

Phonak Insight

Chaque oreille est unique – maintenant, chaque appareillage l'est aussi

Une nouvelle méthode simple pour des appareillages plus précis

Introduction

Les progrès des aides auditives numériques modernes et la sophistication des logiciels d'appareillage permettent aux audioprothésistes d'adapter très exactement les appareils pour assurer le maximum de bénéfices auditifs dans toutes les configurations de pertes auditives. Le défi qui reste à relever est de déterminer le réglage initial du gain et de la puissance de sortie au niveau du tympan, car ceci ne peut se faire efficacement qu'à l'aide d'une sonde de mesure *in situ* ou en appliquant un RECD (Real Ear to Coupler Difference). L'examen des pratiques quotidiennes semble indiquer que, très souvent, ces mesures individuelles ne sont pas faites. Bien qu'il y ait un large consensus sur la nécessité de les faire chez les enfants, il est beaucoup moins courant de mesurer les valeurs du RECD chez les adultes. Ceci peut poser des problèmes, car les résultats des travaux de recherche ont montré que la variance des RECD des adultes peut être très importante (figure 1). En l'absence de données individuelles du RECD, les calculs initiaux s'appuient sur des valeurs moyennes. Comme la variance individuelle est importante, elle peut avoir un fort impact sur la précision des calculs initiaux et se traduire par une mauvaise acceptation spontanée par les utilisateurs et un plus grand besoin d'adaptation fine.

L'efficacité de l'appareillage peut nettement s'améliorer en utilisant les valeurs réelles du RECD et conduire ainsi à plus de succès dès l'appareillage initial, à une plus grande acceptation spontanée de la part des utilisateurs et à moins de consultations de suivi prothétique. C'est en ayant ces objectifs en tête que Phonak a développé une nouvelle méthode permettant de déterminer avec précision les valeurs individuelles du RECD d'après les informations issues de la mesure du seuil de larsen.

Le défi fondamental

Le processus d'ajustement d'une aide auditive s'appuie généralement sur des courbes cibles représentant le résultat des réglages. La restriction cependant, c'est que ces courbes sont en fait des approximations largement basées sur des moyennes en fonction de l'âge, mesurées sur un coupleur de 2cm³. Elles peuvent donc ne pas refléter avec précision la situation réelle car les conditions acoustiques dans un conduit auditif individuel peuvent être nettement différentes des

propriétés acoustiques du coupleur. Les courbes sur coupleur ne tiennent pas compte du volume résiduel dans l'oreille individuelle, de la conformité de l'oreille moyenne, ni des fuites par l'évent. En mesurant un RECD, nous personnalisons en fait l'appareillage en convertissant les valeurs mesurées sur le coupleur en valeurs équivalentes dans le véritable conduit auditif.

Que signifie RECD?

RECD représente la différence entre l'oreille réelle et le coupleur (abréviation anglaise de «Real Ear to Coupler Difference»). La littérature en donne la définition suivante:

- « Le RECD est le calcul de la différence en dB, pour un même signal, entre les valeurs *in situ* mesurées avec un écouteur intégré et un embout mousse ou standard et les valeurs mesurées sur coupleur de 2cm³ » (Bagatto, 2001).

En connaissant le RECD, il est possible de prédire le niveau de sortie réel d'une aide auditive dans le conduit auditif par une simple mesure sur coupleur de 2cm³. Les valeurs du RECD reflètent les propriétés uniques du conduit auditif d'un sujet et les prennent en compte dans l'appareillage personnalisé.

Le transducteur spécifique doit aussi être pris en compte; nous pouvons ajouter à la définition ci-dessus «... générées par un transducteur délivrant le même signal» ce qui renforce l'idée que le RECD n'est pas seulement une caractéristique de l'oreille individuelle, mais dépend aussi des propriétés électriques et mécaniques de l'aide auditive et du système de mesure utilisé. Les impédances acoustiques de l'écouteur et du coupleur peuvent varier substantiellement (Munro, 2005). En d'autres termes, il y a potentiellement beaucoup de RECD individuels (Butsch et al, 2002).

