

# Intégration de la RECD dans le processus d'adaptation prothétique

**Kevin Munro**

*Groupe sur la surdité et la communication humaine, Université de Manchester, UK*

## Introduction

Les besoins prothétiques d'un sujet s'estiment normalement à partir des données obtenues lors de son analyse audiométrique. Les corrélations exactes entre les caractéristiques de l'amplification et les données audiométriques s'apprécient plus facilement quand elles sont mesurées au même point de référence (et avec les mêmes unités). Ceci est important quand il faut pouvoir déterminer l'audibilité de la parole et le rapport entre le niveau d'inconfort et le niveau maximal de sortie des appareils. Utiliser le conduit auditif comme point de référence présente l'avantage supplémentaire de prendre en compte l'acoustique des oreilles externes des différents sujets. Une sonde microphonique peut être utilisée pour mesurer directement le niveau de pres-

sion acoustique (SPL= Sound Pressure Level) *in situ*; cependant, chez certaines populations (les nourrissons et les enfants, par exemple) la sonde peut ne pas être tolérée suffisamment longtemps. Une alternative est de déduire (on dit parfois «prédire») le niveau de pression acoustique *in situ* en ajoutant une fonction de transfert mesurée individuellement, à la fois aux données audiométriques et électroacoustiques. La fonction de transfert acoustique en question est connue sous le nom de différence entre l'oreille réelle et le coupleur (RECD = Real-Ear-to-Coupler-Difference). Le but de cet article est d'encourager les audioprothésistes à mesurer la RECD. Il explique comment la RECD mesurée individuellement peut être intégrée dans le processus d'adaptation prothétique. Phonak a développé un outil d'adaptation connu sous le nom de RECDdirect. C'est une procédure en une seule étape qui minimise la durée des mesures de RECD et évite d'utiliser un système de sonde microphonique séparé. Cette méthode de mesure de la RECD utilise le logiciel d'appareillage et les aides auditives Supero. Les résultats d'une étude utilisant la RECDdirect sont également présentés dans cet article.

## Définition de la fonction de transfert acoustique RECD

Bien qu'il n'y ait aucune définition officielle de la fonction de transfert acoustique RECD, on admet généralement que c'est la différence entre les niveaux de pression acoustique (SPL) mesurés dans le conduit auditif occlus et dans le coupleur de  $2 \text{ cm}^3$ . Dans le protocole clinique de mesure de la RECD, le signal est délivré par un écouteur intégré et l'on compare les SPL produits dans l'oreille réelle avec ceux qui sont produits dans un coupleur HA2 de  $2 \text{ cm}^3$ . La différence en décibels entre les deux mesures est la RECD.

## A quoi ressemble une fonction de transfert acoustique RECD?

Si tout était simple, on relèverait les mêmes SPL dans le conduit auditif occlus et dans le coupleur de  $2 \text{ cm}^3$ : la RECD serait nulle à toutes les fréquences. Mais ce n'est pas le cas. Des différences sont observées entre les mesures dans le conduit auditif occlus et dans le coupleur de  $2 \text{ cm}^3$ ; elles sont dues à tout un ensemble de facteurs, dont l'impédance de l'oreille, le volume du conduit auditif et les fuites acoustiques du son amplifié dans le conduit auditif occlus. Il en résulte que les niveaux de pression acoustique (SPL) sont généralement plus élevés dans un conduit auditif occlus que dans un coupleur de  $2 \text{ cm}^3$ . La figure 1 montre par exemple quels sont les SPL produits dans un conduit auditif occlus et dans des coupleurs HA1 et HA2 de  $2 \text{ cm}^3$ .<sup>(1)</sup>

Dans cet exemple, le conduit auditif de l'adulte était fermé à l'aide de son embout personnel sans événement (embout sur mesure) avec environ 45 mm de tube acoustique. Le signal était délivré par un écouteur intégré ER3. La figure montre que le niveau de pression acoustique dans le conduit auditif était plus élevé que dans le coupleur, pour les rai-

sons indiquées ci-dessus. De plus, les SPL mesurés dans les coupleurs s'écartent aux fréquences élevées: ils sont plus faibles dans le coupleur HA1 que dans le coupleur HA2, car il tient compte de l'influence du conduit acoustique de l'embout.

Figure 1

SPL produit dans le conduit auditif occlus d'un adulte (cercles ouverts) comparé aux valeurs sur coupleur de  $2 \text{ cm}^3$  HA1 (cercles gris) et HA2 (cercles noirs). Le signal était délivré par un écouteur intégré ER3 fixé sur un embout personnel.

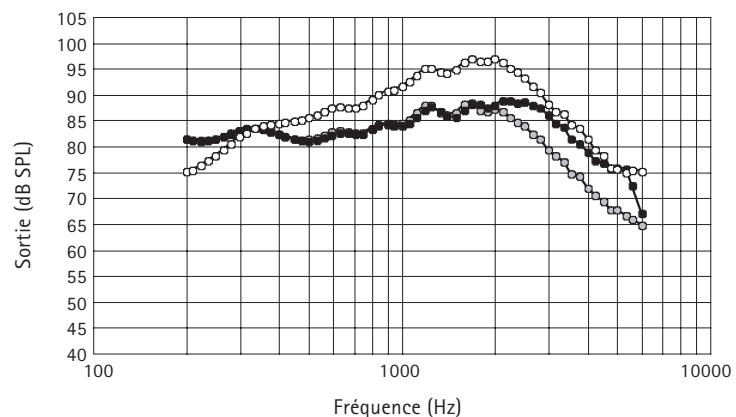
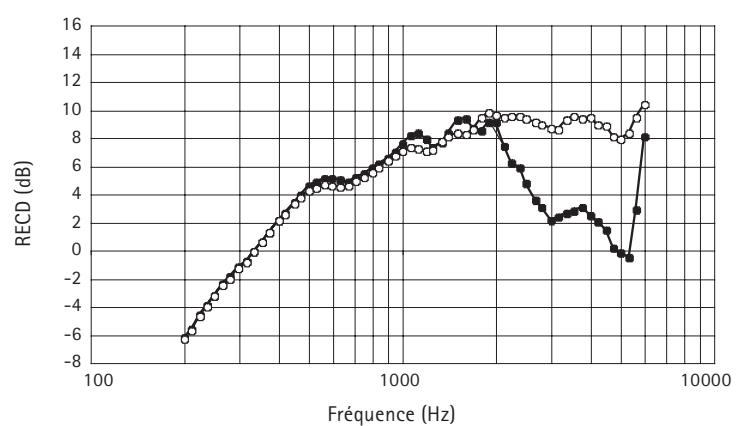


