

Die Integration der RECD in den Hörgeräte-Anpassprozess

Kevin Munro

*Institut für psychologische Wissenschaften,
Universität Manchester, England*

Einführung

Die Verstärkungsanforderungen Schwerhörender basieren normalerweise auf Daten, die durch audiometrische Untersuchungen ermittelt wurden. Das genaue Verhältnis zwischen der Verstärkungscharakteristik und den durch die Untersuchung ermittelten Daten kann am einfachsten beurteilt werden, wenn die Daten mit der gleichen Referenz (und in den gleichen Einheiten) gemessen wurden. Dies ist wichtig, wenn man die Hörbarkeit von Sprache und das Verhältnis zwischen der Unbehaglichkeitsschwelle und dem maximalen Ausgangsschalldruck (MPO) bestimmen will. Die Verwendung des Gehörgangs als Referenz hat den zusätzlichen Vorteil, dass die Unterschiede der Außenohrakustik der Ver-

suchspersonen berücksichtigt werden. Der Real-Ear Schalldruckpegel (Gehörgang-SPL) kann mit einem Sondenmikrofon direkt gemessen werden. Bei gewissen Zielgruppen (z.B. bei Säuglingen und Kindern) wird das Sondenmikrofon allerdings nicht lange toleriert. Eine Alternative dazu ist die Ermittlung des Gehörgang-SPL durch Addition einer individuell gemessenen, akustischen Übertragungsfunktion zu den audiometrischen und elektroakustischen Daten.

Diese akustische Übertragungsfunktion ist unter dem Namen «Real-Ear-to-Coupler Difference» (RECD) bekannt. Dieser Artikel zielt darauf ab, Hörgeräte-Akustiker zur Messung der RECD zu motivieren. Er erläutert, wie die individuell gemessene RECD in den Hörgeräte-Anpassvorgang integriert werden kann. Phonak hat ein Anpasswerkzeug entwickelt – RECDdirect – welches die RECD-Messzeit minimiert und ein zusätzliches Sondenmikrofon überflüssig macht. Beim RECD-Messvorgang wird die Anpasssoftware und Supero Hörgeräte verwendet. In diesem Artikel werden Resultate einer Studie mit RECDdirect vorgestellt.

Was ist eine akustische RECD-Übertragungsfunktion?

Obwohl es keine formell anerkannte Definition der akustischen RECD-Übertragungsfunktion gibt, wird sie generell als Differenz zwischen dem im verschlossenen Gehörgang gemessenen SPL und dem SPL des 2-cm³-Kupplers betrachtet. Das klinische Protokoll für die Messung der RECD verwendet einen Einsteckhörer für die Signalerzeugung und vergleicht den im Ohr erzeugten SPL mit dem im HdO-Kuppler erzeugten SPL. Die Differenz zwischen den beiden Messungen in dB ist die RECD.

Wie sieht eine akustische RECD-Übertragungsfunktion aus?

Wenn das Leben einfach wäre, wäre der im verschlossenen Gehörgang gemessene SPL identisch mit dem im 2-cm³-Kuppler gemessenen: die RECD würde bei allen Frequenzen 0 dB betragen. Dies trifft aber nicht zu. Es gibt Unterschiede zwischen dem verschlossenen Gehörgang und dem 2-cm³-Kuppler, die auf verschiedene Ursachen zurückgeführt werden können: die Impedanzeigenschaften des Ohrs, das Volumen und der akustische Verlust des verschlossenen Gehörgangs. Deshalb ist der im verschlossenen Gehörgang erzeugte SPL üblicherweise höher als der des 2-cm³-Kupplers. Als Beispiel werden die in einem verschlossenen Gehörgang und in einem IO- und HdO-Kuppler erzeugten SPL in Abbildung 1 gezeigt¹⁾. In diesem Beispiel wurde der Gehörgang eines Erwachsenen mit einer unbelüfteten, individuell gefertigten Oto- plastik verschlossen. Der verwendete Schlauch war etwa 45 mm lang. Das Signal wurde mittels ER3-Einsteckhörer übertragen. Die Abbildung zeigt, dass der SPL aus den oben genannten Gründen im Gehörgang höher ist

als derjenige im Kuppler. Zusätzlich unterscheiden sich die in den Kupplern gemessenen SPL bei höheren Frequenzen: der SPL ist im IO-Kuppler tiefer als im HdO-Kuppler, weil er von der Belüftungsbohrung der Oto- plastik beeinflusst wird.

Abbildung 1

Der im verschlossenen Gehörgang eines Erwachsenen erzeugte SPL (offene Kreise) verglichen mit einem IO- (graue Kreise) und HdO-2-cm³-Kuppler (schwarze Kreise). Das Signal wurde mit einem ER3-Einsteckhörer, der an einer persönlichen Oto- plastik angebracht war, erzeugt.

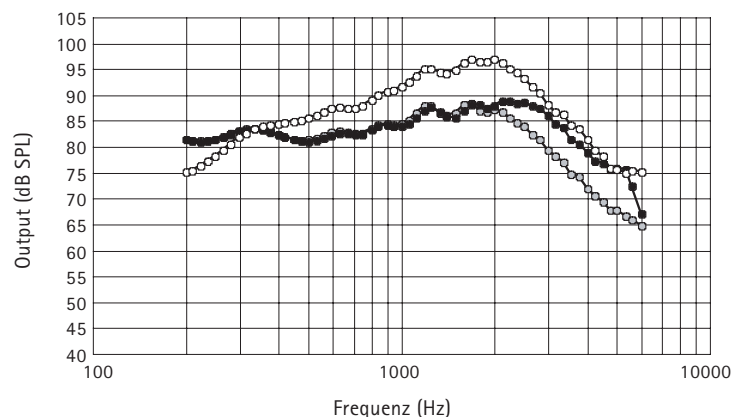
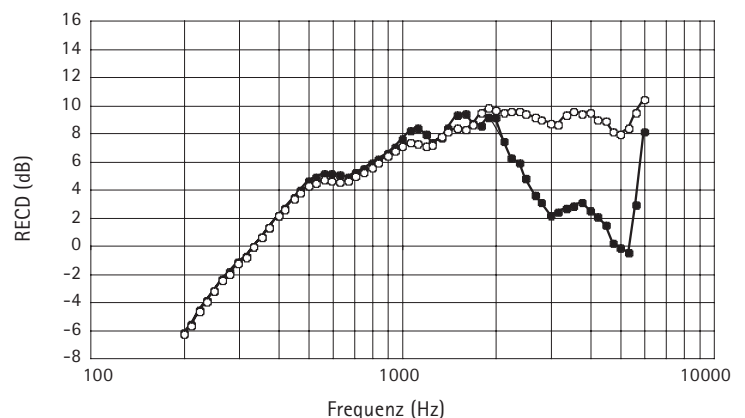


Abbildung 2

Die RECD-Werte, ermittelt aus den Daten von Abbildung 1. Diese erhielt man durch Subtraktion des im verschlossenen Gehörgang erzeugten SPL vom im IO-Kuppler erzeugten SPL (offene Kreise) und von demjenigen des HdO-Kupplers (schwarze Kreise).



¹⁾ Im Gegensatz zum HA1 hat der HA2 einen Oto- plastik-Simulator, welcher das Anschließen der Oto- plastik mit Kitt überflüssig macht.

Die RECDs dieser Person sind in Abbildung 2 dargestellt. Ein positiver Wert zeigt, um wieviel der SPL im verschlossenen Ohr höher ist als im Kuppler. Die RECD ist bei höheren Frequenzen am größten, weil die akustische Impedanz des 2-cm³-Kupplers schneller abnimmt als die des verschlossenen Gehörgangs; dies ergibt eine größere Differenz des SPL zwischen den zwei Hohlräumen. Die Auswirkungen der Belüftungsbohrung werden eliminiert, wenn der SPL im IO-Kuppler gemessen wird. Dies geschieht, weil die Otoplastik sowohl für die SPL-Messung im Ohr als auch im HdO-Kuppler verwendet wird: der Effekt der Belüftungsbohrung wird bei der Berechnung der Differenz der Messwerte für die RECD eliminiert. Der Einfluss der Belüftungsbohrung ist vorhanden, wenn die RECD mit einem HdO-Kuppler gemessen wird, weil die Otoplastik nur bei der SPL-Messung im Gehörgang vorhanden ist, aber nicht im Kuppler. Es wäre angemessen, die letztere als Ear-mould-and-Real-Ear-to-Coupler Difference (E-RECD) zu bezeichnen. Diese berücksichtigt den Effekt, dass das verstärkte Tieftonsignal durch die Bohrung entweichen kann, aber es enthält nicht den Effekt von Schall, der den Gehörgang durch die Bohrung von außen erreicht. Dies wird noch in einem späteren Abschnitt besprochen.

Weshalb ist die RECD-Übertragungsfunktion nützlich?

