

# Empfohlene Vorgehensweisen in der modernen In-situ-Messung mit Sondenmikrofon

**Mona Dworsack-Dodge, Au.D., GN Otometrics Denmark**  
**Wendy Switalski, Au.D., Audiology Systems Inc.**

Bei der Entscheidung, welche klinischen Verfahren für die Anpassung von Hörgeräten zu empfehlen sind, sollten Sondenmikrofon-Messungen (Probe Microphone Measurement, PMM) unbedingt berücksichtigt werden (EUHA, ASHA, AAA, BSA und BAA). Die PMM ist nicht nur der Gold-Standard für die Hörgeräteüberprüfung, sondern auch ein wichtiges Geschäftsinstrument. Studien haben gezeigt, dass die Kundenzufriedenheit stärker von der klinischen Betreuung als vom Grad der bereitgestellten Verstärkung bestimmt wird und umfassende Messungen, einschließlich PMM, die klinische Kundenzufriedenheit erhöhen und zu besseren Ergebnissen führen (Consumer Reports, 2009; Kochkin, 2010; Hougaard und Ruf, 2011).



## Terminologie und Verfahren

Es gibt verschiedene maßgebliche Literaturhinweise, in denen die allgemeingültigen, im Zusammenhang mit Messungen am Ohr verwendeten Begriffe beschrieben sind sowie die Durchführung und Anwendung der Messungen erläutert werden (Dillon H., 2001; Mueller et al., 1992). Es folgt eine kurze Beschreibung der am häufigsten verwendeten Begriffe.

Die In-situ-Messung mit Sondenmikrofon wird im Allgemeinen über den Schalldruckpegel (SPL im Gehörgang) oder die Verstärkung (abgeleitet durch Subtraktion des Schalldruckpegels am Referenzmikrofon vom Schalldruckpegel am Trommelfell) definiert. Der Schalldruckpegel-Frequenzgang im Ohr (Real Ear Unaided Response, REUR) ist der Schalldruckpegel (SPL) als Funktion der Frequenz, gemessen im offenen Gehörgang für ein gegebenes Eingangssignal. Der Verstärkungs-Frequenzgang im Ohr (Real Ear Unaided Gain, REUG) ist die natürliche Verstärkung durch die Resonanz im Gehörgang und der Ohrmuschel und wird durch Subtraktion des Eingangsspektrums vom REUR-Wert abgeleitet. Der Schalldruckpegel-Frequenzgang im Ohr bei geschlossenem Gehörgang (Real Ear Occluded Response, REOR) ist der Frequenzgang in SPL, gemessen im Gehörgang bei eingesetztem und ausgeschaltetem Hörgerät. Der Verstärkungs-Frequenzgang im Ohr (Real Ear Occluded Gain, REOG) wird durch Subtraktion des Eingangsspektrums vom REOR ermittelt. Der Schalldruckpegel-Frequenzgang im Ohr (Real Ear Aided Response, REAR) ist der Frequenzgang am Trommelfell mit eingesetztem und eingeschaltetem Hörgerät (und mit akustischer Kopplung). Der Verstärkungs-Frequenzgang im Ohr (Real Ear Aided Gain, REAG) ist die Differenz zwischen dem Eingangsspektrum und dem im Gehörgang gemessenen REAR. Die wirksame akustische Verstärkung im Ohr (Real Ear Insertion Gain, REIG) ist die Verstärkung durch das Hörgerät. Sie wird durch Subtraktion der REUG von der REAG ermittelt.

Der Sättigungspegel-Frequenzgang im Ohr (Real Ear Saturation Response, RESR) ist der Frequenzgang eines Hörgeräts, gemessen im Gehörgang mit einem Eingangssignal, das ausreichend stark ist, damit ein Hörgerät mit dem maximalen Ausgangspegel (Maximum Output Level, MPO) arbeitet. Die Real Ear to Coupler Difference (RECD) ist die Differenz in dB zwischen dem Schalldruckpegel im Ohr und dem in einem 2-ccm-Kuppler gemessenen Schalldruckpegel. Die Real Ear Dial Difference (REDD) ist die Differenz in dB zwischen dem Schalldruckpegel im Ohr und der Audiometer-Reglereinstellung, die das Signal erzeugt hat.

Sondenschlauchkalibrierung und Sondenschlauchpositionierung sind entscheidende elementare Verfahren, die den Erfolg der PMM beeinflussen. Durch die Sondenschlauchkalibrierung werden die akustischen Effekte des Sondenschlauchs und des

Mikrofons während der Messung im Ohr ausgeglichen, damit der Sondenschlauch und das Mikrofon „akustisch unsichtbar“ werden (Pumford und Sinclair, 2001). Dies ist der erste elementare Schritt für alle PMM-Verfahren.

Die richtige Sondenschlauchpositionierung ist ebenfalls für die Genauigkeit von PMM entscheidend. Allgemein wird empfohlen, den Sondenschlauch innerhalb von 5 mm vom Trommelfell des Kunden zu positionieren, um stehende Wellen zu vermeiden.

Die von Pumford und Sinclair (2001) beschriebenen allgemeinen Richtlinien besagen: Den Sondenschlauch bei weiblichen Erwachsenen bis 28 mm hinter die Incisura intertragica einführen. Den Sondenschlauch bei männlichen Erwachsenen 30 bis 31 mm hinter die Incisura intertragica einführen. Den Sondenschlauch bei Kindern 20 bis 25 mm hinter die Incisura intertragica einführen. Zur einfacheren Positionierung liefern die meisten Hersteller Sondenschläuche mit Markierungen und/oder Halterungen. Der richtige Abstand (z. B. 30 mm) vom offenen Ende des Sondenschlauchs ist erreicht, wenn der Sondenschlauch so weit in den Gehörgang eingeführt wurde, dass die Markierung die Incisura intertragica erreicht.

Die Sondenschlauchpositionierung kann auch durch akustische Positionierungsverfahren unterstützt werden (ANSI, 1997; ISO 12124:2001). Eine einfachere Methode besteht in der Visualisierung und Positionskorrektur basierend auf der REUG-Kurve. Dabei wird hauptsächlich der Frequenzbereich über 4000 Hz überwacht.

1. Man führt den Sondenschlauch weniger als bis zur Hälfte in den Gehörgang ein während ein Rosa Rauschen von 65 dB abgespielt wird.
2. Über 4000 Hz ist dann wahrscheinlich ein Abfall in der Verstärkungskurve zu beobachten.
3. Dann den Sondenschlauch vorsichtig tiefer einführen und dabei den Kurvenabfall beobachten, der sich in Richtung höherer Frequenzen bewegt.
4. Der Sondenschlauch ist korrekt positioniert, sobald die Verstärkungskurve in den hohen Frequenzen nicht mehr nach unten abfällt (-5 dB).
5. Nachdem die Messung stabilisiert wurde, die Markierung des Sondenschlauchs positionieren oder den Sondenschlauch mit der Halterung verbinden.

# Herkömmliche Messung im Ohr mit modernen Hörgeräten

Die Terminologie und die Messungen selbst haben sich über die Jahre kaum verändert. Die von uns verwendeten Signale und die Art und Weise, wie wir sie klinisch anwenden, jedoch schon. In der Vergangenheit wurden In-situ-Messungen entweder mit Tonsignalen oder Störgeräuschen durchgeführt (Mueller et al., 1992). Diese Signale waren geeignet, die Verstärkung linearer Hörgeräte zu messen. Mit zunehmender Leistungsfähigkeit der Geräte wurde jedoch deutlich, dass Signale mit größerer Dynamik und unterschiedlichen Eingangspegeln notwendig waren (Mueller, 2006).

