

AISA: EINE PRÄZISE METHODE ZUR ANALYSE DER AKUSTISCHEN AUSWIRKUNGEN DES HÖRSYSTEMS IM OHR

Einführung

Einer der Eckpfeiler der Hörsystem-Anpassung ist eine präzise Steuerung der Gehörgangsakustik. Ohne eine präzise Kontrolle des Schalls am Trommelfell besteht das Risiko, dass die Hörminderung des Hörsystem-Trägers nicht ausreichend oder übermäßig kompensiert wird und dass wohlfundierte und optimierte Signalverarbeitungs-Funktionen des Hörsystems ihre Wirkung verfehlen. Eine unzulängliche Steuerung der Gehörgangsakustik kann so letztendlich den Nutzen für den Hörsystem-Träger und dessen Zufriedenheit mit der Hörsystem-Anpassung beeinträchtigen.

Eine wesentliche Herausforderung bei der Hörsystem-Anpassung ist es, sicherzustellen, dass die tatsächliche Verstärkung am Trommelfell des jeweiligen Hörsystem-Trägers der von der Anpassstrategie vorgegebenen Verstärkung entspricht. Diese Herausforderung ist nicht zu unterschätzen, da der Schalldruck am Trommelfell von der individuellen Anatomie des Ohres und insbesondere vom Offenheitsgrad der Anpassung abhängt.

Beim Tragen eines Hörsystems wird der Schalldruckpegel am Trommelfell nicht nur vom Ausgangspegel des Hörsystems bestimmt, sondern auch vom Effekt des Vents in der Schale bzw. dem Ohrstück beeinflusst oder von Lecks zwischen Schale bzw. Ohrstück und

Gehörgangswand. Das Vent beeinflusst den Schalldruck am Trommelfell auf zweierlei Weise. Zum einen verliert der Schall vom Hörsystem in den tiefen Frequenzen an Intensität, was einen „blechernen“ Klang ergibt. Dieser Effekt – genannt Venteffekt – ist definiert als der Unterschied zwischen dem am Trommelfell gemessenen Schalldruckpegel ohne und mit Vent in der Schale bzw. dem Ohrstück. Zum anderen gelangt Schall auch direkt durch das Vent zum Trommelfell. Dies wird als direkter Schall bezeichnet. Der Schall, den der Hörsystem-Träger hört, setzt sich aus diesen Schallquellen am Trommelfell zusammen.

AISA ist ein Weg, den akustischen Gesamteffekt der Schale bzw. des Ohrstücks in Trageposition im Ohr („in situ“) präzise zu analysieren. Diese Methode kann beispielsweise eingesetzt werden, um die akustischen Auswirkungen des Vents anhand einer einzigen Messung zu bewerten. Diese Bewertung kann dann genutzt werden, um den Effekt des Vents auszugleichen und damit die von der Anpassstrategie vorgegebene Verstärkung auch tatsächlich am Trommelfell sicherzustellen.

Bei der Annahme, dass einzig und allein der Ventdurchmesser für den Venteffekt verantwortlich ist, handelt es sich um einen häufigen Irrtum. Was der Wahrheit

entspricht, ist, dass der Ventdurchmesser den maßgebendsten Parameter darstellt (Lybarger, 1985). Davon abgesehen lassen sich jedoch mindestens fünf Hauptfaktoren identifizieren, die das Ausmaß des Venteffekts beeinflussen: Ventdurchmesser, Ventlänge, Lecks, Restvolumen und Gegebenheiten im Mittelohr. Um den Effekt des Vents präzise vorherzusagen, reicht es daher nicht aus, dass der Ventdurchmesser und die Ventlänge bekannt sind. Wenn der Ausgangspegel ausschließlich auf Basis der Hörsystem-Verstärkung und der Abmessungen des Vents vorhergesagt wird, kann der In-Situ-Ausgangspegel erheblich vom beabsichtigten Pegel abweichen. Die fünf genannten Hauptfaktoren werden im Folgenden ausführlicher behandelt.

AISA = ANALYSE DER IN-SITU-AKUSTIK

Ein komplexes Modell

Den Kern von AISA bildet ein komplexes Modell des Ausgangssignals des Hörsystems in Trageposition (in situ), bei dem die maximale Verstärkung vor dem Auftreten von Rückkopplungen, der Venteffekt und der direkte Schall berücksichtigt werden. Unsere Werkzeuge zur Computersimulation der Gehörgangsakustik wurden auf Grundlage der verfügbaren Erkenntnisse über das akustische Verhalten von Hörern, Schallschläuchen, Gehörgängen usw. entwickelt (z. B. Blackstock, 2000; Brüel & Kjær, Product data sheet; Egolf, 1980; Egolf et al., 1988; Flanagan, 1972; Hudde & Engel, 1998; Keefe, 1984; Lampton, 1978; LoPresti, 2000; Stinson, 1989; Stinson & Lawton, 1989). Mit einer solchen Simulation ist es möglich, realistisch zu simulieren, welche Auswirkungen bestimmte Parameter wie ein größerer Gehörgang, Lecks oder die Ventgröße auf den Schalldruck haben. Ebenso ist es möglich, reale Messungen mit simulierten Messungen zu vergleichen und Parameter in der Simulation zu verändern, so dass die simulierten Messungen den realen Messungen entsprechen. Das Modell, bei dem es sich um ein Übertragungsleitungs-Modell handelt, beinhaltet ein Blockschemamodell mit den einzelnen Elementen im Schallweg, einschließlich Hörer, Schlauch, Gehörgang und Trommelfell, Vent, Leckstrahlung und Mikrofon. Das Modell ermöglicht die Vorhersage des relativen Schalldrucks mit hoher Präzision für alle Hörsystem-Typen. So können der Rückkopplungstest, der Venteffekt und der direkte Schall bei verschiedenen Ventgrößen simuliert werden.