Comme indiqué précédemment, tous les fabricants d'aides auditives illustrent leurs logiciels d'appareillage avec des courbes mesurées sur coupleur, généralement de 2 cm³. En prenant des courbes cibles comme référence, l'audioprothésiste ajuste le système de telle sorte que la courbe de l'aide auditive (sur coupleur) soit la plus proche possible de la courbe cible de référence. Ces valeurs sont ensuite converties en valeurs sur l'oreille réelle,

en tenant compte soit des RECD saisis manuellement dans le logiciel, soit des RECD moyens. La figure 1 montre pourquoi l'utilisation de valeurs moyennes de RECD n'est pas toujours idéale.

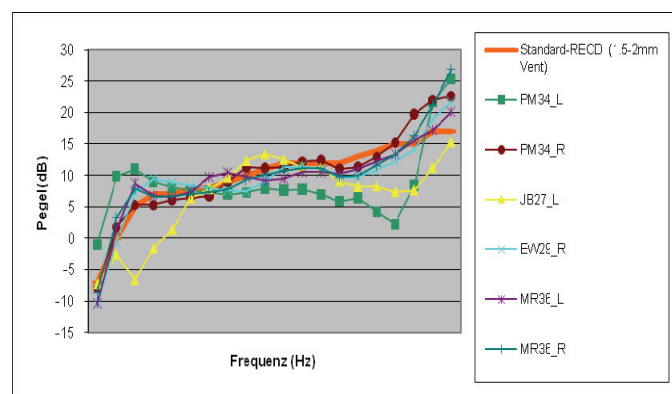


Fig. 1: Différentes courbes individuelles de RECD, comparées à une courbe de RECD moyen, avec un évent de 1,5 – 2 mm

Ces courbes montrent que les valeurs individuelles de RECD peuvent nettement différer d'un sujet à l'autre, de plus de 15 dB à certaines fréquences. L'utilisation des valeurs moyennes de RECD peut donc potentiellement se traduire, dans des cas individuels, par des niveaux de sortie de l'aide auditive nettement inférieurs ou supérieurs aux valeurs souhaitées. Le volume résiduel dans le conduit auditif d'un enfant est beaucoup plus petit que chez un adulte, ce qui augmente le niveau de pression acoustique sur le tympan. En fait, dans les cas de petits conduits auditifs d'enfants ou même d'adultes, il est particulièrement important de connaître les valeurs individuelles avec précision pour pouvoir obtenir les meilleurs réglages. Les valeurs du RECD dépendent aussi de l'évent de l'embout ou de la coque, qui peut avoir une influence notable sur les propriétés acoustiques de l'aide auditive, et par conséquent sur le RECD individuel.

En tenant compte de tous ces facteurs, il apparaît clairement qu'un RECD individuel précis ne peut être obtenu qu'avec l'aide auditive de l'utilisateur, correctement positionnée dans son oreille. Les anciennes méthodes de mesure du RECD, à l'aide d'une sonde de mesure temporairement fixée sur l'aide auditive, ont eu un certains succès, mais prennent aussi beaucoup de temps.

Phonak est le premier fabricant d'aides auditives à avoir développé un algorithme intelligent, intégré au logiciel de programmation, capable d'estimer le RECD individuel, en la déduisant des données de la mesure du seuil de larsen.

Gain maximal

Presque toutes les aides auditives modernes disposent de systèmes anti-larsen sophistiqués. Phonak conseille d'utiliser le test anti-larsen comme partie intégrante du processus prothétique. Ce test permet de mesurer le gain maximal qui peut être délivré à chaque fréquence avant l'apparition du larsen. Nous savons bien, par expérience, que la tendance au larsen augmente quand les fréquences aiguës sont amplifiées. Si nous traçons cette amplification maximale individuelle (ou seuil de larsen individuel) en fonction de la fréquence, elle

suit une courbe qui décroît quand la fréquence augmente. La figure 2 donne un exemple de ce type de courbe. Elle est très intéressante, car elle inclut les paramètres acoustiques de l'embout ou de la coque. Chaque embout/coque et le matériau utilisé ont des propriétés acoustiques différentes et chaque fuite ou modification de la taille de l'évent a une influence sur le gain maximal utilisable à chaque fréquence.