## Digitale Signalverarbeitung

Die Verwendung digitaler Signalverarbeitung (DSP) in Hörgeräten hat es Hörgeräteherstellern ermöglicht, sehr komplexe Algorithmen für die Kompression, Störgeräuschunterdrückung und Frequenzanpassung zu nutzen, und viele Hersteller verwenden inzwischen eigene Anpassalgorithmen. Ein bedeutender Vorteil dieser Technologie liegt in der erhöhten Flexibilität der Programmierungsfähigkeiten, die es Hörgeräteakustikern ermöglichen, ein Hörgerät genauer an ein Anpassziel anzupassen (Fabry, 2003). Allerdings bringt die erhöhte Flexibilität der komplexen Signalverarbeitung einige Herausforderungen mit sich, wenn mit herkömmlichen Signalen gearbeitet wird. Die Geräte interpretieren zusammengesetzte Signale möglicherweise als Störgeräusche und verringern die Verstärkung, was dazu führt, dass der Kunde bei normalem Gebrauch eine unzureichende Verstärkung von Alltagsgeräuschen erfährt.

Der Stimulustyp muss bestimmte spektrale und dynamische Eigenschaften aufweisen, um vom Hörgerät korrekt verarbeitet und mit dem Anpassziel in Beziehung gesetzt werden zu können. Ein Signal, das Sprache möglichst nahe kommt (und eine ähnliche Form besitzt wie das Signal, mit dem die zu überprüfende Anpassmethode entwickelt wurde), ist vorzuziehen. Die Einführung modulierter Breitbandsignale und die Verwendung echter Sprachsignale machen es heute möglich, Messungen mit aktivierten Störgeräusch-Unterdrückungsalgorithmen und anderen innovativen Hörgerätefunktionen durchzuführen.

Mit dem Ziel, ein international anwendbares Signal zu erzeugen, das reproduzierbare Messbedingungen ermöglicht und alle oder die meisten relevanten Merkmale natürlicher Sprache besitzt (d. h. das Modulationsspektrum und die Grundfrequenz sowie ihre harmonischen Obertöne), wurde das internationale Sprachtestsignal (ISTS) entwickelt (Holube et al., 2010). Zudem ermöglichen es manche Systeme, durch die Erstellung benutzerdefinierter Ziele alternative Signale mit Anpasszielen zu verwenden. Zu diesem Zweck wird eine Korrektur für das Eingangssignalspektrum auf das Ziel angewendet, das durch die ausgewählte Anpassformel generiert wurde.

## Validierte Anpassformeln im Vergleich zu Anpassformeln der Hersteller

Das breite Spektrum der Anpassungen von Hörgeräteherstellern unterstreicht die Notwendigkeit einer Überprüfung der Anpassungen unabhängig davon, ob die Anpassungen basierend auf einer validierten Anpassformel wie NAL-NL1 oder DSL 5 oder einem proprietären Algorithmus des Herstellers programmiert wurden (Smeds und Leijon, 2001; Keidser et al., 2003). Einer der primären Gründe für die Anwendung der In-situ-Messung mit Sondenmikrofon ist der Nachweis durch mehrere Studien, dass der Herstelleralgorithmus für die Ersteinstellung häufig keine geeignete Verstärkungsformel beinhaltet (Aarts N, Cafee C., 2004; Aazh H, Moore BC., 2007; Bentler R., 2004; Hawkins & Cook; 2003), da die Verstärkung in den hohen Frequenzen zuweilen um bis zu 20 dB geringer als die Vorgabe ist.

Zudem wurde gezeigt, dass frühere Versionen validierter Anpassungsmethoden verschiedene Funktionen, die sich auf die Ausgangspegel moderner, nicht linearer Hörgeräte auswirken, möglicherweise nicht berücksichtigt haben (Bretz, 2006). Glücklicherweise wurden die generischen validierten Anpassformeln nachgebessert, um Parameter wie die Anzahl der Kanäle im Hörgerät, die Bandbreiten jedes Kanals, die Kompressionsschwelle, die Ein- und Ausschwingzeiten sowie Störgeräuschunterdrückungsprogramme einzubeziehen (Dillon, 2006; Scollie et al., 2005).

# Herkömmliche Messungen im Ohr und offene Versorgungen

An dieser Stelle nicht auf „offene Versorgungen“ und Miniausführungen von Hinter-dem-Ohr(HdO)-Geräten einzugehen, würde bedeuten, einen der wichtigsten Trends bei modernen Hörgeräten zu vernachlässigen. Ganz gleich, ob sie mit einem dünnen Schallschlauch oder einem Hörer im Gehörgang gekoppelt sind, diese Geräte haben es Hörgeräteakustikern ermöglicht, okklusionsfreie Geräte und Optionen wie Richtungsmikrofone ohne Abstriche bei den ästhetischen Ansprüchen anzubieten (Switalski, 2011).

Da der Vorteil eines offenen Gehörgangs bestehen bleibt, stellen echte offene Versorgungen eine Herausforderung an eine Messung dar. Das gilt insbesondere im Hinblick auf Anpassziele und die Entzerrung des Eingangssignals. Einige Experten vertreten die Ansicht, dass validierte Anpassziele für offene Versorgungen ungeeignet sind. Mueller (2006) wies darauf hin, dass es wenig sinnvoll erscheint, validierte Anpassmethoden, die sich über viele Jahre als erfolgreich erwiesen haben, aufzugeben, nur weil der Gehörgang unverschlossen bleibt. Dillon (2006) formulierte es so: „Es gibt keinen Grund, warum eine Änderung der Größe der Gehörgangs-Belüftung den Schalldruckpegel im Gehörgang ändern sollte, der für eine bestimmte Person optimal ist.“

Die Entzerrung des Eingangssignals spielt eine entscheidende Rolle für die Fähigkeit zur genauen Überprüfung offener Versorgungen. Für die Entzerrung im Zusammenhang mit PMM wurden in der Vergangenheit zwei Verfahren in der Fachliteratur beschrieben: die Substitutionsmethode und die Komparationsmethode.

## Substitutionsmethode

Bei der Substitutionsmethode wird die Kalibrierung ohne den Hörgeräteträger im Raum durchgeführt und das Mikrophon an der Testposition der Person positioniert (American National Standards Institute, 1997). Die Kalibrierung wird gespeichert und im weiteren Messverlauf als Referenz verwendet. Die Substitutionsmethode ist naturgemäß eine Methode mit gespeicherter Entzerrung. Jedoch ist diese Methode nicht fehlerfrei. Aufgrund der Abwesenheit des Hörgeräteträgers ist die Genauigkeit dieser Referenz ungewiss, und selbst wenn sich die Person genau am Ort der Kalibrierung befindet, mindert jede kleinste Bewegung die Messgenauigkeit. Kopf und Körper der Person beeinflussen das kalibrierte Schallfeld (Hawkins und Mueller, 1992).

## Komparationsmethode

Wenn die Entzerrung automatisch während der Messung vorgenommen wird, indem das Referenzmikrofon überwacht wird, spricht man von der Komparationsmethode (Modified Pressure Method) (American National Standards Institute, 1997). Es werden zwei Varianten dieser Methode unterschieden:

### Die Komparationsmethode und gleichzeitige Entzerrung (MPCE)

Bei dieser Methode ist keine Kalibrierung oder Entzerrung vor der Positionierung des Kunden erforderlich. Das Referenzmikrofon wird überwacht, um den Signalpegel so anzupassen, dass ein konstanter Schalldruckpegel am Ohr der Person erzeugt wird. Bewegt sich die Person während der Messung, verändert der Lautsprecher die Stimulusintensität entsprechend. Bei der MPCE wird zudem die Wirkung von Kopf und Körper berücksichtigt (Reflexion und Diffraktion). Diese Methode wird in der Regel für die PMM empfohlen (Dillon, 2001; Hawkins und Mueller, 1992). Lantz et al. (2007) haben beobachtet, dass die Verstärkung (REIG) bei Verwendung der MPCE mit offenen Versorgungen zu niedrig angesetzt wird. Sie sahen den Grund dafür hauptsächlich in einer Beeinträchtigung des Referenzmikrofons durch den verstärkten Schall, der aus dem Ohr dringt.