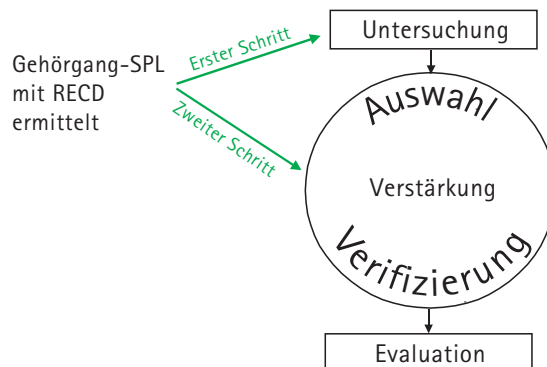
Mit kooperativen Personen ist es normalerweise möglich, ein Sondenmikrofonsystem für die direkte Messung des Gehörgang-SPL zu verwenden: dies wird als «In-Situ Audiometrie» und als Real-Ear-Messung der Hörgeräteleistung bezeichnet. Es gibt aber Situationen, in denen die Versuchspersonen solche klinischen Prozeduren nicht tolerieren. Dies gilt besonders für Säuglinge und Kinder. Vor allem bei diesen Personen kann es angebracht sein, den Gehörgang-SPL mit der RECD im Zusammenhang mit konventionellen klinischen Prozeduren zu ermitteln.

Integration der RECD in den Anpassprozess

Die RECD kann in verschiedene Stufen des Hörgeräte-Anpassprozesses integriert werden, siehe dazu Abbildung 3. Die erste Stufe umfasst die audiometrische Untersuchung, bei der die Daten mit einem Einsteckhörer ermittelt wurden. Die Hörschwelle, in dB HL, wird in einem Zwei-Schritt-Prozess in einen Gehörgang-SPL umgewandelt. Im ersten Schritt werden die ermittelten Daten von dB HL zu dB SPL umgerechnet. Der Umrechnungsfaktor wird als «Coupler-to-Dial Difference» (CDD) bezeichnet und ist vergleichbar (aber nicht identisch) mit dem frequenzspezifischen Referenz-äquivalen-

Abbildung 3

Der Gehörgang-SPL kann mit Hilfe der RECD aus den audiometrischen und elektroakustischen Daten ermittelt werden.



ten-Schwellen-SPL (RETSPL), der bei der physischen Kalibrierung des Reinton-Audiometers verwendet wird. Dieser Schritt geschieht in der Anpasssoftware und bedarf keiner Messungen oder Berechnungen seitens des Hörgeräte-Akustikers. Nach der Umrechnung der Daten zu dB SPL im Kuppler wird der zweite Schritt durchgeführt. Dieser umfasst die Umrechnung der Daten vom 2-cm³-Kuppler zum Gehörgang. Man erreicht dies durch die Messung und Addition der RECD²⁾. Dieser Zwei-Schritt-Prozess wird in Abbildung 4 dargestellt. Die Berechnungen werden gewöhnlich automatisch in der Anpasssoftware durchgeführt, nachdem der Hörgeräte-Akustiker die ermittelten Daten und die RECD eingegeben hat.

Die zweite Stufe des Anpassprozesses, bei dem die RECD nützlich ist, ist das Ausmessen des Hörgerätes im 2-cm³-Kuppler. Der Referenzpunkt kann erneut mit der RECD vom 2-cm³-Kuppler zum Gehörgang umgerechnet werden. Dies wird in Abbildung 5 dargestellt. Wenn das Hörgerät nicht in die Sättigung kommt, müssen die Effekte der Mikrofonposition (MLEs) addiert werden: Diese liegen im

Bereich von einigen wenigen Dezibel, und die Anpasssoftware setzt dazu durchschnittliche Standardwerte ein. Die Gehörgang-SPL kann durch die Addition der RECD zum 2-cm³-Kuppler-SPL berechnet werden. Der Hörgeräte-Akustiker verwendet diesen Auswahlprozess, um die Verstärkungscharakteristiken des Hörgerätes so auszuwählen, dass sie möglichst genau den Anpasszielen entsprechen. Mit dem Verifikationsprozess wird bestätigt, dass eine gute Zielanpassung erreicht wurde, wenn der Kunde das Hörgerät trägt. Dies bedeutet, dass die Auswahl und Verifizierung der Verstärkungscharakteristik im «simulierten Ohr» stattfinden kann, wie

Abbildung 4

Audiometrische Daten (mit Einsteckhörern ermittelt) werden von dB HL zu dB SPL umgerechnet, indem die CDD addiert wird. Diese werden dann vom Kuppler zum Real-Ear mittels RECD-Übertragungsfunktion umgerechnet. Zur Veranschaulichung wurden hypothetische Zahlen eingesetzt.

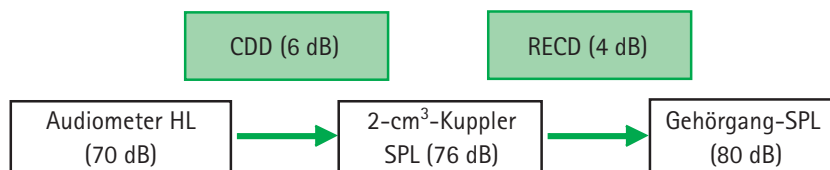
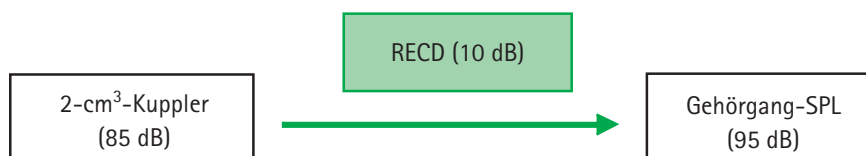


Abbildung 5

Elektroakustische Daten werden vom Kuppler zu Real-Ear mit der RECD-Übertragungsfunktion umgerechnet. Zur Veranschaulichung wurden hypothetische Zahlen eingesetzt.



²⁾ Es gibt eine alternative Methode, die diesen Zwei-Schritt-Prozess kombiniert und die Addition der RECD zu den ermittelten Daten enthält (Munro und Lazenby, 2001). Diese alternative Methode ist nützlich, wenn der supra-aurale Kopfhörer (ohrauflegend) für die audiometrische Untersuchung verwendet wird, da die RECD Zugang zu einem 6-cm³-Kuppler (IEC 60318-3) erfordert. Dieser ist gewöhnlich in der Praxis nicht verfügbar.

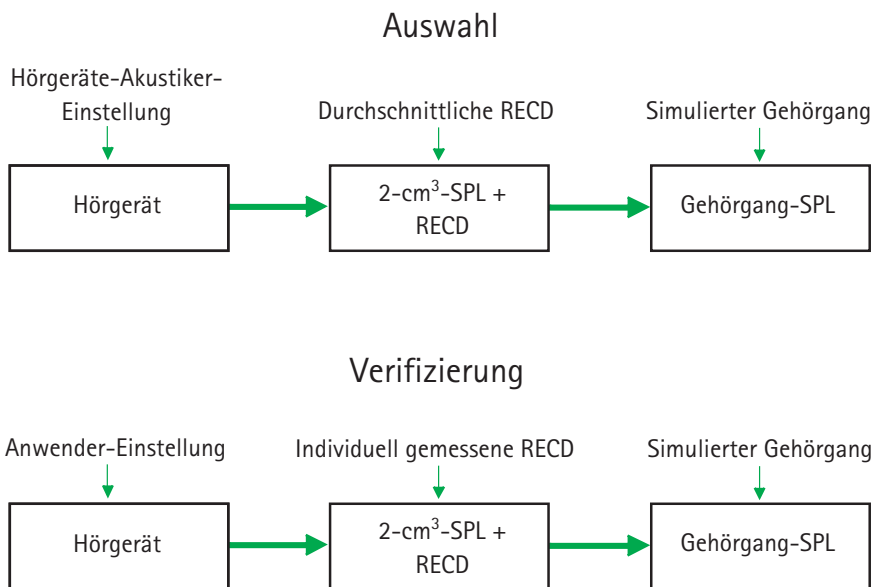
dies in Abbildung 6 dargestellt wurde. Das gleiche Modell des 2-cm³-Kupplers sollte beim Ausmessen des Hörgerätes und beim Ermitteln der RECD verwendet werden.

Trotz der Ähnlichkeit des in Abbildung 6 dargestellten Auswahlprozesses mit dem Verifizierungsprozess gibt es zwei wichtige Unterschiede. Erstens wählt der Hörgeräte-Akustiker die elektroakustischen Charakteristiken aus. Zweitens ist in dieser Stufe eine individuell gemessene RECD mit der individuellen Otoplastik der Versuchsperson nicht immer verfügbar. Die Anpassoftware verwendet deshalb altersspezifische Durchschnitts-

werte. Eine Verifizierung ist erforderlich, um gewährleisten zu können, dass das Hörgerät den gewünschten SPL im Gehörgang erzeugt. Die elektroakustischen Charakteristika werden mit den normalen Anwendereinstellungen gemessen und benötigen die mit der persönlichen Otoplastik individuell gemessene RECD.