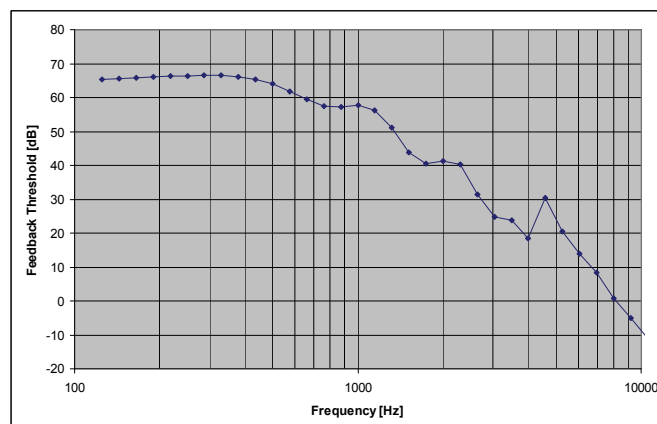


Fig. 2: Exemple de seuil de larsen individuel sur coupleur de 2 cm³, avec un contour d'oreille et un embout ouvert.

Importance de l'évent

Le gain maximal utilisable dépend beaucoup de la taille de l'évent utilisé, ainsi que de l'adaptation physique de l'appareil. L'importance de la fuite acoustique qui se produit varie beaucoup et dépend de la taille et de la forme du conduit auditif et de l'adaptation de l'aide auditive. La taille de l'évent et la «fuite acoustique» déterminent la «masse acoustique». La masse acoustique et le gain maximal possible sont très dépendants l'un de l'autre. La masse acoustique a été analysée en détail pour le développement de l'algorithme Phonak en prenant en considération le nombre impressionnant de 2300 mesures individuelles de RECD et de seuils de larsen. Le gain maximal possible en fonction de la fréquence a été mesuré et utilisé pour déterminer la masse acoustique. La dispersion des résultats obtenus, inévitable quand on réalise des mesures individuelles, a été analysée par des méthodes statistiques et la masse effective de l'évent a été calculée. Nous avons déduit de ces résultats une fonction établissant la relation entre le diamètre effectif de l'évent et le gain maximal possible, comme le montre la figure 3.

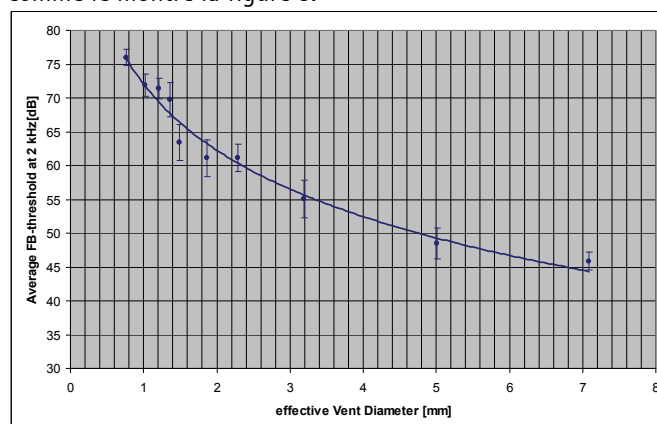


Fig. 3: Gain maximal possible en fonction du diamètre effectif de l'évent, établi sur la base de 2300 mesures individuelles.

La réduction du gain maximal possible correspond à un niveau de pression acoustique s'échappant par l'évent. Ceci affecte aussi la mesure individuelle du RECD.

Nouvelle méthode simple pour estimer le RECD avec précision

La différence entre le gain maximal réalisable et le gain réel obtenu a fourni l'information nécessaire pour déterminer une estimation individuelle plus précise du RECD en utilisant le logiciel d'appareillage Phonak Target. Ceci se fait en deux étapes simples qui font partie intégrante de tout protocole d'adaptation prothétique.