**Anmerkung:** Für dynamische Signale verwenden die meisten PMM-Systeme eine Variante der MPCE-Methode, bei der die „gleichzeitige“ Entzerrung der Messung vorausgeht statt durch sie das Signal anzupassen. Ein kurzes automatisches Kalibrierungssignal wird wiedergegeben und der Pegel wird kurz vor jeder Messung eingestellt. Die Standardkalibrierung kann immer dann verwendet werden, wenn die Anpassung geschlossen ist (was durch einen Verlust der Gehörgangresonanz beim Vergleich von Messkurven mit Verschluss und ohne Hörgerät angezeigt wird). Die zeitgleich zur Anpassung vorgenommene Kalibrierung des Stimulus garantiert sowohl einen korrekten Pegel als auch ein optimales Tonspektrum in der jeweils vorherrschenden Klangumgebung.

**Die Komparationsmethode und gespeicherte Entzerrung (MPSE)**

Bei dieser Methode handelt es sich um eine Kombination der Substitutions- und der Komparationsmethode. Dieses Verfahren ist für die Überprüfung offener, nicht verschließender Hörgeräte empfohlen worden (Lantz et al., 2007). Mit dieser Methode wird das Schallfeld entzerrt und der Pegel in Anwesenheit des Kunden und mit dem Referenzmikrofon am Ohr des Kunden eingestellt. Diese Methode berücksichtigt die Wirkung des

Kunden auf die Umgebung und verwendet eine gespeicherte Signalkalibrierung für nachfolgende Messungen. Wenn Sie ein Hörgerät mit einer offeneren Kopplung anpassen, müssen Sie das Hörgerät vor der Kalibrierung ausschalten, da sonst der Schall, der aus dem Ohr dringt, die Kalibrierung beeinträchtigen und die Messung verfälschen. Es wurde gezeigt, dass die MPSE-Methode zu keinen klinisch signifikanten Fehlern bei Messungen im Ohr im Rahmen der Überprüfung von Hörgerätee Anpassungen führt (Shaw, 2010).

## Moderne In-situ-Messung mit Sondenmikrofon für moderne Hörgeräte

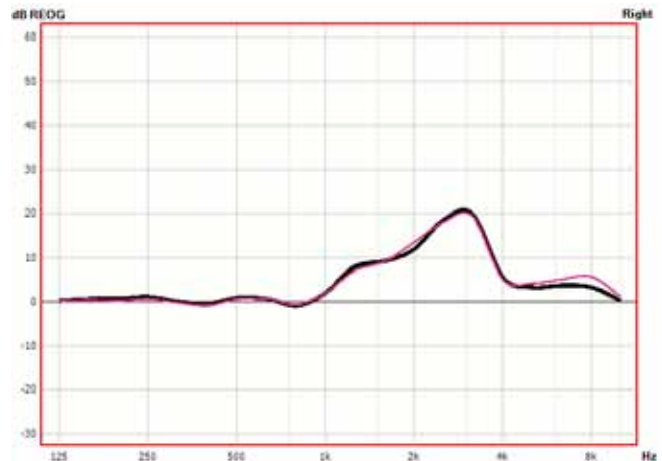
Die herkömmliche PMM hat sich nicht immer als geeignetes Instrument für die Kundenberatung erwiesen. Die Messungen sind genau, aber für die Kunden nicht nachvollziehbar. Ganz offensichtlich bestand Bedarf, klinische Standardverfahren verständlicher und vielleicht sogar angenehmer zu gestalten – für Laien wie für Hörgeräteakustiker. Es folgt ein Dreiphasen-Anpassverfahren, das den Nutzen und die Nachvollziehbarkeit der Anpassung steigert. Das Verfahren umfasst eine Überprüfung auf Offenheit der Versorgung und die entsprechenden Verfahrensanpassungen, dynamische Messungen im Ohr mit Perzentilanalyse und die abschließende Validierung der wichtigsten Hörgerätefunktionen.

**Offenheit der Versorgung**

Wenngleich üblicherweise von einem „HdO mit offener Versorgung“ gesprochen wird, decken diese Geräte ein weit größeres Spektrum ab, als der Begriff nahe legt. Einfach ausgedrückt sind nicht alle Mini-HdO-Geräte offen. Die Weiterentwicklung des Produkts erfordert die Änderung unserer Verfahren. Das Hauptziel dieser Art der Versorgung – Maximierung des Zugangs zu Sprache und Umweltgeräuschen trotz einer Hörminderung – unterscheidet sich nicht grundsätzlich von dem herkömmlicher Versorgungen. Jedoch sollte das breite Angebot an Optionen, die diese Mini-HdO-Geräte bieten, zur Maximierung der Leistungsfähigkeit und zur Steigerung des Kundennutzens und der Kundenzufriedenheit eingesetzt werden.

Das folgende Verfahren kann verwendet werden und nimmt nur ungefähr 30 Sekunden in Anspruch. Dabei geht es grundsätzlich darum, die individuelle Resonanz (oder Verstärkung) des Gehörgangs des Kunden mit und ohne Hörgerät zu vergleichen.

1. Spielen Sie 5 Sekunden Rosa Rauschen ab und messen Sie den Frequenzgang ohne Hörgerät des Kunden.
2. Legen Sie dem Kunden das Hörgerät an. Schalten Sie es AUS oder STUMM.
3. Spielen Sie 5 Sekunden rosa Rauschen ab und messen Sie den Pegel mit Verschluss.
4. Vergleichen Sie beide Kurven, um zu ermitteln, ob und wie die Gehörgangresonanz durch die Positionierung des Hörgeräte-Domes oder -Hörers im Gehörgang beeinflusst wurde.



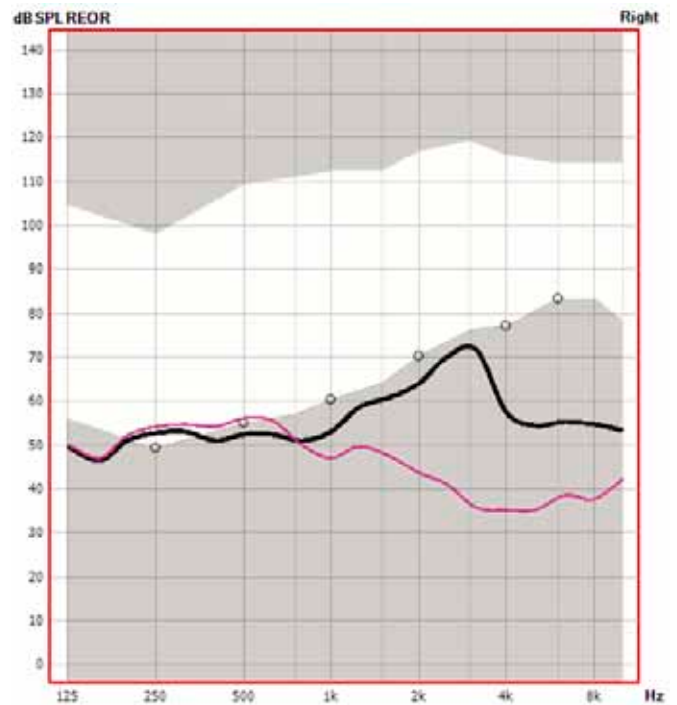
**Abbildung 1:** Offene Versorgung. REUG (schwarze Kurve) und REOG (rosa Kurve) sind fast identisch, was bedeutet, dass die Versorgung weitgehend offen ist und die Verstärkung des offenen Gehörgangs erhalten bleibt.

Wenn die Versorgung wirklich offen ist, sollten sich die beiden Kurven decken und dadurch anzeigen, dass die Frequenzgänge praktisch identisch sind. In diesem Fall wird durch die Positionierung des Domes bzw. des Hörers im Gehörgang keine Okklusion erzeugt.

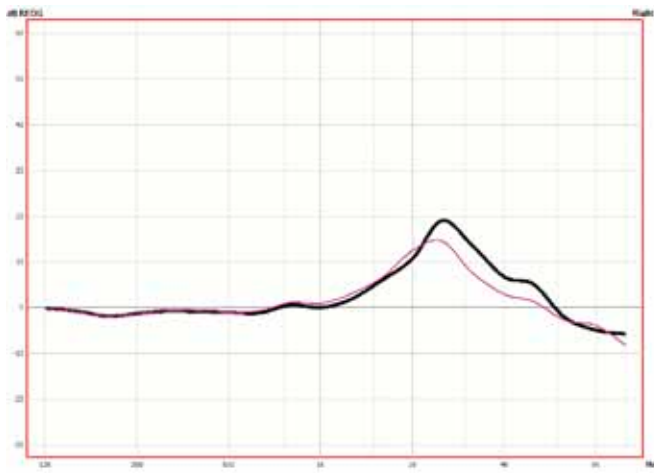
Für welchen Fall ist das gut: Wenn Sie eine wirklich offene Versorgung für einen Kunden mit normalen Hörschwellen im unteren Frequenzbereich planen.