Die bei einer Person ermittelte RECD hängt von der Otoplastik ab, mit der der Gehörgang verschlossen wird. Die RECDs, die mit zwei unterschiedlichen Otoplastik-Konfigurationen ermittelt wurden, werden in Abbildung 7 dargestellt. Das Ohr eines Erwachsenen wurde mit einem Einweg-Schaumstoffstöpsel (offene Kreise) und einer individuellen Otoplastik verschlossen (ausgefüllte Kreise). Der Unterschied zwischen den zwei RECDs wird durch den unterschiedlichen akustischen Verlust (tiefe Frequenzen), Einsetztiefe der Otoplastik (mittlere Frequenzen) und Länge der Belüftungsbohrung (hohe Frequenzen) begründet.

Abbildung 6
Auswahl und Verifizierung von Verstärkungscharakteristiken mit dem 2-cm³-Kuppler und RECD zur Simulation des Ohres.



Wenn man zur Ermittlung der Gehörgang-SPL für audiometrische und elektroakustische Daten die gleiche RECD verwenden will, muss man die gleiche Otoplastik verwenden. Sonst müssen pro Ohr je zwei RECD-Messungen durchgeführt werden. Während audiometrischer Untersuchungen wurde festgestellt, dass Kleinkinder oft bereit sind, Einsteckhörer zu tolerieren, wenn diese zusammen mit der persönlichen Otoplastik verwendet werden. Dies bedeutet, dass von der Testperson nur eine RECD (mit der persönlichen Otoplastik) pro Ohr benötigt wird, wenn der Gehörgang-SPL für audiometrische und elektroakustische Daten ermittelt wird. Eine detaillierte Beschreibung, wie die RECD verwendet wird, um audiometrische und elektroakustische Daten zu Gehörgang-SPL umzurechnen, wird von Revit (1997), Munro und Lazenby (2001) sowie von Scollie und Seewald (2002) angegeben.

Wieso ist es nützlich, den Gehörgang als Referenz zu verwenden?

Es gibt mindestens zwei Gründe, weshalb es nützlich ist, alle Variablen in den Gehörgang-SPL umzuwandeln. Der erste Grund bezieht sich auf das Verhältnis der Variablen untereinander, der zweite Grund auf die zwischen einzelnen Personen unterschiedliche Abmessung und Akustik des Gehörgangs.

Das Verhältnis zwischen den Variablen

Das genaue Verhältnis zwischen den ermittelten Daten und den Verstärkungscharakteristika kann nur ermittelt werden, wenn diese mit der gleichen Referenz gemessen werden. Dies ist einer der zentralen Elemente der Desired Sensation Level (DSL) Anpassmethode für Kinder (Seewald, 1995). Die Daten können anschließend mit einem einzigen Graph dargestellt werden, der als «SPLogram» bezeichnet wird, siehe dazu Abbildung 8. Bei dieser Abbildung ist klar ersichtlich, dass diese Person durchschnittliche Konversationsprache ohne Hörgeräte nicht hören kann. Verstärkte Sprache ist hörbar und befindet sich in der Mitte des Dynamikbereichs dieser Person. Außerdem wurde der maximale Ausgangsschalldruck des Hörgerätes so eingestellt, dass er nahe bei der Unbehaglichkeitsschwelle der Person liegt. Ähnliche Vorgehensweisen können in anderen präskriptiven Anpassprozeduren implementiert werden, beispielsweise in der National Acoustic Laboratory (NAL) NL1 Anpasssoftware, wo es als «speech-o-gram» (Dillon, 1999) bezeichnet wird. In der Vergangenheit haben die meisten Hörgeräte-Akustiker Real-Ear Insertion Gain (REIG) Messungen durchgeführt. Diese können aus den in Abbildung 8 dargestellten Daten berechnet werden, indem das verstärkte Sprachspektrum vom unverstärkten Sprachspektrum subtrahiert wird. Dies ist aber weniger aussagekräftig, weil es keine Angaben über die Hörbarkeit von Sprache oder dem Verhältnis zwischen dem UCL und dem MPO macht (außerdem benötigt es zwei Real-Ear Messungen).

Abbildung 7

Die RECDs einer erwachsenen Versuchsperson: Subtraktion des SPL eines verschlossenen Gehörgangs vom SPL im HdO-Kuppler. Der Gehörgang wurde mit einem Einweg-Schaumstoffstöpsel (offene Kreise) und einer persönlichen Otoplastik (schwarze Kreise) verschlossen. Das Signal wurde via ER3-Einsteckhörer erzeugt.

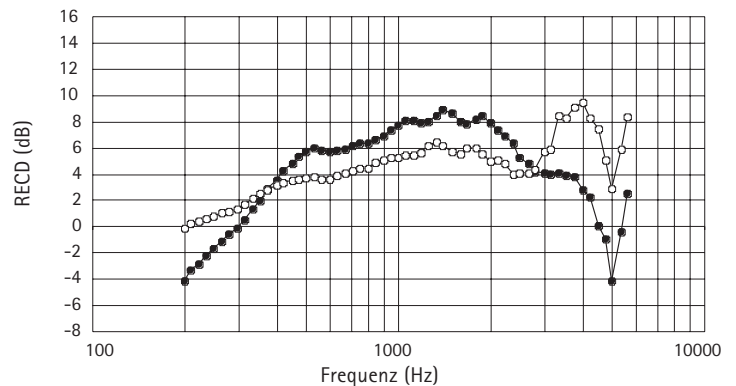
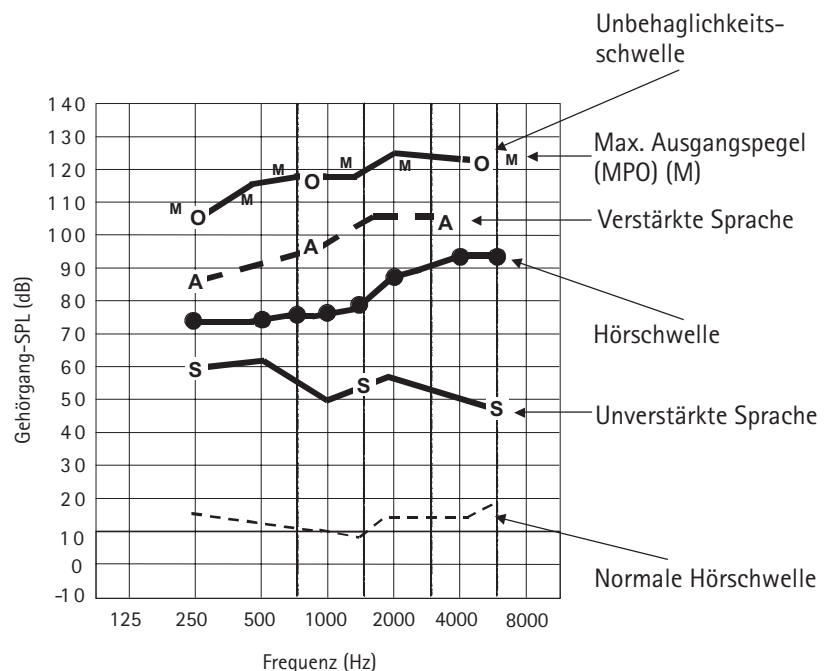


Abbildung 8

Das SPLogram eines Ohrs einer hypothetischen Versuchsperson mit Hörverlust. Die normale Hörschwelle wurde durch eine dünne gestrichelte Linie dargestellt. Der Dynamikbereich der Versuchsperson ist die Fläche zwischen der Hörschwelle (ausgefüllte Kreise) und der Unbehaglichkeitsschwelle (offene Kreise). Die unverstärkte Sprache (S) ist für die Versuchsperson unhörbar. Die verstärkte Sprache (A) ist hörbar, da sie sich etwa in der Mitte des Dynamikbereichs der Versuchsperson befindet. Der maximale Ausgangspegel des Hörgerätes (M) wurde so eingestellt, dass er ungefähr mit der Unbehaglichkeitsschwelle übereinstimmt.



Unterschiedliche Gehörgangsabmessungen

Der zweite Grund für die Verwendung des Gehörgangs als Referenz ist die Tatsache, dass dadurch die durch die unterschiedlichen individuellen Gehörgangsabmessungen verursachten Variationen beseitigt werden. Seewald und Scollie (1999), Ching und Dillon (2003), sowie Marcoux und Hansen (2003) haben über die Implikationen von unterschiedlichen Gehörgangsabmessungen und -Akustik für audiometrische Daten berichtet. Schallwandler wie supra-aurale Kopfhörer (ohrauflegend) und Einsteckhörer basieren auf Kalibrationsdaten, die bei einem normal hörenden Erwachsenen 0 dB HL ergeben sollten. Dies trifft aber nicht auf Säuglinge oder Kinder zu, die kleinere Gehörgänge als Erwachsene haben. Der durch einen Einsteckhörer im Gehörgang eines Kindes erzeugte SPL ist bei der gleichen Geräteeinstellung höher als der im Gehörgang eines Erwachsenen erzeugte (Seewald und Scollie, 1999). Daraus ergibt sich, dass der Hörverlust bei einem Kind als weniger hoch eingestuft wird als bei einem Erwachsenen. Wenn das Kind wächst, erhöht sich auch das Volumen des Gehörgangs und beim Audiometer muss die Einstellung erhöht werden, um den gleichen SPL am Trommelfell zu erreichen. Dies wird den Eindruck erwecken, dass sich das Hörvermögen beim Kind kontinuierlich verschlechtert. Die Audiometer-Anzeige zeigt also die Hörschwellen von Personen, die von

Erwachsenen abweichende Gehörgangsabmessungen haben, nicht genau an. Die große Variabilität der akustischen Eigenschaften des Außenohres von Person zu Person trifft nicht nur auf Säuglinge und Kinder zu. Saunders und Morgan (2003) haben beispielsweise festgestellt, dass die Verteilung des Trommelfell-SPL bei einer fixen Einstellung bei 1 kHz in einer Gruppe von 1814 Erwachsenen 40 dB betrug. Dies zeigt, dass man nicht einfach annehmen kann, dass bei verschiedenen Ohren ein bestimmtes HL-Signal den gleichen Gehörgang-SPL erzeugen wird. Wenn man den Gehörgang als Referenz für die SPL-Messung definiert, tritt dieses Problem nicht auf, weil die Hörschwelle unabhängig vom audiometrischen Wandler und von der Außenohr-Akustik gleich sein wird. In einer Fallstudie mit einem 8 Monate alten, hörgeschädigten Kind haben Moodie et al. (2000) gezeigt, dass bei der Ermittlung des Gehörgang-SPL die Hörschwelle um ganze 18 dB zunahm, als die RECD des Kindes statt der durchschnittlichen Erwachsenenwerte verwendet wurde.