Abbildung 2

RECD obtenues à partir des données de la figure 1. Elles ont été calculées en soustrayant le SPL produit dans le conduit auditif occlus de celui qui est produit dans les coupleurs de  $2 \text{ cm}^3$  HA1 (cercles ouverts) et HA2 (cercles noirs).

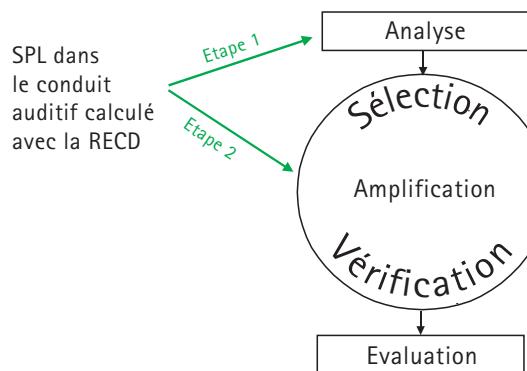


(1) Contrairement au HA1, le HA2 comporte un simulateur d'embout; il n'est donc pas nécessaire d'y fixer l'embout avec de la pâte d'étanchéité.

Les valeurs de RECD obtenues chez ce sujet sont représentées figure 2. Une valeur positive indique que le SPL dans le conduit auditif occlus est supérieur au SPL dans le coupleur. La RECD est plus élevée aux fréquences aiguës car l'impédance acoustique du coupleur de 2 cm<sup>3</sup> diminue plus dans les aigus que celle du conduit auditif occlus; il en résulte de plus grandes différences de SPL entre les deux cavités. L'effet du conduit acoustique de l'embout est éliminé de la RECD quand le SPL est mesuré dans un coupleur HA1. Ceci parce que l'embout est utilisé pour mesurer les niveaux de pression acoustique produits à la fois dans l'oreille et dans le coupleur HA1: l'effet du conduit acoustique est donc éliminé quand on soustrait les deux SPL pour calculer la RECD. L'influence du conduit acoustique est présente quand la RECD est mesurée avec un coupleur HA2 car l'embout n'est utilisé que pour mesurer les SPL dans le conduit auditif, pas dans le coupleur. Il pourrait être mieux approprié de définir cette dernière grandeur comme la différence entre l'oreille réelle avec embout et le coupleur (E-RECD). Cette dernière valeur comprend l'effet de la fuite des graves amplifiés qui s'échappent par l'évent mais ne prend pas en compte l'effet du son entrant directement dans le conduit par l'évent. Ceci sera discuté dans une section ultérieure.

Figure 3

La RECD permet de calculer le SPL dans le conduit auditif à partir des données audiométriques et électroacoustiques.



## Quelle est l'utilité de la fonction de transfert RECD?

Avec des sujets coopératifs, il est généralement possible d'utiliser un système de sonde microphonique pour mesurer directement la pression acoustique dans le conduit auditif: ceci s'appelle «l'audiométrie in situ» et le mesurage des performances de l'aide auditive dans l'oreille réelle. Ces procédures ne sont cependant pas toujours tolérées par les sujets, comme c'est souvent le cas chez les nourrissons et les jeunes enfants. Pour eux, en particulier, il peut être mieux approprié de déterminer les SPL dans le conduit auditif en associant la RECD aux procédures audioprothétiques traditionnelles.

## Intégration de la RECD dans le processus d'appareillage

La RECD peut être intégrée à différentes étapes du processus d'adaptation prothétique comme l'indique la figure 3. La première étape concerne l'analyse audiométrique, lorsque les données ont été collectées à l'aide d'un écouteur intégré. Le seuil auditif en dB HL (Hearing Level) est converti en niveau de pression acoustique dans le canal par un processus en deux temps. Les données évaluées sont d'abord converties de dB HL en dB SPL. Le facteur de conversion est la différence entre le coupleur et la valeur affichée à l'audiomètre, connu sous le nom de «Coupleur to-Dial-Difference» (CDD): il

est proche (mais non identique) aux SPL de référence en fonction de la fréquence utilisés pour la calibration en sons purs des audiомètres. Cette étape est effectuée par le logiciel d'appareillage et ne demande ni mesure ni calcul de la part de l'audioprothésiste. Une fois que les données ont été transformées en dB SPL dans le coupleur, il s'agit de transférer les données du coupleur de  $2 \text{ cm}^3$  dans le conduit auditif. Ceci est réalisé en mesurant la RECD<sup>(2)</sup> et en ajoutant les valeurs correspondantes. Ce processus en deux étapes est illustré figure 4. Les calculs sont généralement réalisés automatiquement dans le logiciel d'adaptation prothétique après que l'audioprothésiste a saisi les données estimées et la RECD.