Für welchen Fall ist das ungünstig: Wenn Ihre Verstärkungsziele eine Verstärkung im unteren Frequenzbereich oder eine höhere Leistung erfordern, als von der offenen Konfiguration problemlos geboten werden kann, legt dieses Ergebnis die Wahl eines stärker verschließenden Domes oder einen Wechsel zu einer individuellen Otoplastik nahe.

Wenn die Versorgung teilweise verschlossen (Abb. 2) oder verschlossen (Abb. 3) ist, fällt der Frequenzgang bei verschlossenem Gehörgang unter die Anfangskurve (ohne Hörgerät) ab. Die Wirkung kann von geringfügig bis signifikant reichen.



**Abbildung 3:** Geschlossene Versorgung. Dargestellt in Frequenzgangansicht. REUR (schwarze Kurve) und REOR (rosa Kurve) weichen signifikant voneinander ab, was eine geschlossene Versorgung anzeigt.



**Abbildung 2:** Teilweise offene Versorgung. REUG (schwarze Kurve) und REOG (rosa Kurve) liegen nah beieinander, sind jedoch nicht deckungsgleich, was bedeutet, dass die Versorgung weitgehend offen ist und die Verstärkung des offenen Gehörganges überwiegend erhalten bleibt.

Für welchen Fall ist das gut: Wenn mehr Leistung für die Versorgung erforderlich ist. Eine ausreichende Abdichtung ist wichtig, damit Schall, der aus dem Ohr austritt, nicht in das Ohr zurückgeleitet wird. Dadurch werden Rückkopplungseffekte minimiert, während die Verstärkung maximiert wird. Trotz der zunehmend leistungsfähigeren und wirksameren Rückkopplungs-Unterdrückungssystemen in modernen Hörgeräten umfasst die effektivste Rückkopplungsunterdrückung neben digitalen Gerätefunktionen auch physische Merkmale (optimierte Passung von Dome/Gehörgang).

Für welchen Fall ist das ungünstig: Dieses Ergebnis kann ein Problem darstellen, wenn Sie einem Kunden mit engen Gehörgängen eine offene Versorgung empfohlen haben und mit dem kleinsten verfügbaren Dome beginnen.

In Fällen, in denen eine offene Versorgung angestrebt wird, können Sie einen weniger stark verschließende Dome probieren. Eventuell ist das aber nicht notwendig, insbesondere dann nicht, wenn der Effekt nur gering ist. Sie können sich zur Überprüfung immer noch für die Geräteprogrammierung unter Verwendung von Sondenmikrofonmessungen entscheiden, da die Sonden nach dem Messen dieser Frequenzgänge bereits positioniert sind. Notieren Sie in diesen Fällen das Ergebnis, um mögliche Probleme beim Wahrnehmen der eigenen Stimme während der Erstanpassung oder einer späteren Korrektur zu beheben.

In Fällen, in denen eine geschlossene Versorgung angestrebt wird, ist möglicherweise eine leistungsfähigere oder größere Kuppel oder ein benutzerdefiniertes Passstück erforderlich, um die nötige Verstärkung und Ausgangsleistung zu erreichen. Wenn es Ihnen nicht möglich ist, den Gehörgang wirksamer zu verschließen, bedenken Sie, dass die Einstellung der Verstärkung im unteren Frequenzbereich begrenzt ist. Zudem stimmt die Verstärkung im unteren Frequenzbereich bei dem Kunden möglicherweise nicht mit der Angabe der Anpassungssoftware des Herstellers überein. Die mit dem Sondenmikrofon durchgeführten Messungen sind von entscheidender Bedeutung für die Beurteilung der tatsächlichen Verstärkung.

Der Vergleich der Frequenzgänge ohne Hörgerät und mit verschlossenem Gehörgang liefert kein direktes Maß für den Verschlusseffekt, der bei Geräten mit eingeschränkter Entlüftung (individuelle Produkte oder herkömmliche Ohrpassstücke) häufig zu beobachten ist. Dennoch kann Sie die Offenheit der Versorgung zur am besten geeigneten Option führen, oder zumindest eine akzeptable Verbesserung des Hörvermögens herstellen, wenn ein Kunde über Probleme mit der Wahrnehmung der eigenen Stimme klagt.

Die Gewöhnung, die infolge einer kontinuierlichen Hörgeräteverwendung eintritt, führt häufig dazu, dass viele der Nebenwirkungen sich von selbst lösen, auch die im Zusammenhang mit der eigenen Stimme. Wenn dies jedoch nicht der Fall ist oder wenn eine schnellere Akzeptanz des Hörgeräteträgers erforderlich ist, sind die mit der obigen Technik erworbenen Informationen für die Ermittlung des besten Ansatzes unverzichtbar.

Bei einer, in welchem Maß auch immer, geschlossenen Versorgung kann der Wechsel zu einer wirklich offenen Konfiguration durch Auswahl eines kleineren oder besser belüfteten Domes (sofern die Leistungsanforderungen dem nicht entgegen stehen) eine sofortige und äußerst positive Wirkung haben. Wird hingegen die Offenheit einer Versorgung bestätigt, erfordern Probleme bei der Wahrnehmung der eigenen Stimme möglicherweise geringfügige Anpassungen des Frequenzgangs im Hörgerät und/oder die Beratung des Kunden.

Wenn Sie wissen, welches Instrument Sie zuerst nutzen sollten – die Domeauswahl oder die Programmierung –, werden Sie jeweils die richtige Lösung für jeden Kunden ermitteln. Zudem bringt die Möglichkeit zur raschen Lösung eines Problems wie diesem einen zusätzlichen Nutzen. Jüngste Daten belegen, dass ein hoher Prozentsatz von Kunden einen „überdurchschnittlichen Erfolg“ mit Hörgeräten erreicht, die in 1 bis 2 Besuchen angepasst wurden, während Kunden mit „unterdurchschnittlichem Erfolg“ 4 bis 6 Besuche angaben (Kochkin, 2011).

Bei der OpenREM-Kalibrierung handelt es sich im Grunde genommen um die MPSE-Methode zur Entzerrung des Eingangssignalspektrums. Nachdem Sie die Offenheit der Versorgung ermittelt haben, können Sie entscheiden, ob Sie Standard-Kalibrierungsverfahren (MPCE) oder die OpenREM-Kalibrierung verwenden möchten. Wenn die Messungen eine vollständige Okklusion ergeben, ist keine OpenREM-Kalibrierung erforderlich.

**Es dauert ungefähr 20 Sekunden.**

1. Während die Sondenschläuche noch positioniert sind und sich das Hörgerät im Ohr des Kunden befindet, wählen Sie in der Anpassungssoftware des Herstellers die Einstellung „MUTE“ (Stumm) oder „OFF“ (Aus). Wählen Sie die Option „OpenREM-Kalibrierung verwenden“ in Ihrem PMM-System.
2. Es wird ein kurzer Kalibrierungsstimulus erzeugt, um den Schall zwischen dem Lautsprecher und den Referenzmikrofonen automatisch zu messen und einzustellen und den Pegel zu speichern. Während des restlichen Verlaufs der Anpassung werden die Referenzmikrofone nicht weiter überwacht.
3. Aktivieren Sie das Hörgerät in der Anpassungssoftware des Herstellers wieder und fahren Sie mit der Anpassung fort, um geeignete Verstärkungsstufen und Frequenzgänge einzustellen.

Zwar sitzen die meisten Kunden während der Anpassung und Programmierung fast still, aber wenn sie sich doch mal bewegen (z. B., um sich auf dem Stuhl anzulehnen), kann der Vorgang zügig wiederholt werden, um das Eingangssignal erneut zu entzerren.