In den folgenden Abschnitten wird das Übertragungsleitungs-Modell herangezogen, um die akustischen Auswirkungen bestimmter Schlüsselfaktoren zu analysieren, d. h. der Gegebenheiten der Schale bzw. des Ohrstücks und des Ohres des Hörsystem-Trägers.

Ermittlung des Venteffekts

Im Folgenden wird der Venteffekt näher behandelt. Wie oben erwähnt, gibt es mindestens fünf Hauptfaktoren (Ventdurchmesser, Ventlänge, Lecks, Restvolumen und Gegebenheiten im Mittelohr), die den Venteffekt beeinflussen. Um den Effekt des Vents präzise zu ermitteln, reicht es daher nicht aus, dass der Ventdurchmesser und die Ventlänge bekannt sind. Eine präzise Vorhersage des Venteffekts erfordert eine Analyse mit der Schale bzw. dem Ohrstück in Trageposition (in situ).

AISA ermöglicht die Ermittlung der In-Situ-Akustik im Gehörgang, einschließlich Venteffekt, anhand einer einzigen Messung. Wie und auf welcher Grundlage dies möglich ist, wird im Folgenden näher erläutert.

Der Venteffekt und die Helmholtz-Resonanz

Der Venteffekt ist definiert als der Unterschied zwischen dem am Trommelfell gemessenen Schalldruckpegel ohne und mit Vent in der Schale bzw. dem Ohrstück.

Ein Hörsystem mit Vent und in Trageposition ist im Wesentlichen ein Helmholtz-Resonator, der wie ein Flaschenhals funktioniert, über den man bläst. Der Flaschenhals ist das Vent, der Flaschenkörper entspricht dem Restvolumen des Gehörgangs zwischen Schale bzw. Ohrstück und Trommelfell.

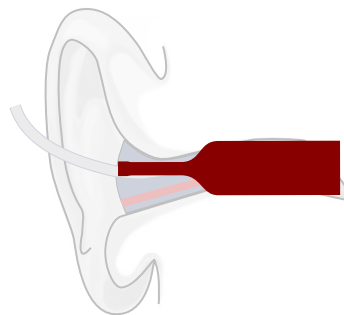


Abb. 1: Das Vent und das Restvolumen des Gehörgangs funktionieren wie eine Flasche.

Der Helmholtz-Resonator kann von drei Schallquellen hervorgerufen werden: Schall vom Hörer des Hörsystems, direkter Schall und Vibrationen des Gehörgangs, wenn der Hörsystem-Träger spricht. Bei allen drei Schallquellen treten Resonanzen bei der Helmholtz-Frequenz auf, welche die wichtigste Resonanzfrequenz im Gehörgang beim Tragen eines Hörsystems darstellt. Da ein Hörsystem im Wesentlichen ein Helmholtz-Resonator ist, weist der Venteffekt immer eine ähnliche Form auf – abhängig von der Resonanzfrequenz, d. h. der Frequenz, bei welcher der Schall verstärkt wird, und mit einer Dämpfung unterhalb und keinem Effekt oberhalb dieser Frequenz.

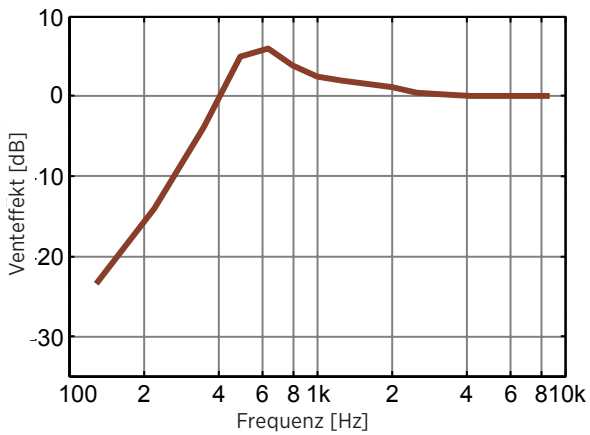


Abb. 2: Der Venteffekt eines Hörsystems weist immer die gleiche Form auf: eine Resonanzfrequenz, bei welcher der Schall verstärkt wird, eine Dämpfung unterhalb und kein Effekt oberhalb der Resonanzfrequenz.

Die Resonanzfrequenz ist abhängig vom Durchmesser und der Länge des Vents sowie vom Restvolumen des Gehörgangs; die Kurve des Venteffekts weist jedoch immer die oben beschriebene Form auf. Sind alle Parameter klar definiert, kann der Venteffekt daher im Wesentlichen anhand eines einzigen Parameters angegeben werden, z. B. anhand des Ventdurchmessers, der die Frequenz der Helmholtz-Resonanz widerspiegelt. Dieser Zusammenhang ermöglicht die Nutzung von AISA (Analyse der In-Situ-Akustik) für die Hörsystem-Anpassung. AISA ermittelt die Frequenz der Helmholtz-Resonanz und sieht voraus, wie der Resonator die verschiedenen Schallquellen am Trommelfell beeinflusst.

Faktoren, die den In-Situ-Ausgangspegel beeinflussen

In den folgenden Abschnitten werden die Faktoren, welche die Frequenz der Helmholtz-Resonanz beeinflussen, anhand des Venteffekts beschrieben. Die Abschnitte basieren auf Simulationen, die in Kuks und Nordahns Artikel (2006) behandelt wurden (siehe Literaturhinweise).

Abmessungen des Vents

Wie oben erwähnt, sind die Abmessungen des Vents der maßgebendste Parameter, der den Venteffekt beeinflusst. Abbildung 3 zeigt, wie mit zunehmendem Ventdurchmesser der Ausgangspegel in den tiefen Frequenzen reduziert und die Resonanzfrequenz in einen höheren Bereich verschoben wird.