La seconde étape du processus d'appareillage dans laquelle la RECD s'avère lorsque les performances de l'aide auditive ont été mesurées dans un coupleur de  $2 \text{ cm}^3$ . Là encore, le point de référence peut être transféré du coupleur de  $2 \text{ cm}^3$  au conduit auditif à l'aide de la RECD, comme l'illustre la figure 5. A moins que l'aide auditive soit saturée, les effets de la position du microphone doivent également être pris en compte: ils sont de l'ordre de quelques dB et les valeurs moyennes par défaut sont utilisées par le logiciel d'appareil-

lage. Le SPL dans l'oreille réelle peut ainsi être calculé en ajoutant la RECD aux valeurs sur coupleur de  $2 \text{ cm}^3$ . L'audioprothésiste utilise la méthode de sélection pour choisir les caractéristiques d'amplification de l'aide auditive qui correspondent le mieux aux valeurs cibles. Le processus de contrôle est utilisé pour confirmer qu'il y a une concordance étroite avec la cible quand l'aide auditive est portée par le sujet. En d'autres termes, la sélection et la vérification des caractéristiques d'amplification peuvent avoir lieu dans «l'oreille réelle simulée» comme l'illustre la figure 6. Le même modèle de coupleur de  $2 \text{ cm}^3$  devrait être utilisé pour mesurer les performances de l'aide auditive et la RECD.

Figure 4

Les données audiомétriques (obtenues avec des écouteurs intégrés) sont converties de dB HL en dB SPL en ajoutant la fonction de transfert CDD (Coupler to Dial Difference = différence entre le coupleur et la valeur affichée). Elles sont alors transférées du coupleur dans l'oreille réelle à l'aide de la fonction de transfert RECD. Les valeurs indiquées sont données à titre d'exemple pour illustrer les deux étapes de ce processus.

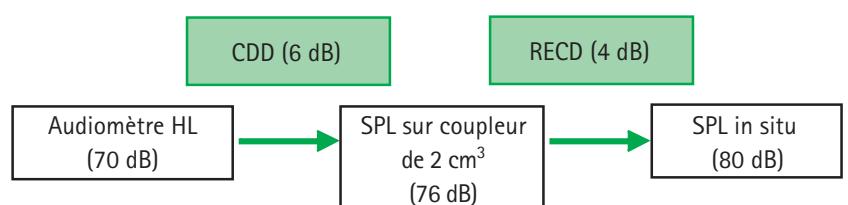
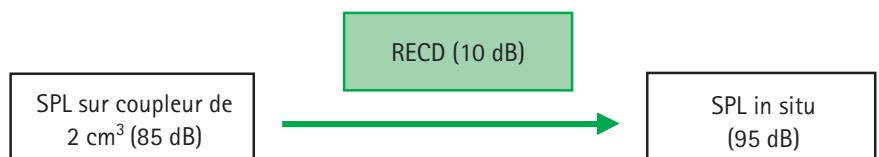


Figure 5

Les données électroacoustiques sont transférées du coupleur dans l'oreille réelle en utilisant la fonction de transfert RECD. Les valeurs indiquées sont données à titre d'exemple.



<sup>(2)</sup> Une autre méthode combine ce processus en deux étapes et ajoute la RECD aux données estimées (Munro et Lazenby, 2001). Cette alternative est utile quand l'audiомtrie est réalisée au casque, car il faudrait disposer des données sur coupleur de  $6 \text{ cm}^3$  (CEI 60318-3) pour la RECD, données qui ne sont généralement pas disponibles dans la pratique audioprothétique.

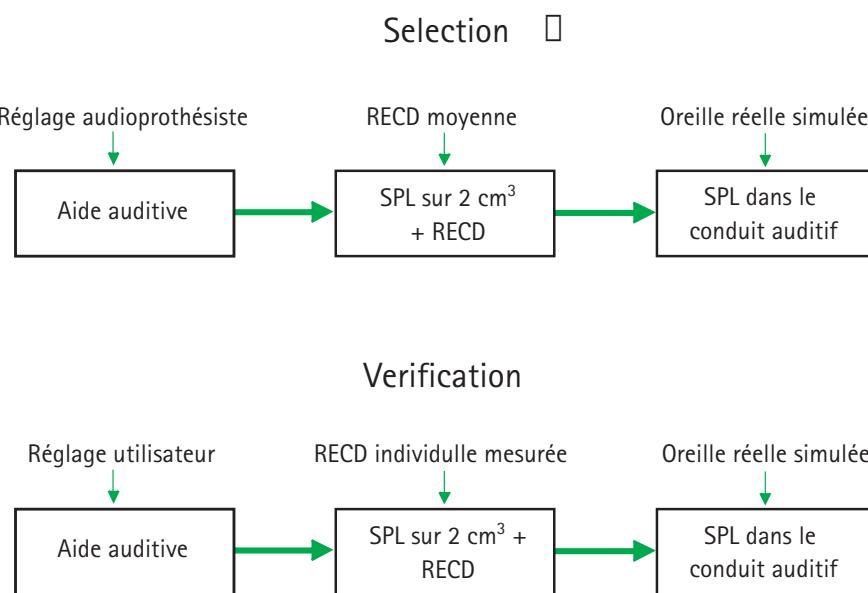
Malgré la similitude entre les processus de sélection et de vérification que montre la figure 6, on note deux différences importantes. Premièrement, la sélection des caractéristiques électroacoustiques est sous le contrôle de l'audioprothésiste. Deuxièmement, à ce stade, il peut ne pas être encore possible de mesurer la RECD individuelle avec l'embout personnel du sujet; des valeurs moyennes en fonction de l'âge sont donc utilisées par le logiciel d'appareillage. La vérification est nécessaire pour s'assurer que l'appareil délivre les SPL appropriés dans le conduit auditif. Les caractéristiques électroacoustiques sont mesurées avec les réglages normaux pour l'utilisateur et nécessitent la RECD mesurée individuellement avec l'embout personnel. La RECD obtenue chez un sujet dépend de

l'embout utilisé pour fermer le conduit auditif. La figure 7 représente les RECD obtenues chez un adulte avec deux modèles d'embouts obturants, un embout mousse jetable (cercles ouverts) et un embout individuel sur mesure (cercles pleins). La différence entre les deux RECD résulte de la différence de fuites acoustiques (fréquences graves), de la profondeur d'insertion de l'embout (fréquences moyennes) et de la longueur du conduit acoustique (fréquences aiguës).