Einige Autoren (beispielsweise Ching und Dillon, 2003; Marcoux und Hansen, 2003) haben argumentiert, dass es vorteilhafter ist, ein Standard-Reinton-Audiogramm zu verwenden (korrigiert mit dem Unterschied zwischen der Gehörgangsakustik von Erwachsenen und Kindern) statt des SPLograms, weil dieses Format

den Hörgeräte-Akustikern bekannt ist und einen direkten Vergleich zwischen den audiometrischen Daten eines Kindes und denen eines normal hörenden Erwachsenen erlaubt. Dies kann einfach in der Anpasssoftware durchgeführt werden und wird durch Seewald et al. (1993) als «prognostizierte HL» Werte (HLp) und durch Dillon (2001) als «äquivalenter Erwachsenenhörpegel» (HLae) bezeichnet. Dies umfasst die Korrektur der HL-Daten, die wegen den bei Kindern und Erwachsenen unterschiedlichen RECDs benötigt werden (siehe Abbildung 9). Tatsächlich verwenden einige Hörgeräte-Akustiker beide Methoden: das korrigierte Reinton-Audiogramm wird eingesetzt, wenn Personen mit der normalen 0 dB HL Linie verglichen werden, das SPLogramm kommt hingegen zum Einsatz, wenn Verstärkungscharakteristiken ausgewählt und verifiziert werden.

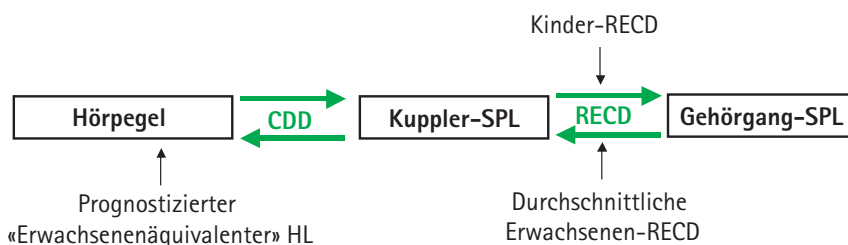
Variationen bei den Gehörgangs-Abmessungen haben auch bei der Verwendung von Hörgeräten gewisse Implikationen. Wegen des kleineren Gehörgangsvolumens ist der SPL des verstärkten Signals bei Kindern größer als bei Erwachsenen. Deshalb muss die Hörgeräteleistung im Gehörgang des Kindes ermittelt werden.

Beeinflusst die Mittelohr-Pathologie den Gehörgang-SPL?

Ein Paukenröhrchen im Trommelfell oder eine Perforation desselben erhöht das effektive Volumen des Gehörgangs und die akustische Impedanz ist reduziert. Das Ausgangssignal des Audiometers oder des Hörgerätes muss erhöht werden, damit der Gehörgang-SPL äquivalent mit dem Pegel ist, der erzeugt wird, wenn kein Paukenröhrchen (oder Perforation) vorhanden ist. Daraus ergibt sich eine entsprechende Reduktion der RECD (weil die Real-Ear Komponente der RECD reduziert wird). Wenn beispielsweise ein Paukenröhrchen den Gehörgang-SPL um 10 dB reduziert, muss die Einstellung des Audiometers um 10 dB erhöht werden (und die RECD wird um den gleichen Betrag verringert). Das Gegenteil dieses Effektes tritt bei einem Ohr mit Paukenerguss auf, die Auswirkungen auf den SPL sind aber viel kleiner. Mehrere Studien von Martin et al. (1996, 1997, 2001) haben die Auswirkungen von Mittelohr-Pathologie auf die RECD bestätigt. Das Problem kann wiederum beseitigt werden, wenn bei der Ermittlung des Gehörgang-SPL die RECD der Versuchsperson verwendet wird. Eine detaillierte Diskussion des Einflusses der Impedanz auf den Gehörgang-SPL findet man bei de Jonge (1996) und Voss et al. (2000).

Abbildung 9

Eliminierung der durch die Gehörgangsakustik erzeugten Fehler. Dies kann durch das Darstellen der audiometrischen Daten im Gehörgang-SPL oder durch die Prognose der für Erwachsene äquivalente Hörpegel erfolgen. Beim ersteren wird die RECD der Versuchsperson verwendet, beim letzteren eine für Erwachsene durchschnittliche RECD.



Ist es notwendig, eine RECD für jede Person zu ermitteln?

Diverse Studien haben auf das Ausmaß hingewiesen, wie stark sich die akustischen Eigenschaften des Gehörgangs in den ersten fünf Lebensjahren verändern. Wenn das Kind wächst, vergrößert sich sein Gehörgangsvolumen und die RECD wird kleiner, besonders im Hochtonbereich. Abbildung 10 zeigt die RECD, die bei einem «durchschnittlichen» Kleinkind und Erwachsenen gemessen wurde. Der Unterschied bei 3 kHz beträgt mehr als 10 dB. Es ist außerdem bekannt, dass die RECDs sogar bei ungefähr gleichaltrigen Personen stark variieren können (Feigin et al., 1989; Bagatto et al., 2002), d.h. die wirklichen Unterschiede bei einem spezifischen Kind können also noch höher sein. Bagatto et al. (2002) haben RECDs bei insgesamt 392 Personen im Alter von 1 Monat bis 16 Jahren mit einem durch eine persönliche Otoplastik bzw. Einsteckhörer verschlossenen Gehörgang gemessen. Abbildung 11 zeigt die RECD-Werte, die bei 4 kHz und unter Verwendung von Einsteckhörern ermittelt wurden. Die größte RECD wurde bei einem Alter von 1 Monat gemessen. Es ist aber wegen der großen individuellen Schwankungen schwierig, die RECD genau zu prognostizieren; bei einem Monat beträgt die Variabilität 15 dB und über die ersten zwei Lebensjahre verändert sie sich um 25 dB. Deshalb empfiehlt es sich, die RECD für jedes Kind zu messen. Wenn die Messung nicht durchgeführt werden kann, müssen altersspezifische Durchschnittswerte verwendet werden.

Abbildung 10

Eine typische RECD eines Kleinkindes (offener Kreis) und eines Erwachsenen (ausgefüllter Kreis). Die Daten stammen von Bagatto et al. (2002; Kleinkind) sowie von Munro und Davis (2003; Erwachsener).

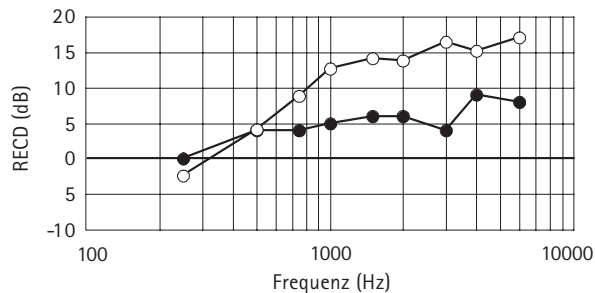
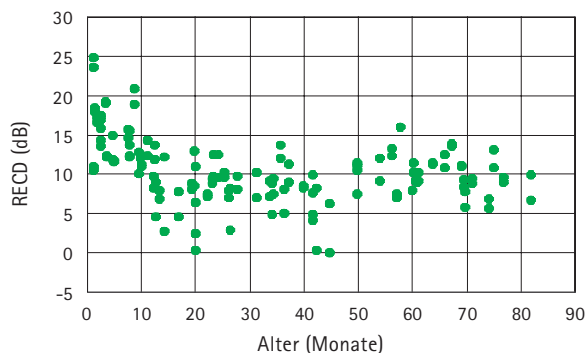


Abbildung 11

RECD-Werte als Funktion des Alters bei 4 kHz. Die RECDs wurden mit einem Einsteckhörer und Silikonstöpseln gemessen (adaptiert von Bagatto et al., 2002).



Wie wichtig ist die RECD-Messung für jedes Ohr?