Eine OpenREM-Kalibrierung für CROS- und BiCROS-Anpassungen kann auch gut mit PMM evaluiert werden. Pumphord (2006) beschreibt ein Verfahren der Überprüfung der Anpassung von CROS- (kontralaterale Signalübertragung) und BiCROS-Hörgeräten (bilaterale CROS). Dieses Verfahren ermöglicht es auch, Kunden mit einer einseitigen Taubheit über die Vorteile eines CROS/BiCROS-Hörgerätes aufzuklären. Im Zusammenhang mit der Überprüfung von CROS-Hörgeräten mit PMM wurden 3 Hauptaspekte beschrieben.

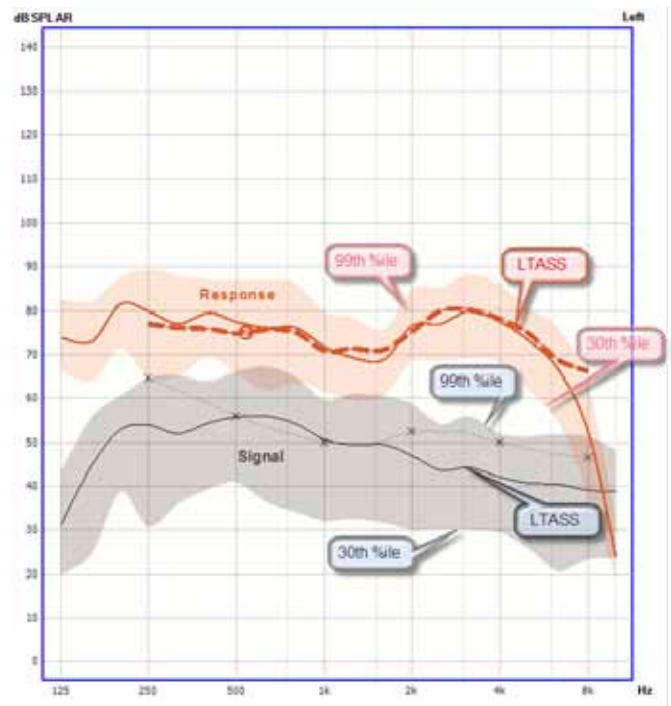
1. Das Sondenmikrofon muss sich stets im Gehörgang des besseren Ohrs befinden.
2. Das Referenzmikrofon sollte sich auf der gleichen Seite des Kunden befinden wie der Lautsprecher. Wenn das Referenzmikrofon nicht vom Mikrofon der Messsonde getrennt werden kann, sollte es deaktiviert und die Substitutionsmethode verwendet werden.
3. Der Lautsprecher kann je nach Phase des Anpassungsprozesses innerhalb eines Bereichs von +/- 90° zur Vorderseite des Kunden verschoben werden.

Durch Verwendung von MPSE als Entzerrungsmethode kann der Akustiker diese Bedingungen herstellen und den Fehler im Zusammenhang mit der Substitutionsmethode verringern. Die Verwendung des OpenREM-Kalibrierungsprotokolls in einem PMM-System bietet einen gleichermaßen guten Ausgangspunkt für die Überprüfung von CROS- und BiCROS-Anpassungen.



# Dynamische Messungen im Ohr mit Perzentilanalyse

Ein Trend, der sich immer mehr etabliert, ist die Anpassung an Zielwerte durch Verwendung realer Sprachstimuli und die Überprüfung anhand eines REAR-Ziels in eine SPL-Ansicht statt in einer Verstärkungsansicht. Dadurch wird es ermöglicht, die Wirkung der Hörgerät-Signalverarbeitung auf die Dynamik von Sprache mithilfe der Perzentilanalyse für mehrere Eingangsspiegel zu untersuchen. Die Perzentilanalyse ist eine statistische Methode, bei der die dynamischen Eigenschaften des gemessenen Signals evaluiert und das LTASS, das 99. und das 30. Perzentil angezeigt werden (EUHA, 2011). Die Kurve des 99. Perzentils stellt die Pegel dar, die von 1 % des am Trommelfell gemessenen Signals überstiegen und gemeinhin als Sprachspitzenwerte bezeichnet werden. Die Kurve des 30. Perzentils zeigt die Pegel an, die von 70 % des Signals überstiegen und im Allgemeinen als „Valley of Speech“ (untere Begrenzung der Sprachdynamik: LTASS – 18 dB) bezeichnet werden. Die Perzentil- und LTASS-Kurven (auch als Spracheinhüllende, Sprachbanane bzw. Sprachspektrum bezeichnet) werden am Trommelfell gemessen und spiegeln somit die Dynamik des Pegels mit Hörgerät vollständig wieder. Da das Spektrum eines Sprachbeispiels im Verlauf der Zeit variiert, ist eine Mindestmessdauer von 10 Sekunden notwendig, damit die Messung des Langzeitspektrums der Sprache (LTASS) zu einem stabilen, wiederholbaren Ergebnis führt (Olsen, 1988).

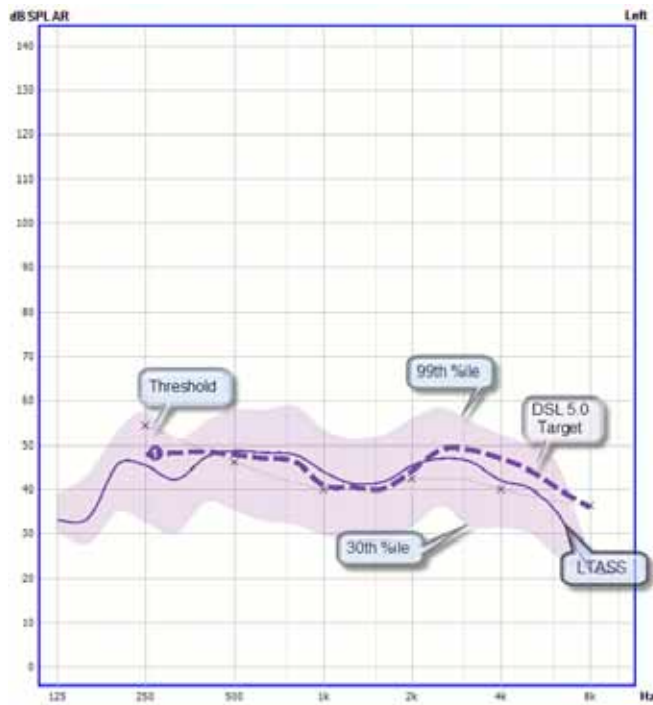


**Abbildung 4:** Perzentilkurven für 65 dB ISTs. Die schwarze Kurve ist das LTASS für das Eingangssignal, der zugehörige grau schattierte Bereich ist das Eingangssprachspektrum. Die orange-farbene Kurve und der zugehörige schattierte Bereich sind das am Trommelfell gemessene verstärkte LTASS und Sprachspektrum.

Das Ziel ist es, die Hörbarkeit der Sprachspitzen leiser Eingangssignale und die volle Dynamik durchschnittlicher Sprachsignale innerhalb des Hördynamikbereichs des Kunden wiederher- und sicherzustellen, und dass das 99. Perzentil lauter Sprachsignale die Unbehaglichkeitsschwelle des Kunden nicht überschreitet. Die am häufigsten verwendeten Eingangsspiegel sind 50, 65 und 80 dB SPL. Hörgeräteakustiker stellen das Gerät in der Regel auf mittlere Signale ein und lassen dann eine Messsequenz ablaufen, um zu dokumentieren, dass alle anderen Pegel basierend auf Durchschnittseinstellungen angepasst

wurden. Abschließend wird ein 85 oder 90-dB-Sweep-Ton zur Anpassung der maximalen Ausgangsleistung (Maximum Power Output, MPO) des Hörgeräts angelegt, um sicherzustellen, dass laute Geräusche die Unbehaglichkeitsschwelle des Kunden nicht überschreiten. Dabei ist es wichtig, eine Balance zwischen Sprachverständlichkeit und Akzeptanz zu finden. Die vollständige Wiederherstellung der Hörbarkeit kann zu einer reduzierten Akzeptanz und sogar verminderter Verständlichkeit führen (EUHA, 2011).