Pour pouvoir utiliser la même RECD pour déduire le SPL in situ à partir des données audiométriques et électroacoustiques, il faut utiliser le même embout; sinon, deux mesures de RECD par oreille seront requises. Lors de l'évaluation audiométrique les observations cliniques indiquent que les nourrissons sont souvent prêts à tolérer des écouteurs intégrés, s'ils sont couplés à leur oreille avec leur embout individuel. En conséquence, une seule mesure de RECD (avec embout individuel) par oreille est imposée au sujet pour déduire les SPL in situ à la fois des données audiométriques et électroacoustiques. Une description détaillée de la façon d'utiliser la RECD pour convertir les données audiométriques et électroacoustiques en SPL in situ est proposée par Revit (1997), Munro et Lazenby (2001) et Scollie et Seewald (2002).

Figure 6

Sélection et vérification des caractéristiques d'amplification avec un coupleur de  $2 \text{ cm}^3$  et la RECD pour simuler l'oreille réelle.



## Quelle est l'intérêt de prendre le conduit auditif comme point de référence?

Deux raisons au moins expliquent pourquoi il est préférable de convertir toutes les variables en SPL au niveau du conduit auditif. La première est la corrélation entre les variables et la seconde est liée à la dispersion inter sujet de la taille et de l'acoustique du conduit auditif.

### Corrélation entre les variables

La corrélation précise entre les données estimées et les caractéristiques d'amplification ne peut vraiment s'apprécier que si ces mesures sont faites au même point de référence. C'est l'une des clefs du concept de la méthode d'appareillage pour enfant DSL (Desired Sensation Level) (Seewald, 1995). Les données peuvent alors être affichées sur un graphique unique appelé «SPLogram» comme le montre la figure 8. Cette figure révèle clairement que ce sujet ne peut pas entendre la parole conversationnelle moyenne sans amplification. La parole amplifiée, quant à elle, est audible et située au milieu de sa gamme dynamique. De même, le niveau maximal de sortie de l'aide auditive a été réglé très près du niveau d'inconfort du sujet. Des approches similaires peuvent maintenant être mises en place avec d'autres procédures prescriptives d'appareillage, comme dans le logiciel d'adaptation NL1 du National Acoustic Laboratory, où le graphique s'appelle un «speech-o-gram» (Dillon, 1999). Traditionnellement, la plupart des audioprothésistes ont utilisé des mesures de gain d'insertion in situ (REIG) et celles-ci peuvent être calculées à partir des données présentées figure 8 en soustrayant le spectre vocal appareillé du spectre vocal oreille nue. Ce n'est cependant pas aussi intéressant, car on n'en tire aucune information, ni sur l'audibilité de la parole, ni sur la relation entre les niveaux d'inconfort et le MPO (et cela suppose la mesure de deux réponses in situ).

Figure 7

RECD obtenue chez un sujet adulte en soustrayant le SPL produit dans son conduit auditif occlus du SPL sur coupleur HA2 de  $2\text{m}^3$ . Le conduit auditif était obturé à l'aide d'un embout jetable en mousse (cercles ouverts) et d'un embout individuel (cercles noirs). Le signal était délivré par un écouteur ER3.

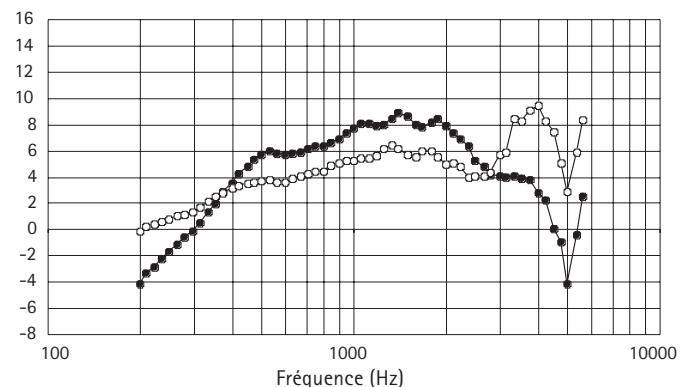
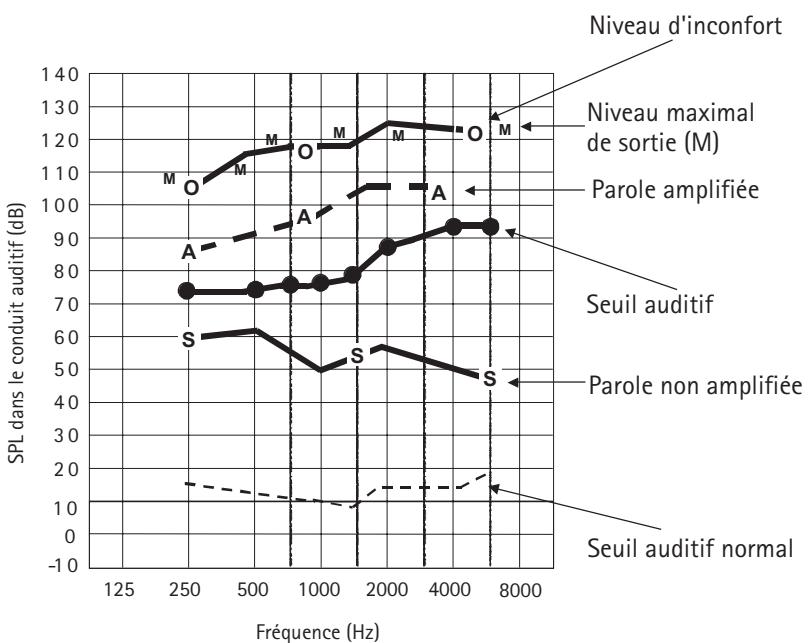