Wegen der beschränkten Kooperation mancher Versuchspersonen schafft man es manchmal nur, die RECD eines Ohres zu messen. Wie wichtig ist es, die Messung bei beiden Ohren durchzuführen?

Munro und Buttfeld (2004) haben die RECD des rechten und des linken Ohrs einer Gruppe von erwachsenen Versuchspersonen verglichen, deren Gehörgänge keinen Zerumenverschluss aufwiesen und deren Mittelohr tympanometrisch betrachtet normal funktionierte. Im Frequenzbereich von 0,5 bis 4 kHz betrug der Unterschied maximal 3 dB bei den meisten Versuchspersonen (siehe Abbildung 12). Dies deutet darauf hin, dass es nicht immer nötig ist, die RECD für jedes Ohr zu messen, wenn die Kooperation begrenzt ist. Die stimmt mit Tharpe et al. (2001) überein, die gezeigt haben, dass der Test-Retest-Unterschied in der gleichen Größenordnung liegt wie der Unterschied zwischen dem linken und rechten Ohr.

Wie häufig sollte die RECD gemessen werden?

Aus zwei Gründen ändert sich die RECD mit der Zeit:

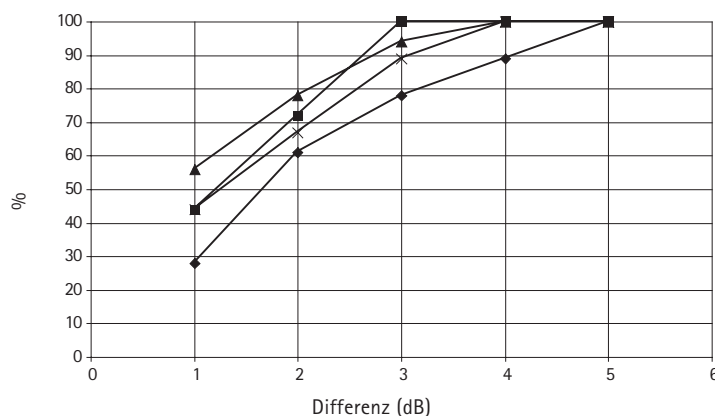
- Mit zunehmendem Alter vergrößern sich die Gehörgangsdimensionen.
- Die Anpassung der persönlichen Otoplastik ändert sich mit der Zeit.

Die Daten von Bagatto et al. (2002) zeigen, dass die größten Veränderungen der RECD in den ersten zwei Lebensjahren stattfinden. Dies deutet darauf hin, dass die RECD in den ersten Lebensjahren häufig gemessen werden sollte. Es gibt keine Studien, die sich spezifisch mit der Häufigkeit der Messungen befassen.

Idealerweise sollte die RECD jedes Mal gemessen werden, wenn die persönliche Otoplastik ersetzt wird, obwohl dies anerkanntermaßen nicht immer möglich ist. Klinische Erfahrungen deuten darauf hin, dass es genügt, die RECD in Intervallen von drei Monaten bis zum zweiten Lebensjahr und anschließend halbjährlich bis zum fünften Lebensjahr zu messen.

Abbildung 12

Kumulative Verteilung der rechts/links-Unterschiede bei 0,5 (Diamant), 1 (Quadrat), 2 (Dreieck) und 4 kHz (Kreuz) für RECDs, die mit persönlichen Otoplastiken gemessen wurden (von Munro und Buttfeld, 2004, adaptiert).



Ist die RECD reproduzierbar?

Diverse Studien haben gezeigt, dass der Test-Retest-Unterschied bei Erwachsenen sehr klein ist und klinisch akzeptiert werden kann. Beispielsweise haben Munro und Davis (2003) die Test-Retest-Unterschiede bei einer Gruppe von 16 kooperativen Erwachsenen untersucht und berichten, dass der durchschnittliche Unterschied nahe bei 0 dB mit einer Standardabweichung, die kleiner als 1 dB war, lag.

Sinclair et al. (1996) haben eine der wenigen Studien durchgeführt, die die Test-Retest-Unterschiede bei Kindern untersuchen. Sie haben 90 Kinder (0–7 Jahre) und 10 Erwachsene untersucht. Der durchschnittliche Unterschied betrug beim Retest weniger als 2 dB, unabhängig vom Alter der Versuchsperson und von der Testfrequenz. Der Wertebereich der Gruppe wurde nicht angegeben, obwohl die Korrelationskoeffizienten alle positiv waren und zwischen 0,70 und 0,91 bei den verschiedenen Altersgruppen lagen. Diese Studie weist deshalb darauf hin, dass die RECD-Messung eine hohe Reproduzierbarkeit aufweist, wenn sie von erfahrenen Fachleuten durchgeführt wird. Tharpe et al. (2001) sind aber bei der Messung der Test-Retest-Unterschiede bei verschiedenen Intervallen im ersten Lebensjahr von 22 Kindern zu einem weniger günstigen Ergebnis gekommen. Der durchschnittliche Unterschied war zwar kleiner als 1 dB, aber die Standardabweichungen betragen etwa 2 dB beim Alter von 0–6 Monaten und 4 dB im Alter von 7–12 Monaten. Dies würde einen 95%-Bereich von etwa ± 4 dB bzw. ± 8 dB ergeben. Ähnliche Werte werden auch von Westwood und Bamford (1995) angegeben, die den Test-Retest-Unterschied einer Real-Ear Aided Response bei 33 Kleinkindern, die jünger als 12 Monate waren, untersuchten. Tharpe et al. haben bei

jeder Konsultation Messungen durchgeführt, unabhängig vom Zustand des Kindes; es kann deshalb sein, dass es in gewissen Fällen angemessen gewesen wäre, sich auf altersspezifische Durchschnittswerte zu verlassen. Dies ist ein Bereich, der noch weiterer Untersuchungen bedarf, besonders wenn man die schnell wachsende Anzahl Neugeborenen-Screenings und Frühinterventionsprogramme berücksichtigt.

Kann die RECD zur Ermittlung des Gehörgang-SPL verwendet werden?

Einige Studien haben die RECD eingesetzt, um den Gehörgang-SPL aus audiometrischen Daten zu ermitteln. Munro und Davis (2003) haben die gemessenen mit den aus audiometrischen Daten berechneten Gehörgang-SPL bei 16 erwachsenen Versuchspersonen verglichen. Die RECD wurde in den IO- und HdO-Kupplern mit mehreren Einsteckhörern und Otoplastik-Konfigurationen gemessen. Der durchschnittliche Unterschied zwischen dem gemessenen und den berechneten Gehörgang-SPL war kleiner als 1 dB und überstieg bei praktisch keiner Versuchsperson 3 dB. Scollie et al. (1998) sind zu ähnlichen Ergebnissen gekommen.

Verschiedene Studien haben die RECD verwendet, um aus elektroakustischen Daten den Gehörgang-SPL zu ermitteln. Munro und Hatton (2000) verglichen die gemessene und die berechnete Gehörgang-SPL von Hörgeräte-Ausgangssignalen bei 24 erwachsenen Versuchspersonen. Die RECD wurde bei durch drei Otoplastik-Konfigurationen verschlossenen Gehörgängen gemessen: persönliche Otoplastik, Einweg-Schaumstoffstöpsel und Silikonstöpsel. Das Testsignal wurde zusätzlich via Einsteckhörer und via Lautsprecher im Freifeld erzeugt. Bei der Verwendung der per-

sönlichen Otoplastik der Versuchsperson war der durchschnittliche Unterschied zwischen der gemessenen und der abgeleiteten Real-Ear Aided Response nahe bei 1 dB und war nur selten, bei gewissen Versuchspersonen, höher als 5 dB. Seewald et al. (1999), die die Real-Ear Aided Response und die Real-Ear Saturation Response mit der RECD ermittelt haben, lieferten ähnliche Resultate.

Das durch ein Hörgerät verarbeitete Signal erzeugt normalerweise einen höheren SPL im Gehörgang als Signale, die direkt durch eine Belüftungsöffnung der Otoplastik in den Gehörgang gelangen. Es gibt aber Situationen, bei denen dies nicht der Fall ist und wo die RECD-Prozedur ungültige Ergebnisse erzeugen könnte. Hoover et al. (2000) haben gezeigt, dass diese Situation dann auftritt, wenn das Hörgerät eine sehr kleine Verstärkung hat und die RECD negativ ist. Dies kann beispielsweise vorkommen, wenn die Versuchsperson im Tieftonbereich gut hört und offen angepasst wurde. Die abgeleitete Gehörgang-SPL kann die effektive Gehörgang-SPL unterschätzen.

Mit Ausnahme der relativ seltenen Situation, die durch Hoover et al. (2000) beschrieben wurde, haben diese Studien gezeigt, dass bei einer sorgfältigen Messung der RECD der berechnete Gehörgang-SPL nur wenige Dezibel vom direkt gemessenen Gehörgang-SPL, der durch In-Situ Audiometrie oder Real-Ear Messungen ermittelt wurde, abweicht.

Tipps für Messungen der RECD

Die Bedeutung der Integration der RECD in die alltägliche Praxis wurde schon vor Jahren erkannt. Die Betonung der Frühintervention bei chronischen Hörverlusten bei Kindern bedeutet, dass akustische Unterschiede im Außenohr stärker berücksichtigt werden sollten.