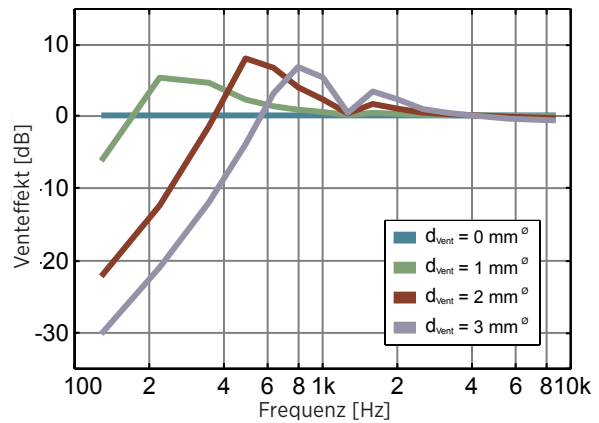


Abb. 3: Einfluss des Ventdurchmessers auf den Ausgangspegel eines Hörsystems. Im Vergleich zu einem geschlossenen Ohrstück (Ventdurchmesser = 0 mm) verringert ein 3-mm-Vent den Ausgangspegel bei 200 Hz um bis zu 23 dB (nach Kuk & Nordahn, 2006).

Abbildung 4 zeigt den Einfluss der Ventlänge auf den Venteffekt. Mit zunehmender Ventlänge wird die Dämpfung in den tiefen Frequenzen geringer und die Resonanzfrequenz in einen tieferen Bereich verschoben.

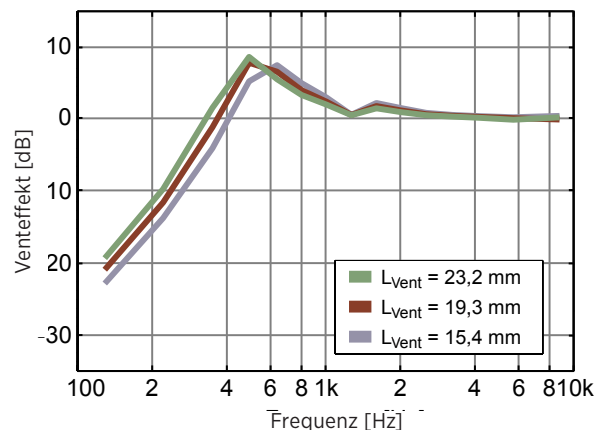


Abb. 4: Venteffekt bei verschiedenen Ventlängen. Bei zunehmender Ventlänge reduziert sich die Verstärkungsdämpfung im Tieftonbereich und verschiebt sich die Resonanzfrequenz in einen tieferen Bereich (nach Kuk & Nordahn, 2006). Im vorliegenden Beispiel wurde ein Vent mit einem Durchmesser von 2 mm eingesetzt.

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass ein größerer Ventdurchmesser zu einer stärkeren Dämpfung in den tiefen Frequenzen und zu einer Verschiebung der Resonanzfrequenz in einen höheren Frequenzbereich führt. Entsprechend führt eine größere Ventlänge zu einer geringeren Dämpfung in den tiefen Frequenzen und zu einer Verschiebung der Resonanzfrequenz in einen tieferen Frequenzbereich. Anders ausgedrückt: Eine kleinere Ventlänge führt zu den gleichen Auswirkungen

wie ein größerer Ventdurchmesser, nämlich zu einem größeren Venteffekt.

Lecks

Unbeabsichtigte Lecks zwischen der Schale bzw. dem Ohrstück und der Gehörgangswand können den Venteffekt ebenfalls beeinflussen. Geometrisch gesehen handelt es sich bei einem Leck um einen Spalt mit einer bestimmten Höhe, Breite und Länge.

Abbildung 5 zeigt den Ausgangspegel bei einem Ohrstück mit einem Ventdurchmesser von 2 mm und unterschiedlichen Lecks. Die Lecks ziehen sich über die gesamte Länge des Ohrstücks und ein Viertel des Umfangs (= Breite der Lecks). Die Höhe der Lecks beträgt 0,05 mm (kleines Leck), 0,2 mm (mittelgroßes Leck) bzw. 0,5 mm (großes Leck), was zylindrischen Vents mit einem Durchmesser von 0,9 mm, 1,6 mm bzw. 2,5 mm entspricht. Mit zunehmender Größe des Lecks nimmt die Dämpfung in den tiefen Frequenzen ebenfalls zu und die Resonanzfrequenz wird in einen höheren Bereich verschoben.

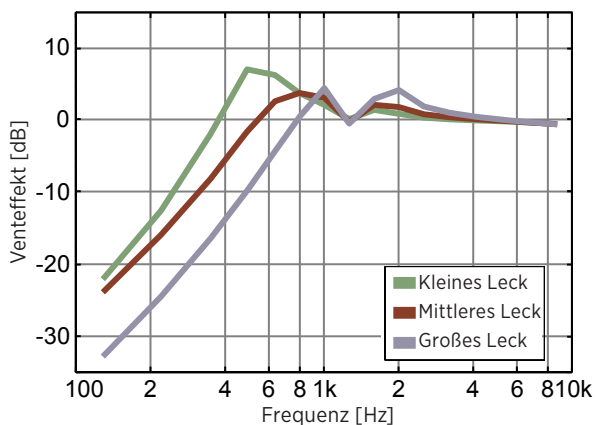


Abb. 5: Einfluss verschiedener Leckgrößen auf den Venteffekt (nach Kuk & Nordahn, 2006). Im vorliegenden Beispiel wurde ein Ohrstück mit einem Ventdurchmesser von 2 mm eingesetzt.

Anders ausgedrückt: Ein großes Leck führt zu den gleichen Auswirkungen wie ein großer Ventdurchmesser, nämlich zu einem großen Venteffekt.

Restvolumen des Gehörgangs

Das Restvolumen zwischen der Schale bzw. dem Ohrstück und dem Trommelfell kann den Venteffekt ebenfalls beeinflussen.

Abbildung 6 zeigt den Venteffekt bei drei unterschiedlichen Restvolumina des Gehörgangs: 0,5 cm³ (kleines Restvolumen), 0,7 cm³ (normales Restvolumen) und 0,9 cm³ (großes Restvolumen). Der größte Venteffekt tritt beim kleinen Gehörgang auf, d. h. der kleine Gehörgang weist eine stärkere Dämpfung in den tiefen Frequenzen auf und die Resonanzfrequenz tritt in

einem höheren Bereich auf als bei einem normalgroßen oder großen Gehörgang. Außerdem ist der Einfluss der Resonanz beim kleinen Gehörgang geringer als bei einem normalgroßen oder großen Gehörgang.