Figure 8

Exemple de SPLogramme d'une oreille d'un malentendant. Le seuil auditif normal est représenté par la ligne pointillée fine. Le champ dynamique du sujet est la zone comprise entre le seuil auditif (cercles pleins) et le niveau d'inconfort (cercles ouverts). La parole non amplifiée (S) est inaudible pour le sujet. La parole amplifiée (A) est audible car elle est située approximativement au milieu de son champ dynamique résiduel. Le niveau maximal de sortie de l'aide auditive (M) a été réglé de telle sorte qu'il soit à peu près au même niveau que le niveau d'inconfort du sujet.



### *Variations de la taille des conduits auditifs*

La seconde raison pour utiliser l'oreille réelle comme point de référence est de pouvoir s'affranchir des écarts de dimensions entre les conduits auditifs des sujets. Les conséquences des différences dimensionnelles et acoustiques des conduits auditifs sur des données audiомétriques ont été présentées par Seewald et Scollie (1999), Ching et Dillon (2003) et Marcoux et Hansen (2003). Les transducteurs utilisés en audiомétrie, tels que le casque audiомétrique et l'écouteur intégré, sont basés sur des valeurs de calibrage qui visent à obtenir un seuil de 0 dB HL chez l'adulte bien entendant. Ce ne sera cependant pas le cas chez les nourrissons ou les enfants dont les conduits auditifs externes sont plus petits que ceux de l'adulte «moyen». Pour la même valeur affichée sur l'audiомètre, le SPL produit par un écouteur intégré dans le conduit auditif d'un enfant sera plus élevé que celui qui est produit dans le conduit auditif d'un adulte (Seewald et Scollie, 1999). En conséquence, la perte auditive paraîtra moins importante que chez l'adulte. Cependant, quand l'enfant grandit, le volume de son conduit auditif augmente et il faudra afficher des valeurs audiомétriques plus élevées pour atteindre la même valeur SPL au niveau du tympan. Par conséquent, l'enfant semblera avoir une perte auditive progressive. En d'autres termes, les valeurs affichées sur l'audiомètre ne reflètent pas avec

précision les seuils auditifs de sujets dont la taille du conduit auditif diffère de celle d'un adulte. Cette grande variabilité inter sujet des propriétés acoustiques de l'oreille externe ne se limite pas aux nourrissons et aux jeunes enfants. Saunders et Morgan (2003) indiquent par exemple que la distribution des SPL au niveau du tympan, pour un niveau fixe délivré par l'audiомètre à 1 kHz, était de 40 dB dans un groupe de 1814 adultes. Ceci montre qu'il est inexact de considérer qu'un signal HL donné délivrera la même pression acoustique dans les conduits auditifs de toutes les oreilles. Le problème peut être contourné en choisissant le conduit auditif comme point de référence des mesures de SPL, car le seuil auditif sera alors indépendant du transducteur audiомétrique et de l'acoustique de l'oreille externe. Dans une étude de cas d'un enfant malentendant de 8 mois, Moodie et al. (2000) ont montré que le seuil auditif pouvait être jusqu'à 18 dB plus élevé en utilisant la RECD de l'enfant au lieu des valeurs moyennes des adultes pour calculer le SPL dans le conduit auditif.

Certains auteurs (Ching et Dillon, 2003; Marcoux et Hansen, 2003, par exemple) affirment qu'il est préférable d'utiliser un audiogramme tonal standard (corrigé de la différence entre l'acoustique du conduit auditif d'un enfant et celle d'un adulte) plutôt que le SPLogramme,

car c'est un format plus familier aux audioprothésistes et qui leur permet aussi de comparer directement les données audiométriques d'un enfant avec celles d'un adulte bien entendant. Ceci est facilement réalisé avec le logiciel d'appareillage et s'appelle «Valeurs HL calculées» (HLp = predicted HL) par Seewald et al. (1993) et «niveau d'audition équivalent d'un adulte» (HLae = equivalent adult hearing level) par Dillon (2001). Les données HL sont ainsi corrigées des différences entre les RECD de l'enfant et de l'adulte (voir figure 9). En pratique, certains audioprothésistes utilisent les deux approches: l'audiogramme tonal corrigé est utilisé pour comparer l'audition des sujets à la ligne de référence 0 dB HL, mais le SPLogramme est utilisé pour sélectionner et vérifier les caractéristiques d'amplification.

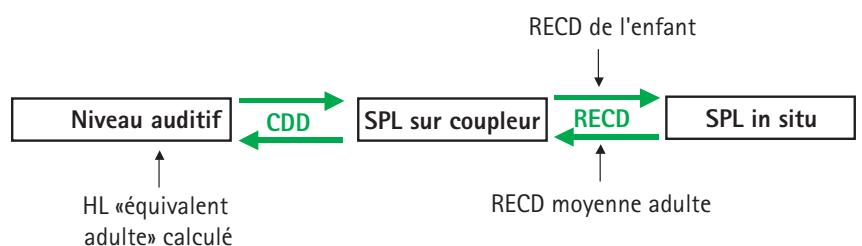
Les dispersions de taille des conduits auditifs ont également des conséquences audioprothétiques. Le signal amplifié délivré dans le petit conduit auditif d'un enfant aura un niveau plus élevé que dans le conduit auditif d'un adulte. Il est donc nécessaire de mesurer ou de déterminer les performances d'une aide auditive dans le conduit auditif de l'enfant.