Die Perzentilanalyse verbessert die Ersteinstellung. Die jüngsten Versionen der beiden primären validierten Anpassformeln berücksichtigen beim Kundennutzen den Kundentyp (Erwachsener oder Kind, DSL5.0b; Neukunde oder erfahrener Hörgeräteträger, NAL-NL2). Dies hat zu etwas geringeren Zielwerten für Erwachsene bei einigen Frequenzen und bestimmten Hörverlustkonfigurationen geführt. Verwirrung kann entstehen, wenn in bestimmten Fällen das LTASS-Ziel auf oder unter die Hörschwelle des Kunden fällt. Die Perzentilanalyse kann in diesen Situationen sehr hilfreich sein. Die Wiederherstellung der LTASS-Hörbarkeit bei hohen Frequenzen ist nicht immer wünschenswert, daher werden die Sprachspitzen ggf. über der Hörschwelle des Kunden wiederhergestellt. Die Überprüfung auf Übereinstimmung mit der Zieleinstellung ohne eine Perzentilanalyse liefert diese wichtige Erkenntnis nicht.



**Abbildung 5:** Zieleinstellung für leise Sprache und Pegel mit Hörgerät für leichten Hörverlust. Die Zielkurve liegt bei einigen Frequenzen im Bereich der Hörschwelle. Die Spitzen leiser Sprache werden im gesamten Spektrum hörbar gemacht.

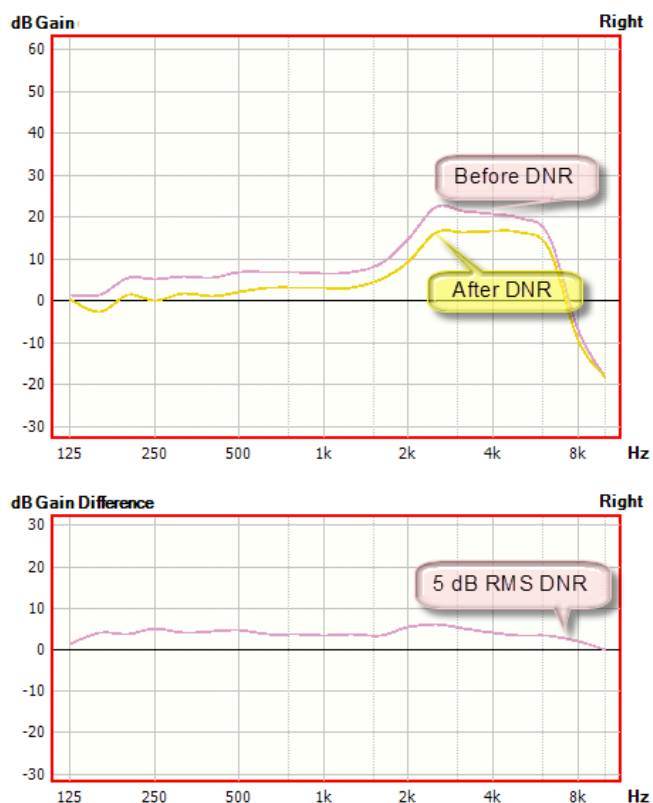
Darüber hinaus ist es möglich, das gemessene Sprachspektrum mit dem bekannten, eingesetzten Stimulusspektrum zu vergleichen, um so die Auswirkungen auf die Verstärkung der Sprachdynamik sichtbar zu machen. Die Anpassung individueller Hörgerätparameter, wie die Anzahl der Kanäle, die Regelzeiten, die Kompressionsschwelle usw., ergibt unterschiedliche Ausgangspegel, die mit einer Perzentilanalyse einfach dargestellt werden können (Mueller, 2006). Dieses Verfahren trägt zudem dazu bei, die Überprüfung für die Kunden nachvollziehbar zu machen, da sie einfach erkennen können, dass die Dynamik von Sprache bei geeigneten Pegeln erreicht wird (Cunningham et al., 2002). Die Kunden verstehen, dass die Verstärkung genau eingestellt wird. Die Notwendigkeit für mehrere Folgesitzungen zur Feineinstellung oder Anpassung wird reduziert oder entfällt ganz.

### Validierung wichtiger Funktionen

Zu den anspruchsvolleren Anwendungen der PMM gehört der weniger formelle Einsatz, beispielsweise zur Validierung bestimmter Hörerätfunktionen oder zur Bewertung des Kundenkomforts. Der echte Nutzen vieler moderner Hörerätfunktionen im Alltag ist noch nicht abschließend bewertet worden. Jedoch ist es wichtig, die Wirkung dieser Funktionen auf das Signal zu kennen, das am Trommelfell des Kunden ankommt (Bentler und Mueller, 2006). Mit dynamischen Signalen kann einfach und schnell gezeigt werden, ob Funktionen, wie die digitale Störgeräuschunterdrückung, Richtcharakteristik, Rückkopplungsunterdrückung und Frequenztransformation, wie erwartet funktionieren. Eine detailliertere Beschreibung der Vorgehensweise zum Nachweis einiger dieser Funktionen finden Sie in anderen Kapiteln dieser Sonderausgabe, im Folgenden werden lediglich einige einfache Schritte zur Verwendung der PMM für die grundlegende Funktionsbewertung beschrieben.

Die digital Störgeräuschunterdrückung (Digital Noise Reduction, DNR) kann leicht in etwa 30 Sekunden für eine einzelne Einstellung bewertet werden. Wenn verschiedene Einstellungen verglichen werden, ist der Zeitaufwand etwas größer.

1. Spielen Sie bei aktiver DNR ein Störgeräuschsignal von 65 dB für eine Dauer von 25 bis 30 Sekunden ab.
2. Sofort nach dem Start des Signals wird eine erste Kurzzeit-Mittelwertkurve aufgenommen. Setzen Sie die Stimulusdarbietung fort, bis die DNR einsetzt, und nehmen Sie eine weitere Momentaufnahme der Kurve auf. Die Dauer kann zwischen 5 und 25 Sekunden liegen.
3. Vergleichen Sie beide Kurven. Wenn die DNR funktioniert, zeigt die 2. Kurve eine geringere Verstärkung und niedrigere Ausgangspegel als die Kurve, die vor der Wirksamkeit der DNR aufgenommen wurde.

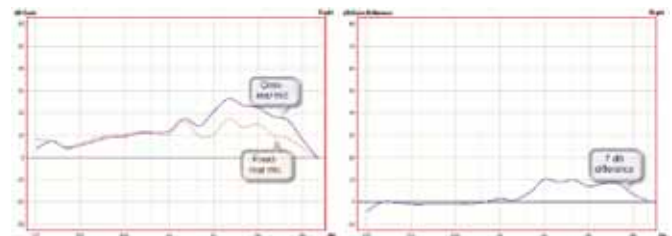


**Abbildung 6:** DNR-Messkurven. Die rosa Kurve im oberen Diagramm ist die Kurzzeit-Mittelwertkurve (STA-Kurve), die vor Aktivierung der DNR aufgenommen wurde. Die gelbe Kurve ist die STA mit wirksamer DNR. Es ist eine Störgeräuschunterdrückung von 5 dB (Effektivwert) zu beobachten.

Anhand der Differenz zwischen den beiden Kurven kann ermittelt werden, ob die Störgeräusch-Unterdrückungseinstellung für den Verlust des Signal-Rausch-Verhältnisses des Kunden (der mit QuickSIN oder einem anderen Sprache-in-Störgeräusch-Test festgelegt wurde) geeignet ist.

Die Richtcharakteristik kann in 30 bis 60 Sekunden bewertet werden.

1. Der Kunde muss mit dem Rücken zum Lautsprecher positioniert werden.
2. Nehmen Sie eine erste LTASS-Messung für ein 65-dB-Sprachsignal vor. Dabei muss das Hörgerät auf kugelförmige Richtcharakteristik (omnidirektional) eingestellt sein.
3. Führen Sie eine zweite Messung mit fester Richtcharakteristik durch. (Oder aktivieren Sie die feste Richtcharakteristik bei beiden Messungen; dann muss der Kunde bei der ersten Messung dem Lautsprecher zugewandt und bei der zweiten Messung vom Lautsprecher abgewandt sein.)