Es ist bereits mehr als 15 Jahre her, als Feigin et al. (1989) aufgezeigt haben, dass sich die RECD von Kleinkindern signifikant von derjenigen Erwachsener unterscheidet, und es liegt schon mehr als 10 Jahre zurück, als Moodie et al. (1994) eine einfache klinische Prozedur zur Messung der RECD beschrieben haben. Aber die Umsetzung in der Praxis geschieht ziemlich langsam. Eine Umfrage von zurzeit eingesetzten Methoden in pädiatrischen Zentren ergab, dass in Großbritannien 20% und in den USA 40% der Zentren regelmäßig RECD-Messungen durchführen (Bamford et al., 2002).

Der vielleicht schwierigste Teil der RECD-Messprozedur ist die Positionierung des Sondenschlauchs im Gehörgang. Wenn die Sondenspitze um mehr als 5 mm über die Spitze der Otoplastik hinausragt, kann sie für Frequenzen bis zu 2 kHz verwendet werden. Aber die Sondenspitze darf höchstens 5 mm vom Trommelfell entfernt sein, wenn der Versuchsleiter Frequenzen von bis zu 6 kHz berücksichtigen möchte.

Tharpe et al. (2001) haben verschiedene praktische Aspekte im Zusammenhang mit der RECD-Messung bei Kleinkindern untersucht. Ein Aspekt davon war die Platzierung des Sondenschlauchs im Gehörgang. Die Studie verglich eine konstante Einführungstiefe mit einer akustischen Methode (Einführung der Sondenspitze hinter den 6 kHz Stehwellenknoten) für die Sondenplatzierung. Die Resultate zeigten, dass mit der zeitlich aufwendigeren akustischen Einführungstiefenmethode nicht viel gewonnen wird.

Einige Real-Ear Systeme verwenden das Standard-Kupplermikrofon für die Messung des Kuppler-SPL. Weil zwei unterschiedliche Mikrofone verwendet werden, ist es wichtig,

dass sie richtig auf einander abgestimmt sind. Ching und Dillon (2003) bieten nützliche Informationen zur Überprüfung der gegenseitigen Kalibrierung solcher Mikrofone.

Hinweise zur Optimierung der RECD-Messung wurden durch Bagatto (2001) erarbeitet. Dieser Artikel enthält Informationen zu diversen methodischen Themen wie beispielsweise die richtige Sondenschlauch-Einführungstiefe. Er enthält auch einen nützlichen Abschnitt zur Fehlersuche.

Gibt es noch unbeantwortete Fragen?

Bei der klinischen Methode für die RECD-Messung wird angenommen, dass die mit dem Einsteckhörer ermittelten Werte für eine mit einem Hörgerät durchgeführte Kupplermessung verwendet werden können. Munro und Salisbury (2002) haben aber gezeigt, dass die RECD auch leicht vom Messwandler abhängig ist: unter gewissen Testbedingungen ergeben sich für die RECD bei zwei Einsteckhörer-Modellen unterschiedliche Werte. Munro und Toal (2004) verglichen die durchschnittliche RECD, gemessen mit einem ER3-Einsteckhörer, mit diversen Hörgeräten. Auch hier gab es Testbedingungen, bei denen die mit den Einsteckhörern ermittelte RECD von der durch

Hörgeräte ermittelten unterschiedlich war. Abbildung 13 zeigt die durchschnittliche, mit einem Einsteckhörer gemessene RECD und zwei Modelle von Hinter-dem-Ohr-Hörgeräten (HdO). Die Resultate des IO-Kupplers sind oben dargestellt, diejenigen des HdO-Kupplers unten. Obwohl die durchschnittlichen RECDs bei den drei Wandlern ähnlich sind, sind sie nicht identisch. Unterschiede treten im Mitteltonbereich auf. Dies ist dort am ausgeprägtesten, wo die RECD mit dem HdO-Kuppler gemessen wurde. Da sich die akustische Impedanz eines Einsteckhörers von derjenigen eines Hörgerätes unterscheiden kann, ist die mit einem Einsteckhörer gemessene RECD nicht immer repräsentativ für die Unterschiede des Hörgeräteverhaltens im Gehörgang und im 2-cm³-Kuppler. Da die RECD unter Anderem dazu verwendet wird, um die Hörgerätedaten vom Kuppler-SPL zum Gehörgang-SPL umzuwandeln, könnte der Einsatz des Hörgerätes für die RECD-Messung eine Lösung darstellen. Bis vor kurzem war dies aber schwierig, da es auf Freifeldmessungen basiert, die von der Position des Referenzmikrofon-Sondenschlauchs und von den Bewegungen des Kleinkindes während der Messung abhängig sind. Diese Probleme können umgangen werden, wenn Freifeldmessungen nicht erforderlich sind.

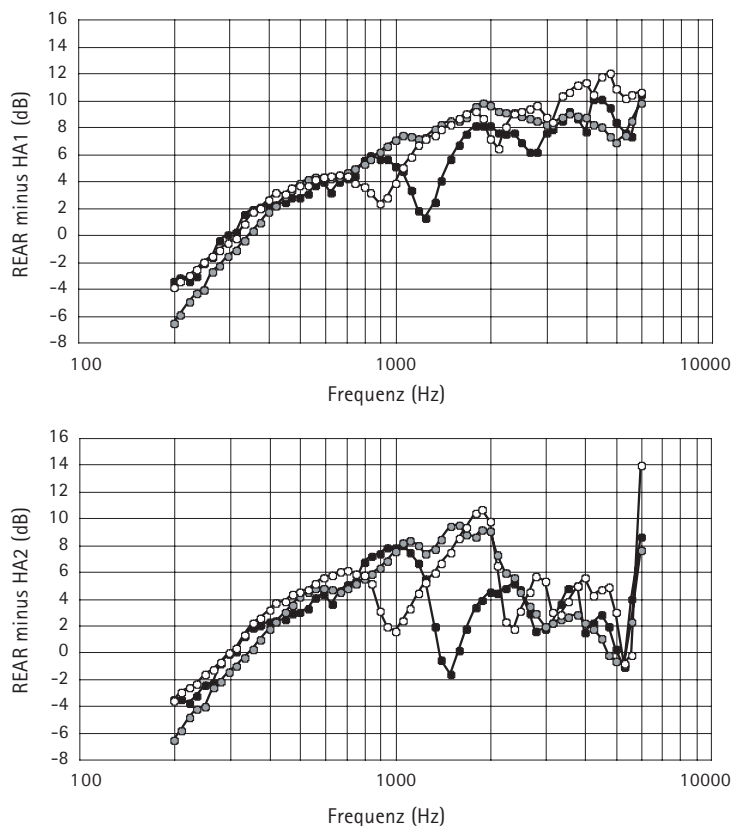
Ein Weg vorwärts

Phonak hat für das Supero Hörsystem das RECDdirect Anpasswerkzeug entwickelt. Das Ziel des RECDdirect Anpasswerkzeuges ist die Vereinfachung der Messprozedur zu einem Ein-Schritt-Prozess und die Minimierung sowohl der Messzeit als auch der benötigten Geräte. Die Anpasssoftware wird dazu eingesetzt, ein breitbandiges Geräusch mit Hilfe des Hörgerätes zu erzeugen. Der Gehörgang-SPL wird mit einem Sondenschlauch, der direkt an das Hörgerät angeschlossen ist, gemessen (dies ist vergleichbar mit dem Anbringen eines Audioeingangs-Schuhs an

ein Hörgerät). So umgeht man den Einsatz eines Einsteckhörers und eines separaten Sondenmikrofon-Systems. Die Supero Kuppler-Antwort wird in der Anpasssoftware gespeichert und für die RECD-Berechnung automatisch von der Gehörgang-SPL subtrahiert. Dies spart Zeit und reduziert den für eine individuelle RECD-Messung benötigten Aufwand.

Abbildung 13

Durchschnittliche RECD mit einem ER3-Einsteckhörer gemessen (graue Kreise) und zwei Modelle von HdO-Hörgeräten. Die RECD wurde mit einem IO-Kuppler (oben) und einem HdO-Kuppler (unten) ermittelt. Von Munro und Toal, (2004).



Ist die RECDdirect Anpassmethode stichhaltig ?

Damit die RECDdirect Methode gültig ist, sollte sie eine Hörgeräteanpassung ergeben, die nahe beim Anpassziel liegt. Eine Studie wurde durch Munro und Toal (2004a, 2004b eingereicht) unternommen, um das Ausmaß der Abweichung der anfänglichen «Quick-Fit»-Einstellung bei Supero-Hörgeräten (Voranpassung) vom DSL [i/o] Anpassziel bei durchschnittlicher Konversationsprache zu untersuchen. Die anfänglichen «Quick-Fit»-Einstellungen wurden mit drei verschiedenen RECD-Werten ermittelt:

1. durchschnittliche PFG 8.2 Standardwerte für Erwachsene mit einer unbelüfteten Otoplastik
2. eine individuell mit einem Einsteckhörer und dem konventionellen RECD-Protokoll ermittelte RECD
3. eine mit RECDdirect gemessene, individuelle RECD

Eine unbelüftete Otoplastik wurde für je ein Ohr von 21 erwachsenen Versuchspersonen angefertigt. Diesen Versuchspersonen wurden Supero 412 HdO-Hörgeräte mit linearer Signalverarbeitung angepasst und auf die DSL-Anpassziele für einen flachen Hörverlust von 50 dB HL eingestellt. Der Programmwahlschalter, die Störgeräusch-Unterdrückung und der Lautstärkesteller wurden alle deaktiviert. Für die individuell gemessenen RECDs wurde ein neuer Sondenschlauch kalibriert und bei jeder Versuchsperson 30 mm hinter den Tragus eingesetzt.