### Une pathologie de l'oreille moyenne affecte-t-elle le SPL dans le conduit auditif?

Un drain ou une perforation du tympan augmentent le volume effectif du conduit auditif et il en résulte une réduction de l'impédance acoustique. La sortie d'un audiomètre ou d'une aide auditive devra alors être plus élevée pour que le SPL dans le conduit soit équivalent à celui que l'on obtenait dans l'oreille sans drain (ou sans perforation). Cela correspond à une réduction de la RECD (car la composante d'oreille réelle de la RECD sera réduite). Par exemple, si un drain réduit le SPL dans le conduit de 10 dB, le cadran de l'audiomètre devra afficher 10 dB de plus (et la RECD sera réduite de la même quantité). L'effet inverse se produit en cas d'écoulement de l'oreille moyenne bien que la conséquence sur le SPL dans le conduit auditif soit beaucoup plus faible. Une série d'études de Martin et al. (1996, 1997, 2001) a confirmé l'effet d'une pathologie de l'oreille moyenne sur la RECD. Une fois encore, le problème peut être contourné si la RECD du sujet est utilisée pour déterminer le SPL *in situ*. Une discussion détaillée de l'influence de l'impédance sur le SPL dans le conduit auditif est proposée par de Jonge (1996) et Voss et al. (2000).

Figure 9

Elimination des erreurs dues à l'acoustique du conduit auditif. Ceci peut être réalisé en exprimant les données audiométriques en valeurs SPL dans le conduit auditif ou en calculant le niveau auditif équivalent d'un adulte. La première méthode est appliquée à l'aide de la RECD du sujet alors que la seconde utilise la RECD moyenne d'un adulte.



## Est-il nécessaire de mesurer la RECD de chaque sujet?

De nombreuses études ont montré à quel point les propriétés acoustiques du conduit auditif pouvaient changer pendant les premières années de la vie. Quand l'enfant grandit, le volume du conduit auditif augmente et la RECD diminue, en particulier dans les aiguës. La figure 10 représente les RECD typiques d'un enfant et d'un adulte. La différence dépasse 10 dB à 3 kHz. On sait aussi que les RECD varient beaucoup d'un individu à l'autre dans une même classe d'âge (Feigin et al., 1989; Bagatto et al., 2002) et la différence réelle pour un enfant donné peut donc être considérablement plus importante. Bagatto et al. (2002) ont mesuré les RECD de 392 sujets, dont les âges allaient de 1 mois à 16 ans, en obturant le conduit auditif avec un embout personnel et avec une sonde tympanométrique. La figure 11 montre les valeurs de RECD obtenues à 4 kHz en utilisant la sonde tympanométrique. Les plus grandes RECD ont été mesurées à l'âge de 1 mois. Il est cependant difficile de prévoir quelle sera la RECD pour une oreille donnée en raison de l'importante variabilité inter sujet; la gamme de variation est, par exemple, de 15 dB à l'âge de 1 mois et de plus de 25 dB sur les deux premières années de la vie. Pour cette raison, il est conseillé de mesurer la RECD de chaque enfant. Si la mesure ne peut pas être réalisée, il sera alors nécessaire de s'appuyer sur les valeurs moyennes en fonction de l'âge.

Figure 10

RECD typique d'un nourrisson (cercles ouverts) et d'un adulte (cercles pleins). Données extraites de Bogatto et al. (2002; nourrisson) et Munro et Davis (2003; adulte).

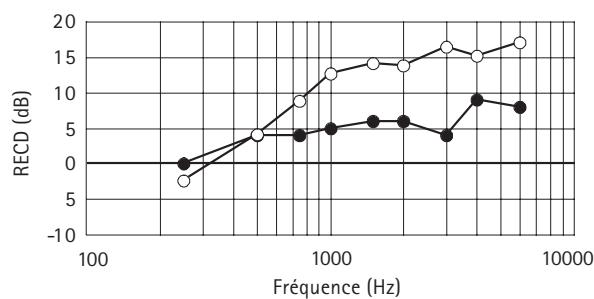
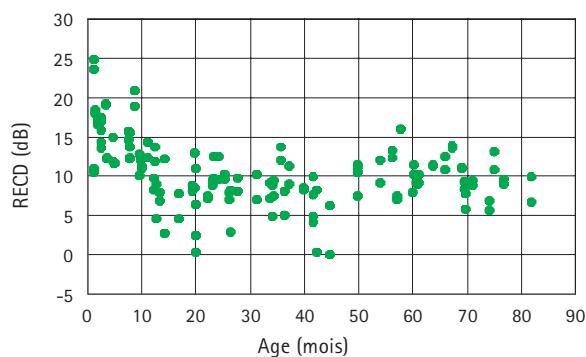


Figure 11

RECD à 4 kHz en fonction de l'âge. Les RECD ont été mesurées avec un écouteur intégré et une sonde tympanométrique (selon Bogatto et al., 2002).



## Doit-on mesurer la RECD de chaque oreille?

Certains sujets peuvent être si peu coopératifs qu'on ne peut obtenir la RECD que d'une seule des deux oreilles. Est-il important de mesurer les deux oreilles? Munro et Buttfield (2004) ont comparé les RECD des oreilles droites et gauches d'un groupe de sujets adultes dont les conduits auditifs étaient exempts de cérumen et dont l'oreille moyenne était normale d'après les mesures de tympanométrie. Dans la gamme de fréquence de 0.5 à 4 kHz, la différence était inférieure ou égale à 3 dB pour la plupart des sujets (voir figure 12). Ceci laisse à penser qu'il n'est peut être pas toujours nécessaire de mesurer une RECD dans chaque oreille, si le sujet est peu coopératif. Ceci est conforme aux résultats de Tharpe et al. (2001) qui ont montré que la différence test-retest sur la même oreille est du même ordre de grandeur que la différence entre les oreilles droites et gauches.