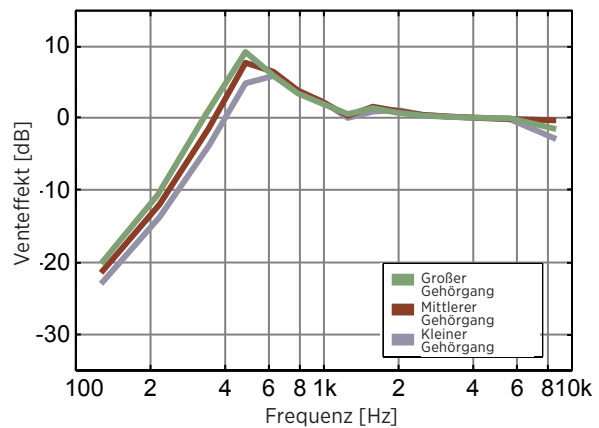


Abb. 6: Einfluss des Restvolumens des Gehörgangs auf den Venteffekt. Der größte Venteffekt tritt beim kleinen Gehörgang auf (nach Kuk & Nordahn, 2006). Im vorliegenden Beispiel wurde ein Vent mit einem Durchmesser von 2 mm und einer Länge von 19,3 mm eingesetzt.

Vergleicht man Abbildung 6 mit Abbildung 1, die den Einfluss des Ventdurchmessers zeigt, wird deutlich, dass ein kleiner Gehörgang zu ähnlichen Auswirkungen führt wie ein großer Ventdurchmesser, nämlich zu einem großen Venteffekt.

Gegebenheiten im Mittelohr

Neben dem Durchmesser und der Länge des Vents sowie dem Restvolumen des Gehörgangs wird die Helmholtz-Resonanz zudem von der Beweglichkeit des Mittelohrs beeinflusst.

Abbildung 7 zeigt den Venteffekt eines Ohres mit Otosklerose und eines Ohres, bei dem die Gehörknöchelchenkette zwischen Amboss und Steigbügel unterbrochen ist, verglichen mit einem normalen Ohr. Das Trommelfell des von Otosklerose betroffenen Ohres ist weniger beweglich als das Trommelfell eines normalen Ohres. Das Trommelfell des Ohres mit unterbrochener Gehörknöchelchenkette weist dagegen eine höhere Beweglichkeit als das Trommelfell eines normalen Ohres auf (hypermobiles Trommelfell).

Abbildung 7 zeigt zudem, dass bei einem hypermobilen Trommelfell die Dämpfung in den tiefen Frequenzen geringer und die Resonanzfrequenz in einen tieferen Bereich verschoben ist. Bei einem steifen Trommelfell hingegen ist die Dämpfung in den tiefen Frequenzen stärker und die Resonanzfrequenz in einen höheren Bereich verschoben. Außerdem ist der Einfluss der Resonanz hier größer als bei einem normalen Ohr.

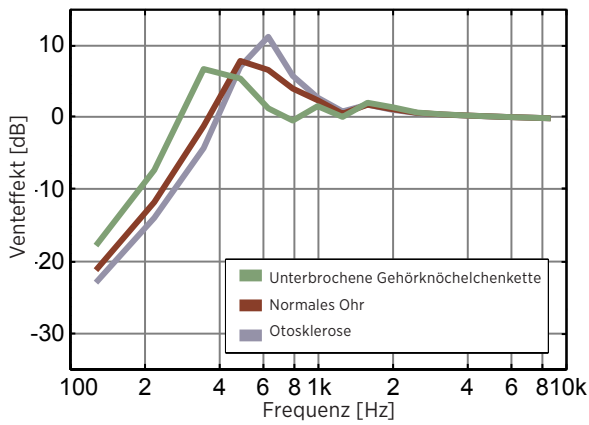


Abb. 7: Simulierter Einfluss der Beweglichkeit des Mittelohres auf den Venteffekt (nach Kuk & Nordahn, 2006). Im vorliegenden Beispiel wurde ein Ohrstück mit einem Ventdurchmesser von 2 mm und einer Ventlänge von 19,3 mm eingesetzt.

Vergleicht man Abbildung 7 mit Abbildung 1, die den Einfluss des Ventdurchmessers zeigt, wird deutlich, dass ein steifes Trommelfell zu den gleichen Auswirkungen führt wie ein großer Ventdurchmesser, nämlich zu einem großen Venteffekt.

Die zentrale Bedeutung des Rückkopplungstests

Der Rückkopplungstest ist fester Bestandteil der Anpassung von Widex Hörsystemen. Während des Tests sitzt das Hörsystem in Trageposition (in situ), d. h. im Ohr des Hörsystem-Trägers. Der erste Schritt von AISA umfasst die Ermittlung des äquivalenten Ventdurchmessers (Erklärung siehe unten) mithilfe des Rückkopplungstests.

Während des Rückkopplungstests erzeugt der Hörer des Hörsystems ein akustisches Signal, das dann vom Mikrofon bzw. von den Mikrofonen des Hörsystems aufgenommen wird. Das Ergebnis des Rückkopplungstests steht in direktem Zusammenhang mit der Größe des Vents und eignet sich daher für die Ermittlung des äquivalenten Ventdurchmessers. Genauer gesagt, beeinflusst der Ventdurchmesser den Ausgangspegel in den hohen Frequenzen durch eine Begrenzung der maximal verfügbaren Verstärkung, bevor Rückkopplungen auftreten.