Mit einem Audioscan RM500 Real Ear Measurement System wurde ermittelt, ob die Anpassungen das DSL-Anpassziel für verstärkte Sprache erreichten. Die Real-Ear Aided Response (REAR) wurde mit einem Reinton aus dem Sprachbereich ermittelt. Das Referenzmikrofon wurde während der Messung neben dem Hörgerätemikrofon platziert. Die REAR

wurde wiederholt, um sicherzustellen, dass sie der ersten REAR sehr ähnlich (<1 dB) war. Die Daten wurden mit einer xdata32 Software an ein Excel Spreadsheet exportiert, da diese Information für 1/12 Oktavenintervalle lieferte. Die durchschnittlichen RECDs sind in Abbildung 14 dargestellt. Abgesehen von den Werten bei 2 kHz sind die Ergebnisse sehr ähnlich. Der Unterschied bei 2 kHz stimmt mit den Wandler-abhängigen Effekten, die durch Munro und Salisbury (2002) sowie Munro und Toal (2004a, 2004b) dokumentiert wurden, überein.

Ein Vergleich des DSL-Anpassziels und der durchschnittlichen Real-Ear-Response wird in Abbildung 15 gezeigt³⁾. Der Unterschied ist unter allen Bedingungen klein, besonders wenn die RECD individuell gemessen wurde (Einsteckhörer oder RECDdirect).

Abbildung 14

Durchschnittliche RECD gemessen mit RECDdirect (ausgefüllte Kreise) und Einsteckhörer (offene Kreise).

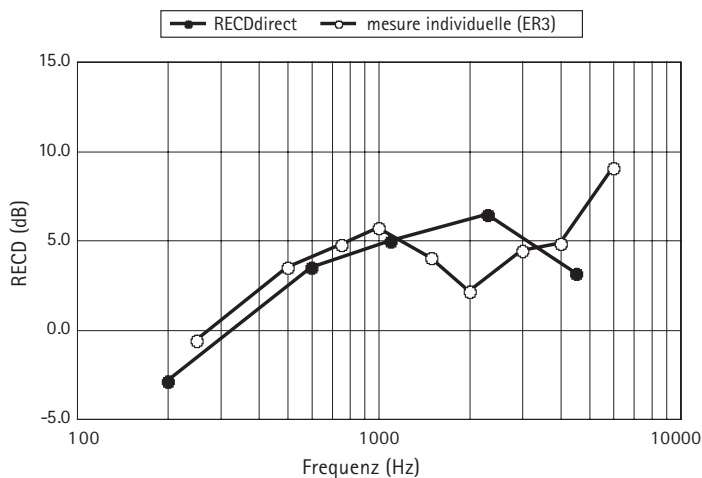
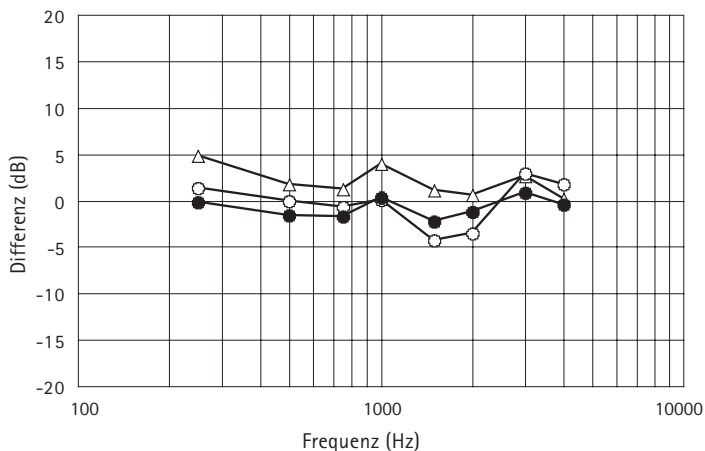


Abbildung 15

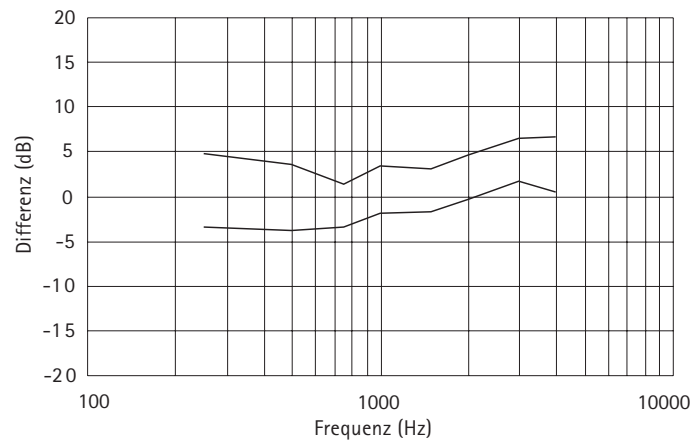
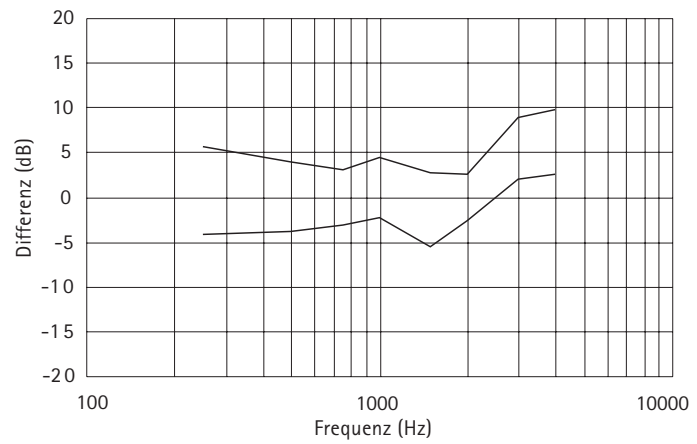
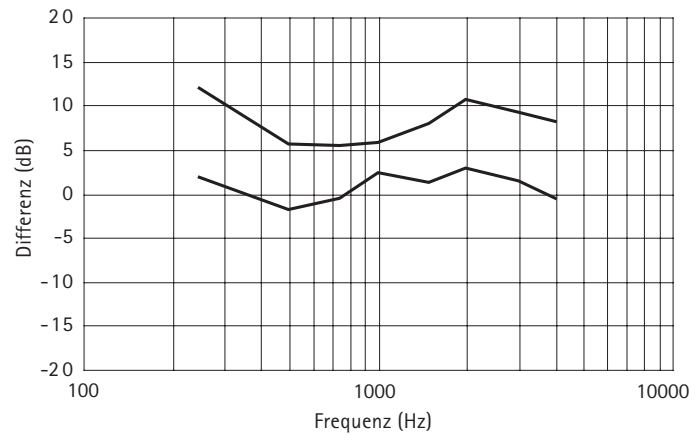
Durchschnittlicher Unterschied zwischen DSL-Anpassziel und der gemessenen Real-Ear Response für die Standard-RECD (offene Dreiecke), Einsteckhörer-RECD (offene Kreise) und RECDdirect (ausgefüllte Kreise).



³⁾ Um einen gültigen Vergleich mit den DSL-Anpasszielen machen zu können, wurde eine Korrektur für die Mikrofonplatzierungseffekte zur gemessenen REAR addiert, da diese mit einem Referenzmikrofon nahe beim Hörgerät gemessen wurde.

Abbildung 16

Der 95%-Bereich für die Daten in Abbildung 15 für Standard-RECD (oben), Einsteckhörer-RECD (Mitte) und RECDdirect (unten).



Die Zielanpassung wurde dann bei individuellen Versuchspersonen untersucht. Der 95%-Bereich wird in Abbildung 16 dargestellt. Die Abweichung war praktisch immer innerhalb von 5 dB des DSL-Anpassziels, unabhängig davon, welche RECDs in den Vorberechnungen verwendet wurden. Die beste Anpassung ans DSL-Ziel wurde (für durchschnittliche und individuelle Versuchspersonen) aber durch die RECDdirect-basierte Berechnung der Einstellungen erreicht. Diese Daten legen nahe, dass das RECDdirect-Anpasswerkzeug eine stichhaltige Prozedur für die Wahl der Anfangseinstellungen eines Hörgerätes darstellt. Die effektive Gehörgang-SPL kann auf herkömmliche Weise durch Addieren der RECD-Werte (mit RECDdirect ermittelt) zum 2-cm³-Kuppler-Frequenzgang verifiziert werden. Trotz des Erfolgs der RECDdirect Anpassmethode in der oben genannten Studie ersetzt diese den Einsatz einer RECD-Messung mit Einsteckhörer nicht, wenn der Gehörgang-SPL der audiometrischen Daten ermittelt wird.