## La mesure de RECD doit-elle être souvent répétée?

La RECD peut évoluer dans le temps pour deux raisons:

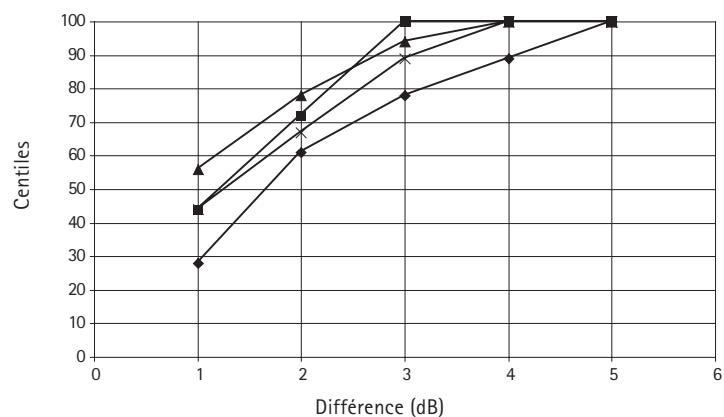
- les dimensions du conduit auditif augmentent avec l'âge; et
- l'adaptation de l'embout personnel change dans le temps

Les données de Bagatto et al. (2002) montrent que c'est pendant les deux premières années de la vie que la RECD change le plus. Ceci laisse à penser que la RECD devrait être mesurée fréquemment pendant cette période de la vie. Aucune étude ne s'est spécifiquement préoccupée de la fréquence des mesures. De façon idéale, la RECD devrait être

mesurée à chaque fois que l'embout individuel est remplacé, bien que l'on reconnaisse que cela puisse ne pas être toujours possible. L'expérience montre qu'il peut être suffisant de mesurer la RECD à trois mois d'intervalle jusqu'à l'âge de deux ans, puis à six mois d'intervalle jusqu'à l'âge de cinq ans.

Figure 12

Distribution cumulative des différences de RECD mesurées avec des embouts personnels sur les oreilles droites gauches des sujets, à 0.5 (losanges), 1 (carré), 2 (triangle) et 4 kHz (croix) (selon Munro et Buttfield, 2004).



## La mesure de RECD est-elle fidèle?

De nombreuses études ont montré que la différence test-retest chez les adultes est très faible et acceptable au plan clinique. Munro et Davis (2003) ont par exemple mesuré la différence test-retest dans un groupe de 16 adultes coopératifs et indiqué que la moyenne des différences était proche de 0 avec un écart type inférieur à 1 dB.

Sinclair et al. (1996) ont mené une des rares études qui ont analysé la variabilité test-retest chez les enfants. Ils ont étudié 90 enfants (de la naissance à 7 ans) et 10 adultes. La différence moyenne test-retest était inférieure à 2 dB, quels que soient l'âge du sujet et la fréquence d'essai. Les écarts de valeurs par sujet n'ont pas été indiqués, mais les indices de fiabilité étaient tous positifs, compris entre 0.70 et 0.91 selon les groupes d'âge. Cette étude suggère donc que, entre les mains d'audioprothésistes expérimentés, la mesure de RECD est très fidèle. Un résultat moins favorable a cependant été publié par Tharpe et al. (2001), qui ont mesuré les différences test-retest à différents intervalles tout au long de la première année de vie d'un groupe de 22 enfants. La différence moyenne test-retest était inférieure à 1 dB, mais l'écart type était toutefois de 2 dB de 0 à 6 mois et de 4 dB de 7 à 12 mois. Ces valeurs sont comparables à celles qu'ont publiées Westwood et Bamford (1995) qui ont mesuré les différences test-retest des réponses in situ appareillées chez 33 enfants de moins de 12 mois. Tharpe et al. ont réalisé les mesures à chaque visite, quel que soit l'état de l'enfant; il se peut donc qu'il eût été parfois plus opportun de s'appuyer sur les valeurs moyennes par défaut en fonction de l'âge. C'est un domaine qui demande d'autres investigations, en particulier en raison de la croissance rapide du dépistage des nourrissons et des programmes d'intervention précoce.

## L'emploi de la RECD est-il valable pour calculer le SPL in situ?

Un certain nombre d'études a utilisé la RECD pour calculer le SPL in situ à partir des données audiométriques. Munro et Davis (2003) ont comparé la pression acoustique in situ mesurée et calculée à partir de la sortie d'un audiomètre chez 16 sujets adultes. La RECD était mesurée dans des coupleurs HA1 et HA2 de 2 cm<sup>3</sup> avec différents écouteurs intégrés et configurations d'embout. La différence moyenne entre les SPL in situ mesurés et calculés était inférieure à 1 dB et a individuellement rarement dépassé 3 dB. Des résultats semblables ont été publiés par Scollie et al. (1998).

Un certain nombre d'études a utilisé la RECD pour déterminer le SPL in situ à partir des données électroacoustiques. Munro et Hatton (2000) ont comparé les SPL in situ mesurés et calculés à partir du niveau de sortie des aides auditives chez 24 sujets adultes. Les RECD étaient mesurées en fermant le conduit auditif avec 3 configurations d'embout: embout personnel, embout mousse jetable et sonde tympanométrique. De plus, le signal d'essai était présenté au moyen d'un écouteur intégré ainsi que par un haut-parleur en champ libre. En utilisant l'embout personnel du sujet, la différence moyenne entre les réponses in situ avec appareil, mesurées et calculées était proche de 1 dB et dépassait rarement 5 dB pour l'ensemble des sujets. Des résultats semblables ont été publiés par Seewald et al. (1999) qui ont déterminé les réponses appareillées in situ et les niveaux de saturation in situ à partir des RECD.