Abbildung 8 illustriert die Beziehung zwischen Ventdurchmesser und maximaler Verstärkung vor Auftreten von Rückkopplungen. Bei einem geschlossenen Ohrstück (blaue Kurve) steht in den tiefen Frequenzen eine Verstärkung von bis zu 70 dB zur Verfügung, wohingegen in den hohen Frequenzen lediglich 50 dB möglich sind. Mit zunehmendem Ventdurchmesser nimmt die verfügbare Verstärkung ab.

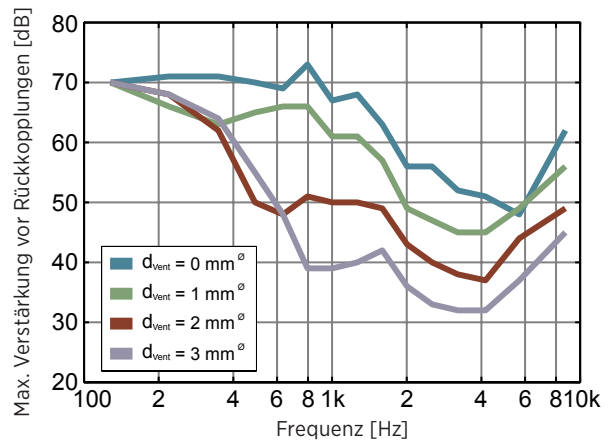


Abb. 8: Die maximale Verstärkung vor Rückkopplungen in Abhängigkeit vom Ventdurchmesser. Mit zunehmendem Ventdurchmesser nimmt die verfügbare Verstärkung ab. Die Verstärkungsabnahme ist in den hohen Frequenzen stärker als in den tiefen (nach Kuk & Nordahn, 2006).

Das Ergebnis des Rückkopplungstests wird mit den simulierten Daten eines durchschnittlichen Hörsystem-Trägers, die in der Anpasssoftware gespeichert sind, verglichen. Durch die Änderung des Ventdurchmessers in der Simulation, bis die simulierte Messung der realen Messung gleichkommt, ist eine sehr präzise Vorhersage des Venteffekts der realen Anpassung möglich. Der Ventdurchmesser, der in der Simulation benötigt wird, so dass diese dem Ergebnis des realen Rückkopplungstests entspricht, wird dann als In-Situ-Ventdurchmesser in COMPASS angezeigt.

Die Anpasssoftware arbeitet mit drei Arten von simulierten Daten: den Ergebnissen simulierter Rückkopplungstests mit unterschiedlichen Ventdurchmessern, dem Venteffekt und direktem Schall (d. h. Schall, der über Vent und Lecks direkt in den Gehörgang gelangt, ohne vom Hörsystem verstärkt zu werden). Wenn der Hörgeräte-Akustiker den Rückkopplungstest durchführt, werden die Messdaten mit den simulierten Daten verglichen und der Ventdurchmesser, der die höchste Übereinstimmung zwischen gemessenem und simuliertem Rückkopplungstest ergibt, identifiziert. Dieser wird dann als äquivalenter Ventdurchmesser angegeben. Durch die Ermittlung des äquivalenten Ventdurchmessers erhält man ebenfalls ein präzises Modell der ventabhängigen, individuellen Gehörgangsakustik des Hörsystem-Trägers. Dies ermöglicht die Ermittlung verschiedener akustischer Parameter wie Venteffekt, direkter Schall usw. Diese Informationen wiederum ermöglichen die Ermittlung des Gesamtschalldrucks am Trommelfell bei Anpassungen mit Vent.

Berücksichtigung von Lecks bei der Ermittlung des Venteffekts

Widex nutzt den Rückkopplungstest für eine Momentaufnahme der Gehörgangsakustik. Diese Momentaufnahme umfasst auch Lecks zwischen der Schale bzw.

dem Ohrstück und der Gehörgangswand. In der Praxis ist es nahezu unmöglich, eine Schale bzw. ein Ohrstück zu verwenden, das den Gehörgang vollständig abdichtet, ohne dass beim Einsetzen ins Ohr Schmerzen verursacht werden. Typischerweise liegt immer ein gewisses Maß an Undichtigkeit vor, wobei die akustischen Auswirkungen der Lecks von der Qualität des Ohrabdrucks und der Schale bzw. des Ohrstücks abhängen. Bei einer besonders schlechten Passform der Schale bzw. des Ohrstücks kann die Undichtigkeit sogar mit jedem Einsetzen ins Ohr unkontrollierbar variieren. AISA berücksichtigt die In-Situ-Undichtigkeit bei der Ermittlung des äquivalenten Ventdurchmessers. Dies hat mindestens zwei Vorteile:

- Der ermittelte Ventdurchmesser wird präziser und damit auch die Anpassung.
- Ein großer Unterschied zwischen physischem und ermitteltem Ventdurchmesser signalisiert dem Hörgeräte-Akustiker, dass die Passform der Schale bzw. des Ohrstücks schlecht ist.

Der ermittelte Ventdurchmesser wird in COMPASS als In-Situ-Venteffekt angezeigt, nachdem der Rückkopplungstest durchgeführt wurde. Beträgt der physische Ventdurchmesser eines CIC-Hörsystems z. B. 1 mm und gibt AISA in der Anpassung einen Ventdurchmesser von 2,5 mm an, können Pfeifgeräusche auftreten. Dies darf nicht dahingehend missverstanden werden, dass AISA die Pfeifgeräusche des Hörsystems verursacht. Vielmehr ist der um einiges größere ermittelte Ventdurchmesser ein Zeichen dafür, dass eine große Undichtigkeit zwischen Schale und Gehörgangswand vorliegt, was zu Pfeifgeräuschen des Hörsystems führt.

Kompensation des Venteffekts

Sobald präzise ermittelt wurde, welche Änderung des Schalldrucks am Trommelfell durch den Venteffekt bewirkt wird, besteht die Möglichkeit, diesen auszugleichen. Zweck einer Kompensation des Venteffekts ist ein höheres Maß an Kontrolle des Schalldrucks am Trommelfell, so dass die In-Situ-Verstärkung der beabsichtigten Zielverstärkung so nahe wie nur möglich kommt.

