG (links) – REUG (Mitte) = REIG (rechts). Oben ist jeweils die Messsituation, unten der gemessene bzw. berechnete Frequenzgang dargestellt.

Aussagen über die Qualität der Versorgung sind auf dieser Ebene noch nicht möglich. Das ist Gegenstand der Validierung, die sich an die Verifikation anschließt. Validierungsverfahren, wie z. B. Sprachaudiometrie in Ruhe und im Störschall, Bewertung von Klangqualität und Höranstrengung, ermöglichen in der Anpassumgebung eine Über-Alles-Kontrolle (Hörgerät, akustische Kopplung, auditorische Verarbeitung und Wahrnehmung) und geben Hinweise auf den zu erwartenden Hörgerätenutzen im Alltag. Von noch höherem Wert ist die Validierung des Hörgerätenutzens im täglichen Leben auf der Basis informaler oder formaler Befragung (Fragebögen, Hörtagtagebuch) des Hörgeräteträgers und nahe stehender Personen (Partner, Familie). Sofern die Hörgerätekontrolle Mängel erkennen lässt, ist eine weitere Feinanpassung und gleitende Nachanpassung zur Steigerung des Hörgerätenutzens erforderlich. Dabei ist ein begleitendes

Monitoring der Feinanpassung mit Hilfe der Sondenmikrofonmessung zweckmäßig. Ergänzende Informationen liefert eine Darstellung der Sprachdynamik (Pegelhäufigkeitsstatistik) am Ausgang des Hörgerätes in Relation zur Hör- und zur Unbehaglichkeitsschwelle (Abb. 8).

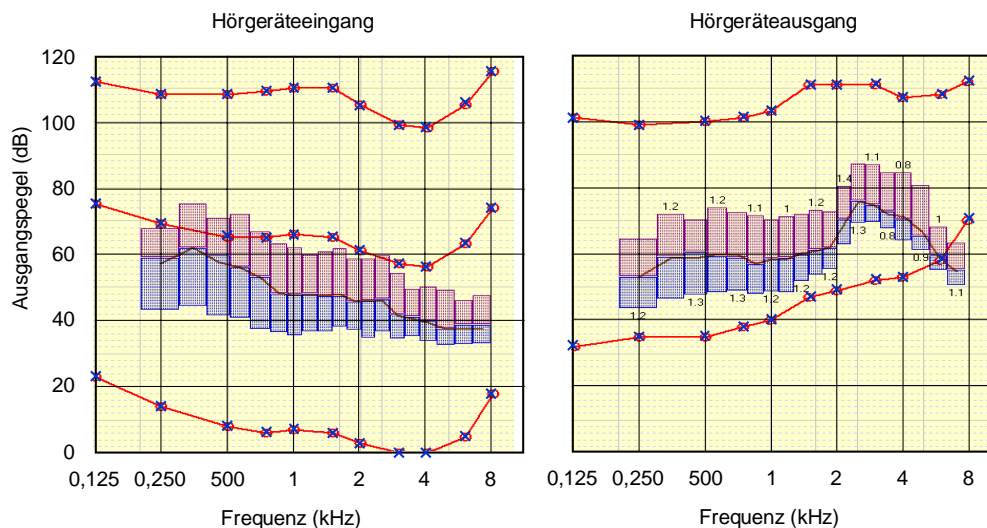


Abb. 8: Pegelhäufigkeitsstatistik am Hörgeräteeingang (links) und am Hörgeräteausgang (rechts) für ein Sprachsignal mit Eingangspegel von 65 dB. Dargestellt sind die Perzentilgrenzen für das 30%-, 65%- und 99%-Perzentil in Relation zur Hör- und zur Unbehaglichkeitsschwelle in Absolutdarstellung (links Norm; rechts Fallbeispiel).

5. Hörgeräteindikation und Ablauf der Hörgeräteversorgung

Die Indikationskriterien gründen sich in erster Linie auf den тонаudiometrischen Hörverlust und das Einsilberverstehen ohne Hörgeräte und sind in den Hilfsmittel-Richtlinien niedergelegt (<http://www.g-ba.de/downloads/62-492-66/RL-Hilfsmittel-2004-10-19.pdf>). Unter тонаudiometrischem Aspekt ist eine Versorgung mit Hörgeräten möglich, wenn in mindestens einer der Prüffrequenzen im Frequenzbereich 500 - 3000 Hz der Hörverlust 30 dB übersteigt. Sofern ein Sprachtest möglich ist, muss sich die Hörgeräteindikation auch an der Sprachverständlichkeit ohne Hörgerät orientieren. Entsprechend den Hilfsmittel-Richtlinien ist das sprachaudiometrische Grenzkriterium überschritten, wenn Einsilber des Freiburger Tests über Kopfhörer bei 65 dB zu 80 % oder weniger verstanden werden. Neben den audiometrischen Kriterien ist es natürlich erforderlich, dass Hörgeräte vom Nutzer akzeptiert werden und bedient werden können.

Im deutschsprachigen Raum erfolgt die Hörgeräteversorgung in der Regel im Zusammenwirken von Hals-Nasen-Ohrenärzten und Hörgeräteakustikern. Dieses duale Versorgungsmodell auf der Basis der klassischen Aufgabenteilung zwischen beiden Berufsgruppen ist für Deutschland in der AWMF-Leitlinie „Hörgeräteversorgung“ Nr. 017/065 (www.uni-duesseldorf.de/AWMF/ll-na/017-065.htm) festgelegt. Im dualen Versorgungsmodell liegen die Indikationsstellung Verordnung von Hörgeräten in Händen des HNO-Arztes. Im Anschluss daran nimmt der Hörgeräteakustiker die Anpassung der Hörgeräte in mehreren Sitzungen vor (Hörgewöhnung). Neben der individuellen Anpassung der Hörgeräte an die Hörstörung gehören die Einweisung des Hörgeräträgers in die Benutzung der Geräte, Nachbetreuung, Beratung bezüglich zusätzlicher Kommunikationshilfen, Service- und Reparaturleistungen zu den Aufgaben des Hörgeräteakustikers. Im Falle einer kassenärztlichen Versorgung überzeugt sich der verordnende HNO-Arzt nach Abschluss der Hörgeräteanpassung davon, dass mit den angepassten Hörgeräten eine ausreichende Verbesserung des Kommunikationsvermögens erzielt wird und die Hörhilfen zweckmäßig sind. Die HNO-ärztliche Abschlussuntersuchung stützt sich auf die sprachaudiometrische

Untersuchung mit Hörgeräten sowie auf den persönlichen Eindruck des Arztes vom Versorgungserfolg und der Fähigkeit des Patienten, die Hörgeräte zu handhaben.