Comme indiqué précédemment, le RECD estimé individuellement dépend de la taille de l'évent. Les différences dues à différents événements sont représentées figure 4.

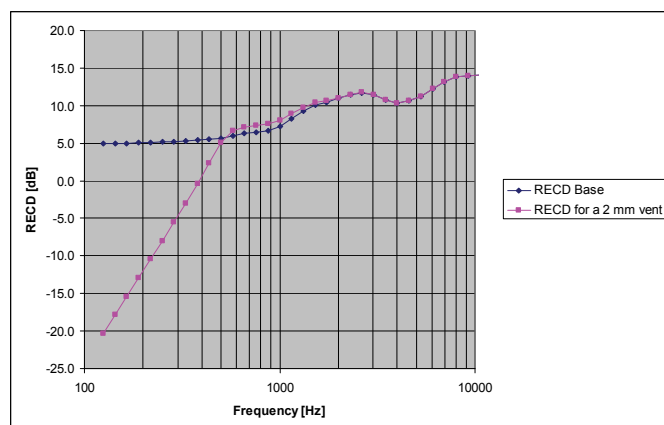


Fig. 4: RECD d'un intra-conduit pour une coque complètement fermée et pour un événement de 2 mm

La première étape du processus est de saisir la taille de l'évent dans le logiciel d'appareillage Phonak Target. Dans les cas d'intra-auriculaires avec Event Acoustiquement Optimisé (AOV), cette information est automatiquement saisie en identifiant l'appareil. Pour les contours d'oreille, une valeur par défaut est sélectionnée par le logiciel Phonak Target. Elle peut être modifiée si nécessaire.

La seconde étape consiste à réaliser le test anti-larsen. L'algorithme de conversion intégré au logiciel d'appareillage Phonak Target calcule automatiquement une estimation personnalisée du RECD du sujet. L'estimation du RECD peut maintenant être utilisée par l'audioprothésiste pour ajuster l'amplification avec plus d'exactitude et de précision. Il est important de noter que, dans le logiciel d'appareillage Phonak Target, l'audioprothésiste a toujours le choix d'accepter ou de refuser la mesure estimée du RECD et d'utiliser comme alternative les mesures manuelles du RECD ou des moyennes.

Résumé

Phonak a développé avec succès une méthode capable de fournir une prédiction très fiable du RECD individuel, en effectuant simplement le test anti-larsen. La plupart des audioprothésistes font ce test par routine et cette opportunité d'intégrer d'autres informations personnalisées dans l'appareillage ne nécessite pas d'étape d'appareillage supplémentaire.

L'audioprothésiste vérifie l'événement actuel et lance le test anti-larsen. Le nouvel algorithme créera automatiquement un calcul initial individuel plus précis, basé sur une estimation plus exacte du RECD.

En conséquence, l'ajustement fin est plus efficace, ce qui se traduit par des réglages personnalisés parfaitement calibrés pour chaque utilisateur individuel dans ses conditions d'écoute spécifiques. La simplicité de cet outil est un avantage supplémentaire. L'audioprothésiste peut travailler avec ses diagrammes familiers et un processus d'ajustement fin qui reste inchangé mais qui devient encore plus précis et efficace qu'auparavant. L'intérêt qui en résulte pour l'audioprothésiste comme pour le patient est une acceptation spontanée plus élevée, dès l'appareillage initial, et moins d'efforts d'ajustements fins.

Bibliographie

Bagatto M P (2001) Optimizing your RECD measurements. Hearing Journal Vol. 54 No. 9:32-36

Stach B A (1997). In: Stach B A Comprehensive Dictionary of Audiology. Williams and Wilkins, Baltimore Md, USA, 174

Munro K, Toal S (2005) Measuring the real-ear to coupler difference transfer function with an insert earphone and a hearing instrument: Are they the same? Ear and Hearing Vol. 26:27-34

Butsch KD, Hockle N, T Scheller RB Johannesson (2002) From Transducer to tympanic membrane: A new acoustic model. Poster presented at annual meeting of the AAA April 2002 Philadelphia