AISA und die anschließende Verstärkungskorrektur umfassen vier Hauptpunkte:

- 1) In-Situ-Analyse der akustischen Auswirkungen des Vents
- 2) Korrektur des Sensogramms auf Grundlage des ermittelten Venteffekts
- 3) Berechnung der Verstärkung auf Grundlage des korrigierten Sensogramms
- 4) Korrektur der Insertion Gain

Die Kompensation des Venteffekts betrifft alle vom Hörer des Hörsystems erzeugten Signale, d. h. Sensogramm und Insertion Gain. Der Einfluss des Vents auf den Rückkopplungstest wurde bereits bei der Ermittlung des äquivalenten Ventdurchmessers festgestellt. Die Korrektur des Sensogramms und der Insertion Gain werden im Folgenden näher erläutert.

Korrektur des Sensogramms

Wird das Sensogramm mithilfe eines Ohrstücks bzw. einer Schale mit Vent gemessen, wird ein Teil des tiefrequenten Schalls bis unter die Hörschwelle gedämpft. Um die Hörschwellen zu ermitteln, muss der Hörgeräte-Akustiker den Pegel der Sensogramm-Töne daher entsprechend anheben. Das Beispiel in Abbildung 9 zeigt das Sensogramm einer Testperson mit einem flachen Hörverlust von 50 dB – gemessen bei einem Ventdurchmesser von 2,5 mm. Wie aus der Abbildung hervorgeht, wurde bei 125 Hz und 250 Hz jedoch eine Hörschwelle bei ca. 60 dB ermittelt. Aufgrund dieses Ergebnisses würde die Verstärkung nicht der tatsächlichen Hörminderung entsprechend berechnet, sondern auf Grundlage der Kombination von Hörminderung und Venteffekt. Die Folge wäre eine ungenaue Anpassung. Bevor die für die individuelle Hörminderung benötigte Insertion Gain berechnet wird, muss daher das Sensogramm so korrigiert werden, dass der Venteffekt ausgeglichen wird. Dies wird von der Anpassungssoftware automatisch bewerkstelligt.

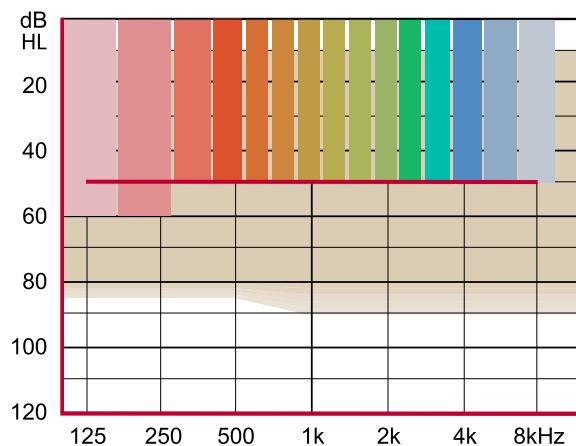


Abb. 9: Beispiel eines Sensogramms, gemessen bei einem Ventdurchmesser von 2,5 mm. Laut Audiogramm weist die Testperson einen flachen Hörverlust von 50 dB auf. Das Sensogramm zeigt bei 125 Hz und 250 Hz jedoch eine Hörschwelle von 60 dB an.

Korrektur der Insertion Gain

Für den vom Hörer des Hörsystems erzeugten Schall gilt, dass der Schalldruck am Trommelfell infolge des Venteffekts reduziert wird. Um die Hörbarkeit tieffrequenten Schalls sicherzustellen, muss daher auch die Insertion Gain so korrigiert werden, dass der Venteffekt ausgeglichen wird. Bleiben wir beim eben erwähnten

Beispiel eines Hörsystem-Trägers mit einem tatsächlichen Hörverlust von 50 dB und einer ermittelten Sensogramm-Schwelle bei 250 Hz bei 60dB aufgrund des Venteffekts von 10 dB. Nehmen wir als Anpassregel beispielsweise die HV/2-Regel (Lybarger, 1944, 1963), ergibt ein Hörverlust von 50 dB eine Zielverstärkung von 25 dB. Bei einer Insertion Gain von 25 dB beträgt die tatsächliche Verstärkung infolge des Venteffekts von 10 dB jedoch nur noch 15 dB. Der Venteffekt muss bei der Berechnung der passenden Insertion Gain daher berücksichtigt werden. In unserem Beispiel wäre eine Insertion Gain von 35 dB erforderlich, um die Zielverstärkung von 25 dB zu erreichen.

BLICK IN DIE ZUKUNFT

Wir sind stets bemüht, sicherzustellen, dass AISA in jeder Situation ein absolut genaues Bild der In-Situ-Akustik liefert. Die Möglichkeiten, welche AISA für die Sicherstellung einer präzisen Verstärkungsberechnung bietet, werden in zukünftigen Produkten voll ausgeschöpft werden, um so eine noch höhere Präzision in der Anpassung zu erzielen.

In WIDEX CLEAR440 werden die Möglichkeiten von AISA folgendermaßen umgesetzt:

- Sound Harmony nun auch für Anpassungen mit Vent, d. h. es besteht nun auch hier die Möglichkeit zum Ausgleich direkten Schalls durch eine Transparentmachung der Bänder (Erläuterung siehe unten)
- Geringe Justierung der Grenze dafür, wann Bänder bei offenen Anpassungen transparent gemacht werden
- Optimierung der Ohrstück-Durchschnittsdaten für noch höhere Präzision in Anpassungen mit Vent

Zweck dieser Punkte ist eine weitere Optimierung der Anpassgenauigkeit und ein höherer Hörkomfort für den jeweiligen Hörsystem-Träger.

Die genannten Änderungen in AISA bei Anpassungen mit Vent bieten u. a. folgende Vorteile:

- Die Bandtransparenz minimiert das Risiko von Unsicherheiten bezüglich der gelieferten Verstärkungsmenge aufgrund von Interferenzen.
- Der Hörgeräte-Akustiker kann ein Ohrstück mit Vent einsetzen, das einen hohen Grad an Offenheit bietet, und so ungefähr die gleiche REIG (Real Ear Insertion Gain) erzielen wie mit einer eigentlichen offenen Anpassung.
- Eigenrauschen wird in den transparenten Bändern eliminiert, so dass ein ruhigerer und stabilerer Klangeindruck entsteht.