**Abbildung 7:** Messkurven mit omnidirektionaler und fester Richtcharakteristik. Die rosa Kurve im linken Diagramm ist der Pegel des rückwärtigen Mikrofons im omnidirektionalen Modus. Die orangefarbene Kurve ist der Pegel des rückwärtigen Mikrofons im Modus mit fester Richtcharakteristik. Eine Differenz von 7 dB (Effektivwert) ist zu beobachten.

In beiden Szenarien sollte die Bedingung mit fester Richtcharakteristik und rückwärtigem Mikrofon einen geringeren Pegel ergeben. Auch diese Messungen können in Bezug zum Verlust des Signal-Rausch-Verhältnisses des Kunden gesetzt werden.

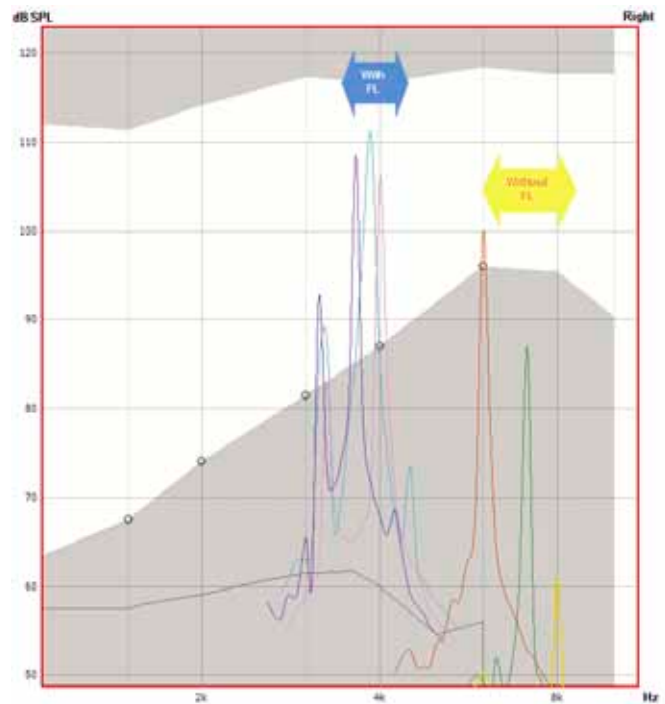
Die Überprüfung der Rückkopplungsunterdrückung nimmt weitere 30 bis 60 Sekunden in Anspruch. Je nach Ausmaß des Hörverlusts und anzupassendem Hörgerätmodell kann die verfügbare stabile Verstärkung vor der Rückkopplung recht hoch sein.

1. Deaktivieren Sie den Algorithmus für die Rückkopplungsunterdrückung beim Hörgerät, das für die Anpasszielwerte programmiert sein muss.
2. Nehmen Sie eine LTASS-Messung für ein 50-dB-Sprachsignal vor und erhöhen Sie die im Hörgerät programmierte Verstärkung dabei, bis eine Rückkopplung auftritt. Dieser Messwert entspricht der stabilen Verstärkung vor der Rückkopplung.
3. Aktivieren Sie den Algorithmus für die Rückkopplungsunterdrückung, und wiederholen Sie den Vorgang. Der zweite Messwert gibt die zusätzliche stabile Verstärkung an.

Die Differenz zwischen den beiden Kurven liefert einen Hinweis darauf, wie viel zusätzliche rückkopplungsfreie Verstärkung das Gerät bietet und wie gut die Unterdrückung funktioniert.

Die Frequenztransformation ist jetzt bei mehreren Geräten der wichtigsten Hersteller erhältlich und kann in 10 bis 45 Sekunden ganz einfach demonstriert werden.

1. Spielen Sie einen hochfrequenten 50-dB-Reinton (z. B. 6 kHz, 7 kHz oder 8 kHz) einmal mit
2. und einmal ohne Frequenztransformationsfunktion ab.
3. Alternativ können Sie die Messungen mit den Sprachschalen /s/ und /sh/ durchführen.



**Abbildung 8:** Frequenztransformation. Hochfrequente Reintonssignale gemessen mit und ohne aktivierte Frequenztransformationsfunktion. Die orangefarbene, die grüne und die gelbe Kurve sind ohne Frequenztransformation aufgenommen. Lediglich 6 kHz ist hörbar. Die lilafarbene, die blaue und die rosa Kurve sind mit aktivierter Frequenztransformation aufgenommen. Alle drei Frequenzen sind in den Hördynamikbereich des Kunden verschoben und hörbar gemacht worden, während sie weiter spektral voneinander zu unterscheiden sind.

Wenn die Frequenztransformation einwandfrei funktioniert, wird die Signalfrequenz je nach Einstellung abgesenkt. Töne und Phoneme, die ohne Frequenztransformation nicht hörbar sind, können bei aktivierter Frequenztransformation hörbar sein.

Der Vorgang kann darüber hinaus mit einer LTASS-Messung für Sprache wiederholt werden, um die Dynamik der Sprache mit und ohne aktivierte Frequenztransformation zu bewerten.

Modifizierte Lautheitsskalierung und Lautheitskomfort können erreicht werden, indem das PMM-System als Schallpegelmessgerät verwendet wird und Sprache sowie unangenehme Töne in einer kontrollierten und kalibrierten Art und Weise abgespielt werden. Details über die Vorgehensweise beim Lautheits-Konturtest finden Sie bei Cox et al., 1997. Grundsätzlich besteht das Ziel dieses Tests darin, die Verstärkung so anzupassen, dass Töne mit 60 bis 65 dB im Komfortbereich liegen und 85 dB als laut, aber noch erträglich oder als noch nicht unangenehm, aber etwas laut empfunden werden.

#7	Unangenehm laut
#6	Laut, aber O.K.
#5	Angenehm, aber etwas laut
#4	Angenehm
#3	Angenehm, aber etwas leise
#2	Leise
#1	Sehr leise
#0	Kann ich nicht hören

**Abbildung 9:** Die Lautheitsskala nach Cox

5	Sehr laut
4	Etwas leise
3	Angenehm
2	Etwas leise
1	Sehr leise

**Abbildung 10:** Zeigt eine modifizierte Version der Skala, die von der zweiten Autorin dieses Aufsatzes verwendet wurde.

Bentler et al. (2006) haben als störend oder unangenehm empfundene Töne und die Wirkung von DNR-Strategien untersucht. Ihre Ergebnisse legen nahe, dass Kunden bei der Hörgeräteanpassung über realistische Erwartungen hinsichtlich störender und unangenehmer Töne aufgeklärt werden sollten. Nach ihrer Ansicht muss Hörgeräteträgern deutlich gemacht werden, dass Geräusche, die sie durch das Hörgerät als unangenehm empfinden, auch von normal hörenden Menschen als unangenehm empfunden werden. Switalski (2011) beschreibt eine praktische Vorgehensweise, bei der die RESR-Messung zur Anpassung des maximalen Ausgangspegels (MPO) verwendet und dem Hörgerätebenutzer dies mitgeteilt wird.

1. Führen Sie zwei MPO-Messungen durch, bei der der Kunde das Hörgerät trägt. Einmal muss das
2. Gerät eingeschaltet und einmal ausgeschaltet sein.
3. Die Lautheitswahrnehmung wird unter beiden Bedingungen und ggf. mit der Wahrnehmung einer Begleitperson des Kunden verglichen.

Dieses Verfahren bietet die Möglichkeit, die Realität der Lautheit zu verdeutlichen, wie sie von schwerhörigen und normal hörenden Personen empfunden wird. Des Weiteren erzeugen offene Versorgungen aufgrund der erhalten gebliebenen Gehörgangsresonanz häufig einen zu hohen MPO. Durch vergleichende MPO-Messungen kann der Hörgeräteakustiker dies als potenzielle Ursache für das Unbehagen des Kunden ausmachen und entsprechende Anpassungen vornehmen.