Schlussfolgerungen

Die Akustik des Außenohres ist bei Kindern und Erwachsenen sehr unterschiedlich und schwankt auch von Kind zu Kind. Diese Unterschiede haben wichtige Implikationen für die audiometrische Untersuchung und die Hörgeräteanpassung. Die Lösung dazu ist die Integration der RECD-Messung in die Untersuchung und in die Anpassprozedur bei Kleinkindern und Kindern. Eine einfache und effiziente Prozedur für die RECD-Messung ist schon seit einigen Jahren verfügbar. Die Umsetzung in die tägliche Praxis geschieht jedoch langsamer als gewünscht. Kürzliche Entwicklungen wie das RECDdirect Anpasswerkzeug haben das Potenzial, diese Kluft zwischen Theorie und Praxis noch zu verkleinern.

Danksagung

Ich möchte mich bei Marlene Bagatto, Sheila Sinclair und Richard Seewald vom National Centre for Audiology, University of Western Ontario, Kanada, und bei John Bamford, Stephen Boswell, Paul Boyd und Amy McLauchlan von der Human Communication and Deafness Group, University of Manchester, UK, für nützliche Kommentare im Zusammenhang mit einem früheren Entwurf dieser Arbeit bedanken.

Referenzen

- Bagatto MP. Optimizing your RECD measurements. *Hearing Journal* 2001; 54: 32, 34-36.
- Bagatto MP, Scollie SD, Seewald RC, Moodie KS, Hoover BM. Real-ear-to-coupler difference predictions as a function of age for two coupling procedures. *Journal of the American Academy of Audiology* 2002; 13: 407-415.
- Bamford J, Bereford D, Mencher G, DeVoe S, Owen V, Davis A. Provision and fitting of new technology hearing aids: implications from a survey of some "good practice services" in UK and USA. In: Seewald R (ed). *A sound foundation through early amplification: Proceedings of an international conference* (pp 213-219). Staefa, Switzerland: Phonak AG, 2002.
- Ching TYC, Dillon H. Prescribing amplification for children: adult-equivalent hearing loss, real-ear aided gain, and NAL-NL1. *Trends in Amplification* 2003; 7: 1-9.
- De Jonge R. Real-ear measures: Individual variation and measurement error. In: Valente M (ed). *Hearing aids: Standards, options and limitations* (72-125). New York: Thieme Medical Publishers, Inc 1996.
- Dillon H. NAL-NL1: A new prescriptive fitting procedure for non-linear hearing aids. *Hearing Journal* 1999; 52: 10-16.
- Dillon H. *Hearing Aids*. New York: Thieme 2001, 407-408.
- Feigin JA, Kopun JG, Stelmachowicz PG & Gorga MP. Probe-tube microphone measures of ear canal sound pressure levels in infants and children. *Ear and Hearing* 1989; 10, 254-258.
- Hoover BM, Stelmachowicz PG, Lewis DE. Effect of earmould fit on predicted real-ear SPL using a real-ear-to-coupler difference procedure. *Ear and Hearing* 2000; 21: 310-317.
- IEC 60318-3. Electroacoustic simulators of human head and ear. Part 3: Acoustic coupler for the calibration of supra-aural earphones used in audiometry. Geneva, Switzerland: International Electrotechnical Commission 1998.
- Marcoux A, Hansen M. Ensuring accuracy of the paediatric hearing aid fitting. *Trends in Amplification* 2003; 7: 11-28.
- Martin HC, Munro KJ, Lam MC. Perforation of the tympanic membrane and its effect on the real-ear-to-coupler difference acoustic transfer function. *British Journal of Audiology* 2001; 35: 259-264.
- Martin HC, Munro K, Langer DA. Real ear-to-coupler differences in children with patent grommets. *British Journal of Audiology* 1997; 31: 63-69.
- Martin HC, Westwood GFS, Bamford JM. Real-ear-to-coupler differences in children having otitis media with effusion. *British Journal of Audiology* 1996; 30: 71-78.
- Moodie KS, Seewald RC, Sinclair ST. Procedure for predicting real-ear hearing aid performance in young children. *American Journal of Audiology* 1994; 3, 23-31.
- Moodie KS, Sinclair ST, Fisk T, Seewald RC. Individualizing hearing instrument fitting for infants. In: Seewald RC (ed). *A sound foundation through early amplification: proceedings of an International Conference* (213-217). Staefa, Switzerland: Phonak AG 2000.
- Munro KJ, Buttfeld L. RECD measurements: A comparison of right and left ear. Presentation at NHS 2004: The international conference on newborn hearing screening, diagnosis and intervention, Como, Italy, May 2004.

- Munro KJ, Davis J. Deriving the real-ear SPL of audiometric data using the "coupler-to-dial difference" and the "real-ear-to-coupler difference". *Ear and Hearing* 2003; 24: 100-110.
- Munro KJ, Hatton N. Customized acoustic transform functions and their accuracy at predicting real-ear hearing aid performance. *Ear and Hearing* 2000; 21: 59-69.
- Munro KJ, Lazenby, A. Use of the "real-ear-to-dial difference" to derive real-ear SPL from hearing level obtained with insert earphones. *British Journal of Audiology* 2001; 35, 297-306.
- Munro KJ, Salisbury VA. Is the real-ear-to-coupler difference independent of the measurement earphone? *International Journal of Audiology* 2002; 41: 408-413.
- Munro KJ, Toal S. Measuring the RECD transfer function with an insert earphone and a hearing instrument: are they the same? *Ear and Hearing* (submitted).
- Munro KJ, Toal S. Deviation from prescription target using average and measured RECDs. Presentation at NHS 2004: The international conference on newborn hearing screening, diagnosis and intervention, Como, Italy, May 2004.
- Revit, L. The circle of decibels: Relating the hearing test, to the hearing instrument, to real-ear response. *The Hearing Review* 1997; 4-11, 35-8.
- Saunders GH, Morgan DE. Impact on hearing aid targets of measuring thresholds in dB HL versus dB SPL. *International Journal of Audiology* 2003; 42: 319-326.
- Scollie SD, Seewald RC. Hearing aid fitting and verification procedures for children. In: Katz J (ed). *Handbook of clinical audiology* (687-706). New York: Lippincott Williams and Wilkins 2002.
- Scollie SD, Seewald RC, Cornelisse LE, Jenstad LM. Validity and repeatability of level-dependent HL to SPL transforms. *Ear and Hearing* 1998; 19, 407-13.
- Seewald RC. The desired sensation level (DSL) method for hearing aid fitting in infants and children. *Phonak Focus* 20, Staefa Switzerland, Phonak AG 1995.
- Seewald RC, Moodie KS, Sinclair ST, Scollie SD. Predictive validity of a procedure for paediatric hearing instrument fitting. *American Journal of Audiology* 1999; 8: 143-152.
- Seewald RC, Ramji KV, Sinclair ST, Moodie KS, Jamieson DG. A computer-assisted implementation of the desired sensation level method for electroacoustic selection and fitting in children: User's manual. London, Ontario: Hearing Health Care Research Unit, 1993.
- Seewald RC, Scollie SD. Infants are not average adults: implications for audiometric testing. *Hearing Journal* 1999; 52: 64-72.
- Sinclair ST, Beauchaine KL, Moodie KS, Feigin JA, Seewald RC, Stelmachowicz PG. Repeatability of a real-ear-to-coupler difference measurement as a function of age. *American Journal of Audiology* 1996; 5, 52-6.
- Tharpe AM, Sladen D, Huta HM, McKinley Rothpletz A. Practical considerations of real-ear-to-coupler difference measures in infants. *American Journal of Audiology* 2001; 10: 1-9.
- Voss SE, Rosowski JJ, Merchant SN, Thornton AR, Shera CA, Peake W. Middle ear pathology can affect the ear canal sound pressure generated by audiologic earphones. *Ear and Hearing* 2000; 21: 265-274.

Dr. Kevin Munro

Klinischer Dozent für Audiologie
Institut für psychologische
Wissenschaften, Universität Manchester,
England

**Biografie:**

Kevin Munro ist klinischer Dozent für Audiologie am Institut für psychologische Wissenschaften, Universität Manchester, England. Er trägt massgeblich zu den akademischen Audiologie-Programmen bei. Dr. Munro forscht schwerpunktmäßig im Bereich der auditiven Akklimatisierung, sogenannter "Dead Regions" der Cochlea und im Zusammenhang mit der Untersuchung und Therapie von Kindern. Er nimmt oft an nationalen und internationalen Konferenzen teil und seine Arbeiten erscheinen regelmäßig in Fachzeitschriften. Im Jahre 2001 wurde ihm von der British Society of Audiology für seine wissenschaftlichen Beiträge der Thomas-Simm-Littler-Preis verliehen. Er ist beruflich in viele Aktivitäten involviert, beispielsweise ist er der Hauptexaminator der British Association of Audiological Scientists. Seine Hobbys umfassen das Fliegenfischen, Theater und Lyrik.