Sound Harmony bei Anpassungen mit Vent

Ursprünglich für offene Anpassungen konzipiert, steht Sound Harmony nun bei WIDEX CLEAR440 erstmals auch für Anpassungen mit Vent zur Verfügung. Sound Harmony umfasst zwei Hauptschritte: Der erste Schritt besteht in einer Kompensation der Schalldruckdämpfung in den tiefen Frequenzen. Der zweite Schritt besteht in der Deaktivierung der Verstärkung in denjenigen Bändern, in denen die Kompensation dazu führt, dass der direkte und der verstärkte Schall in etwa pegelgleich sind. Zweck dieser Deaktivierung ist es, Unsicherheiten bezüglich der gelieferten Verstärkungsmenge zu vermeiden. Der Begriff „Bandtransparenz“ bezieht sich auf die Deaktivierung von Bändern. Bei einem komplett geschlossenen Ohrstück gibt es kein Vent, durch das direkter Schall eindringen könnte. Bei einer Anpassung mit Vent dringt dagegen immer eine gewisse Menge direkten Schalls durch das Vent oder Lecks ein. Die rote Kurve in Abbildung 10 zeigt die REIG (Real Ear Insertion Gain) einer externen Schallquelle. Diese Kurve setzt sich aus dem vom Hörsystem erzeugten Schall und dem direkten Schall zusammen. Die grüne Kurve zeigt die IG (Insertion Gain), also nur den Schall vom Hörsystem. Die blaue Kurve zeigt nur den direkten Schall, wenn das Hörsystem ausgeschaltet ist.

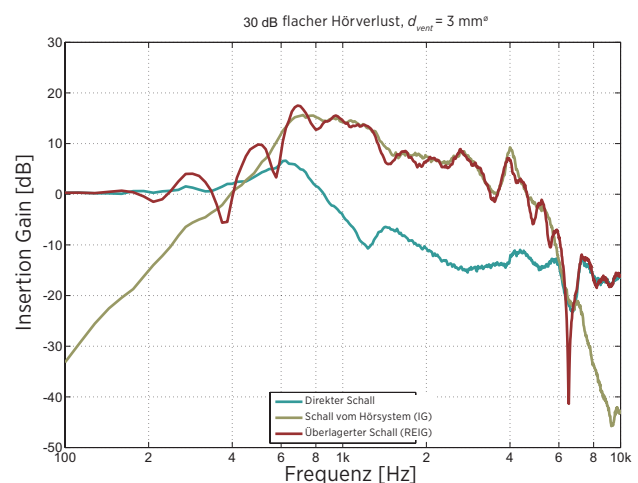


Abb. 10: Beispiel für die Überlagerung von Insertion Gain und direktem Schall am Trommelfell.

Wie aus der Abbildung hervorgeht, fällt die grüne Kurve unterhalb der Helmholtz-Frequenz bei etwa 650 Hz stark ab. Dies ist auf den Venteffekt zurückzuführen und spiegelt die Dämpfung in den tiefen Frequenzen wider. Deutlich wird außerdem, dass der direkte Schall in den tiefen Frequenzen im Vergleich zum Schall vom Hörsystem dominiert. Dies ist teilweise auf den Venteffekt zurückzuführen, der zur Dämpfung des Schalls vom Hörsystem führt, teilweise darauf, dass direkter Schall bei tiefen Frequenzen ungedämpft durch das Vent eindringt. Dies führt zu zwei Erscheinungen:

- Das jeweils stärkere Signal – der direkte Schall oder die Insertion Gain – dominiert die Gesamtverstärkung.
- Es kommt zu Interferenzen, wenn der direkte Schall und die Insertion Gain gleich stark sind, während die relative Phase variiert. Interferenzen führen zu Unsicherheiten bezüglich der tatsächlich gelieferten Verstärkungsmenge am Trommelfell. Diese Unsicherheiten werden als zackiger Verlauf der roten Kurve (REIG) sichtbar.

Sound Harmony steuert die gelieferte Verstärkung durch eine Transparentmachung von Bändern, wenn der direkte Schall und der Schall vom Hörsystem pegelgleich sind. Die Informationen, die für die Transparentmachung der entsprechenden Bänder in einem bestimmten Frequenzbereich benötigt werden, werden von AISA geliefert. So sind folgende Faktoren bekannt:

1. Die erwartete REIG am Trommelfell bei einer geschlossenen Anpassung – diese ist in den Standarddaten aller Hörsysteme enthalten und basiert auf Kupplermessungen des Hörsystem-Herstellers
2. Wie das Vent den Schall vom Hörsystem am Trommelfell verändert (ermittelter Venteffekt)
3. Wie das Vent direkten Schall beeinflusst (ermittelter direkter Schall)
4. Das Stärkeverhältnis zwischen Hörsystem-Verstärkung und direkter Verstärkung

Diese Informationen ermöglichen eine Bewertung des Stärkeverhältnisses und die Aufstellung einer Regel dazu, wann Bänder transparent gemacht werden sollen.

Geringe Änderung der Anpassstrategie auf Basis des ermittelten In-Situ-Venteffekts für noch höhere Präzision

Bei Anpassungen mit Vent besteht immer das Risiko, dass die Anpassung infolge von Lecks und einer nicht optimalen Passform des Ohrstücks bzw. der Schale akustisch offener gerät als beabsichtigt. AISA stellt die Verstärkungskompensation basierend auf der in situ ermittelten Akustik der Anpassung sicher.

Bei WIDEX CLEAR440 wurde die Kompensation, die gemäß der Anpassstrategie auf Basis des ermittelten In-Situ-Venteffekts erfolgt, für eine noch höhere Präzision in allen Anpassungen leicht verändert.