## Schlusswort

Angesichts der immer ausgefeilteren Hörgerätetechnik sind nützliche PMM-Verfahren zur Beurteilung der Leistung von Hörgeräten wichtiger denn je. Kompetente Versorgungsdienstleistungen auf höchstem Qualitätsniveau sind ein absolutes Muss für alle Anbieter, die in einem Zeitalter bestehen wollen, das von Hightech-Produkten und intelligenten Verbrauchern, deren Berufstätigkeit sich stetig verlängert, geprägt ist. Der Schlüssel liegt in der Auswahl von Techniken, die den Nutzen des Anpassungsverfahrens erhöhen und dabei sicherstellen, dass Hörbarkeitsziele erreicht und die Kundenzufriedenheit gefördert wird. Dadurch wird letztendlich die kundenseitige Wahrnehmung der angebotenen klinischen Dienstleistungen, ihrer Erweiterung und unserer Branche im Allgemeinen positiv beeinflusst. Die moderne PMM ist im Hinblick auf die Validierung und Überprüfung moderner Hörgeräte praktisch noch ein unbeschriebenes Blatt und nicht auf die in diesem Aufsatz genannten Verfahren beschränkt. Weitere Fortschritte und Neuerungen werden sicherlich hinzukommen.

Abschnitte dieses Aufsatzes basieren teilweise auf dem Artikel „Three Probe Microphone Measurement Techniques to Enhance Open Fittings“, der in der Ausgabe vom Oktober 2011 von Hearing Review erschienen ist. Verfügbar in den HR-Archiven unter [www.hearingreview.com](http://www.hearingreview.com).

## Literaturhinweise:

- Aarts N, Cafee C. (2005). *Manufacturer predicted and measured REAR values in adult hearing aid fitting: accuracy and clinical usefulness.* *Int J Audiol* 44:293-301.
- Aazh H, Moore BC. (2007). *The value of routine real ear measurement of the gain of digital hearing aids.* *J Am Acad Audiol* 18:653-664.
- American Academy of Audiology (2003). *Pediatric Amplification Protocol.* Abrufbar unter <http://www.audiology.org/resources/documentlibrary/Documents/pedamp.pdf>.
- American National Standards Institute. (1997). *Methods of measurement of real-ear performance characteristics of hearing aids, ANSI S3.46-1997.* New York: Acoustical Society of America.
- American Speech-Language-Hearing Association. (1998). *Guidelines for Hearing Aid Fitting for Adults [Guidelines].* Abrufbar unter [www.asha.org/policy](http://www.asha.org/policy).
- Bentler R. (2004). *Advanced hearing aid features: do they work? Seminar presented at: American Speech Language Hearing Association annual convention; 2004; Washington, DC.*
- Bentler R. and Mueller H. G. (2011). *20Q: Hearing Aid Features - The Continuing Search for Patient Benefit.* [www.AudiologyOnline.com](http://www.AudiologyOnline.com)
- Bretz, Kristen, „A comparison of three hearing aid manufacturers' recommended first fit to two generic prescriptive targets with the pediatric population“ (2006). *Independent Studies and Capstones. Paper 189. Program in Audiology and Communication Sciences, Washington University School of Medicine.* [http://digitalcommons.wustl.edu/pacs\\_capstones/189](http://digitalcommons.wustl.edu/pacs_capstones/189)
- British Society of Audiology and British Academy of Audiology (BSA & BAA) (2007). *Guidelines on the use of real ear measurements to verify the fitting of digital signal processing hearing aids.* <http://www.thebsa.org.uk/docs/RecPro/REM.pdf>
- BS ISO 12124:2001. *Acoustics: Procedures for the measurement of real-ear acoustical characteristics of hearing aids.*
- Hear well in a noisy world. *Consumer Reports.* July 2009:32-37. <http://www.consumerreports.org>.
- Cox, RM, Alexander, GC, Taylor, IM, and Gray, GA. (1997). „The Contour Test of loudness perception“. *Ear and Hearing*, 18: 388-400.
- Cunningham, D.R.; Láo Dávila, R.G.; Eisenmenger, B.A.; and Lazich, R.W. (2002). *Study finds of live speech mapping reduces follow-up visits and saves money.* *Hearing Journal.* 55(2): 43-46.
- Dillon, H. *Hearing Aids, 2001, Forlaget Thieme, Boomerang Press Sydney.*
- Dillon, H. 2006. *What's new from the NAL in hearing aid prescriptions?* *Hearing Journal* 10:10-16.
- EUHA/AHA „Percentiles“ working group, version: 8 July 2011. Abrufbar unter: <http://www.euha.org/ii/index.php?page=LeitfadenPerzentilanalyse&lang=en&session=a442d234c6c6b26d103b00271bd2bb6f>. Stand: 3. März 2012.
- Fabry, D. A, (2007). *“Facts vs. Myths: The “Skinny” on Open-Fit Hearing Aids,”* *Hearing Review.*
- Hawkins D, Cook J. *Hearing aid software predictive gain values: how accurate are they?* *Hear Jour.* 2003;56(7):26-34.
- Holube I, Fredelake S, Vlaming M, Kollmeier B. (2010). *Development and analysis of an International Speech Test Signal (ISTS).* *Int J Audiol.* 2010 Dec;49(12):891-903.
- Hougaard S.; Ruf S. (2011). *EuroTrak I: A Consumer Survey About Hearing Aids in Germany, France, and the UK.* *Hearing Review.*
- Keidser G. Brew C. Peck A. (2003). *How proprietary fitting algorithms compare to each other and to some generic algorithms.* *The Hearing Journal,* 56(3):28-38.
- Kochkin S., „MarkeTrack VIII: Consumer satisfaction with hearing aids is slowly increasing“, *Hear J,* 2010 Jan, vol. 63, 1
- Kochkin S. (2011). *MarkeTrak VIII: Reducing patient visits through verification and validation.* *Hearing Review.* 18 (6):10-12.
- Lantz et al., *Real-ear measurement verification for open, non-occluding hearing instruments,* *Int J Audiol,* 2007; 46:11-16
- Mueller, H., Hawkins, D., Northern, J. (1992). *Probe Microphone Measurements: Hearing Aid Selection and Assessment.* San Diego, CA: Singular Publishing Group Inc.
- Mueller H.G., 2001. *Probe-microphone measurements: 20 years of progress.* *Trends in Amp,* 5 (2), 35-68.

Mueller H.G., (2006). *Hearing aid verification: Old concepts and new considerations*. In: *Hearing Care for Adults 2006*. Edited by: Palmer C, Seewald R. Staefa Switzerland; Phonak AG: 2007:155-65.

Olsen, W.O. (1988). *Average Speech Levels and Spectra in Various Speaking/Listening Conditions: A Summary of the Pearson, Bennett, & Fidell (1977) Report*. *American Journal of Audology*. October; 7 (1059-0889).

Palmer, C. V.; Bentler, R.; and Mueller, H.G. (2006). *Amplification with Digital Noise Reduction and the Perception of Annoying and Aversive Sounds*. *Trends in Amp*, 10 (2) 95-104.

Pumford, J., Sinclair, S. (2001). *Real-Ear Measurement: Basic Terminology and Procedures*. [www.AudiologyOnline.com](http://www.AudiologyOnline.com)

Pumford, J. (2005). *Benefits of probe-mic measures with CROS/BiCROS fittings*. *Hearing Journal*. 58 (10), 34-40.

Scollie, S., Seewald, R., Cornelisse, L., Moodie S., Bagatto, M., Lournagaray, D., Beaulac, S., and Pumford, J. (2005). *The Desired Sensation Level Multistage Input/Output Algorithm*. *Trends in Amplification*, 9(4): pp. 159-197.

Shaw, P., "Are real-ear measurements (REM) accurate when using the modified pressure with stored equalization (MPSE) method?" *Int J Audiol*, 2010 Jun; 49(6):463-6

Smeds K. and Leijon A. (2001). *Threshold-based fitting methods for non-linear (WDRC) hearing instruments--comparison of acoustic characteristics*. *Scandinavian Audiology*, 30(4):213-22.

Switalski W. *Three Probe Microphone Measurement Techniques to Enhance Open Fittings*. *Hearing Review*. 2011;18(11): 40-49.