Bei Anpassungen mit Vent besteht nun auch die Möglichkeit zur Transparentmachung von Bändern, um sicherzustellen, dass bei Anpassungen mit Vent, die quasi akustisch offen sind, eine Verstärkungskompensation erfolgt. Die Transparentmachung von Bändern bei Anpassungen mit Vent hängt davon ab, ob eine kritische Grenze erreicht wird.

Auch bei offenen Anpassungen besteht die Möglichkeit der Bandtransparenz, wenn die kritische Grenze erreicht wird. Dabei führt eine geringe Justierung der kritischen Grenze dazu, dass etwas weniger Bänder transparent gemacht werden.

Ohrstück-Durchschnittsdaten

Unsere Anpassstrategie wurde auf Grundlage nicht abgedichteter Ohrstücke entwickelt, wobei das Risiko unbeabsichtigter Undichtigkeiten zwischen Ohrstück und Gehörgangswand bestand. Bei Hörsystem-Serien bis einschließlich mind berücksichtigte das Modell des In-Situ-Hörsystems keine Undichtigkeiten, sondern bildete ein vollständig abgedichtetes Ohrstück nach. Bei zukünftigen Produkten dahingegen wird das Referenzohrstück durch die realistischere Situation dargestellt, in der bei harten Ohrstücken kleine Lecks unvermeidbar sind. Dies wirkt sich auf die Form des modellierten Venteffekts aus, der etwas weniger ausgeprägt wird (etwas flachere Steigung im Tieftonbereich). Diese Änderung ist relativ gering, wurde dennoch vorgenommen, da so eine realistischere Verstärkungsberechnung für nicht vollständig abgedichtete geschlossene Ohrstücke erzielt wird.

ZUSAMMENFASSUNG UND KONKLUSION

Eine präzise Verstärkungsberechnung erfordert Kenntnisse über das Verhalten des Hörsystems im Ohr des Trägers. AISA (Analyse der In-Situ-Akustik) ist ein Verfahren zur Ermittlung der In-Situ-Akustik im Gehörgang anhand einer einzigen Messung. Dies kann genutzt werden, um die akustischen Auswirkungen des Vents in der Schale bzw. im Ohrstück zu bewerten und den Venteffekt auf die vorgegebene Verstärkung auszugleichen.

Ein Hörsystem mit Vent und in Trageposition ist im Wesentlichen ein Helmholtz-Resonator. AISA ermittelt die Frequenz der Helmholtz-Resonanz mithilfe einer Messung durch das Hörsystem des Trägers und leitet aus dem Messergebnis den Venteffekt ab.

Sobald präzise ermittelt wurde, welche Änderung des Schalldrucks am Trommelfell durch den Venteffekt bewirkt wird, besteht die Möglichkeit, diesen auszugleichen. Die Korrekturen betreffen das Sensogramm, die Insertion Gain und den direkten Schall (Sound Harmony). Zweck einer Kompensation des Venteffekts ist ein höheres Maß an Kontrolle des Schalldrucks am Trommelfell, um sicherzustellen, dass die In-Situ-Verstärkung der beabsichtigten Zielverstärkung so nahe wie nur möglich kommt.

Wir sind stets bemüht, sicherzustellen, dass AISA ein absolut genaues Bild der In-Situ-Akustik liefert. Die Möglichkeiten, welche AISA für die Sicherstellung einer präzisen Verstärkungsberechnung bietet, werden in zukünftigen Produkten voll ausgeschöpft werden.

LITERATURHINWEISE

Blackstock, D. T. (2000). Fundamentals of physical acoustics. John Wiley & Sons Ltd.

Brüel & Kjær, Product data sheet, Wideband ear simulator for telephonometry Type 4195, BP1423-13.

Egolf, D. P. (1980). **Techniques for modeling the hearing aid receiver and associated tubing.** In Studebaker, G. A., & Hochberg, I. (Eds.), Acoustical factors affecting hearing aid performance, 298-319. Baltimore: University Park Press.

Egolf, D. P., Haley, B. T., & Howell, H. C. (1988). **A technique for simulating the amplifier-to-eardrum transfer function of an in situ hearing aid,** J Acoust Soc Am. 84(1), 1-10.

Flanagan, J. (1972). Speech Analysis Synthesis and Perception. Springer Verlag, 1-438.

Hudde, H., & Engel, A. (1998). **Measuring and modeling basic properties of the human middle ear and ear canal. Part II: Ear canal, middle ear cavities, eardrum, and ossicles.** Acta acustica with acustica, 84, 894-913.

Keefe, D. H. (1984). Acoustical wave propagation in cylindrical ducts: **Transmission line parameter approximations for isothermal and nonisothermal boundary conditions.** J. Acoust. Soc. Am., 75(1), 58-62.

Kuk, F., & Nordahn, M. (2006). Where an accurate fitting begins: Assessment of in-situ acoustics (AISA). Hearing Review, 13(7), 60, 62-64, 66-67.

Lampton, M. (1978). **Transmission Matrices in Electroacoustics.** Acustica, 39(4), 239-251.

LoPresti, J. L. (2000). Electrical analogs for Knowles Electronics, inc. transducers. Report no. 10531-3, Knowles Inc.

Lybarger, S. F. (1944). U.S. Patent Application SN 543, 278.

Lybarger S.F. (1963). **Simplified fitting system for hearing aids.** Canonsburg, PA: Radio Ear Corp.

Lybarger, S. F. (1985). **Earmolds.** In Katz, J. (Ed.), Handbook of clinical audiology (pp. 885-910). Baltimore, U.S.A.: Williams & Wilkins.

Stinson, M. R. (1989). Revision of a two-piston model to account for real ear canal geometries. Journal of the Acoustical Society of America, 85(Suppl. 1), S67.

Stinson, M. R., & Lawton, B. W. (1989). Specification of the geometry of the human ear canal for the prediction of sound-pressure level distribution. J. Acoust. Soc. Am., 85(6), 2492-2503.