Le signal traité par une aide auditive a normalement un SPL dans le conduit plus élevé que celui des signaux pénétrant dans l'oreille directement par l'évent de l'embout. Ce n'est cependant pas toujours le cas et la procédure

RECD peut conduire à des résultats erronés. Hoover et al. (2000) ont montré que ce scénario se produisait quand les aides auditives procuraient très peu de gain et que la RECD était négative. Ceci peut être le cas, par exemple, si le sujet a de bons restes auditifs dans les graves et un embout ouvert. Le niveau de pression acoustique calculé dans le conduit peut sous-estimer la pression acoustique réelle.

A l'exception de la situation relativement rare décrite par Hoover et al. (2000) ces études ont montré que, si la RECD est mesurée avec soin, les SPL in situ calculés s'écartent peu des valeurs mesurées directement dans le conduit à l'aide d'audiomètres ou de mesures in situ.

### Conseils pour mesurer la RECD

L'importance d'intégrer la RECD dans la routine audioprothétique a été reconnue depuis de nombreuses années. L'accent mis sur les interventions précoces dans les cas de surdités infantiles permanentes souligne aussi qu'il est plus important que jamais de prendre en compte les différences acoustiques de l'oreille externe.

Il y a plus de 15 ans que Feigin et al. (1989) ont mis en évidence que la RECD d'un enfant s'éloignait significativement de celle d'un adulte et il y a plus de 10 ans que Moodie et al. (1994) ont décrit une méthode clinique simple pour mesurer la RECD. Sa mise en place dans la pratique audioprothétique a cependant été assez lente. Une enquête sur les pratiques courantes dans les «bons services pédiatriques», a montré que les pourcentages de ceux qui réalisaient des mesures de routine des RECD étaient de 20% et 40% en Grande Bretagne et aux Etats Unis respectivement (Bamford et al., 2002).

Le plus difficile dans la méthode de mesure des RECD est probablement le positionnement de la sonde dans le conduit auditif. Si la sonde dépasse de plus de 5 mm l'extrémité de l'embout, les mesures seront correctes à toutes les fréquences jusqu'à 2000 Hz. Mais si l'audioprothésiste s'intéresse aux fréquences allant jusqu'à 6 kHz, alors l'extrémité de la sonde doit être placée à moins de 5 mm du tympan.

Tharpe et al. (2001) ont étudié de nombreuses considérations pratiques quant à la mesure des RECD des nourrissons. L'une d'elles était le positionnement de la sonde dans le conduit auditif. L'étude a comparé une profondeur d'insertion constante de la sonde à une méthode basée sur l'acoustique (insertion de l'extrémité de la sonde au-delà du nœud des ondes stationnaires à 6 kHz). Les résultats ont montré qu'il y avait peu à gagner à utiliser la méthode d'insertion acoustique, plus longue à mettre en place.

Certains systèmes de mesure in situ utilisent le microphone standard des coupleurs pour mesurer les SPL sur coupleur et les sondes microphoniques pour mesurer les SPL dans l'oreille réelle. Comme ils utilisent deux microphones différents, il est important que ceux-ci soient correctement calibrés l'un par rapport à l'autre. Ching et Dillon (2003) ont donné des indications pratiques quant à la façon de vérifier le calibrage relatif de ces microphones.

Bagatto (2001) a publié quelques conseils pour optimiser les mesures de RECD. Son article traite de différents thèmes liés aux procédures de mesure, tels que la profondeur d'insertion correcte de la sonde. Il contient également un chapitre utile sur la façon de résoudre des problèmes.

## Reste-t-il des questions sans réponse?

Le protocole clinique de mesure des RECD suppose que les valeurs obtenues avec l'écouteur intégré puissent s'appliquer aux mesures sur coupleur de l'aide auditive. Munro et Salisbury (2002) ont cependant montré que la RECD dépend dans une certaine mesure du transducteur utilisé: dans certaines conditions d'essai, les valeurs de RECD relevées avec deux modèles d'écouteurs intégrés étaient différentes. Munro et Toal (2004) ont comparé les RECD moyennes mesurées avec l'écouteur intégré ER3 et plusieurs modèles d'aides auditives. Là encore, ils ont trouvé certaines situations d'essai dans lesquelles les RECD obtenues avec l'écouteur intégré différaient de celles que l'on obtenait avec une aide auditive. La figure 13 représente les RECD moyennes mesurées avec un écouteur intégré et deux modèles de contours d'oreille (CdO). Les courbes du haut montrent les résultats sur coupleur HA1 de 2 cm<sup>3</sup> et celles du bas les résultats coupleur HA2 de 2 cm<sup>3</sup>. Les RECD moyennes sont certes semblables pour ces trois transducteurs, mais elles ne sont pas identiques. Les différences sont plus marquées dans les médiums quand la RECD est mesurée sur un coupleur HA2 de 2 cm<sup>3</sup>. Comme l'impédance acoustique d'un écouteur intégré peut être différente de celle d'une

aide auditive, la RECD mesurée avec l'écouteur intégré peut ne pas être toujours représentative des différences de performances des aides auditives mesurées in situ et sur coupleur de 2 cm<sup>3</sup>. Du fait que l'un des buts de la RECD est de pouvoir convertir les données SPL de l'aide auditive sur coupleur de 2 cm<sup>3</sup> en SPL in situ, une solution pourrait être de relever la RECD avec l'aide auditive elle-même. C'était encore récemment difficile dans la pratique quotidienne, car la méthode s'appuyait sur des mesures en champs libre, dépendantes de la position du microphone de référence de la sonde et influencées par les mouvements de l'enfant en cours de mesure. Ces problèmes pourraient être contournés si les mesures en champs libre n'étaient plus nécessaires.

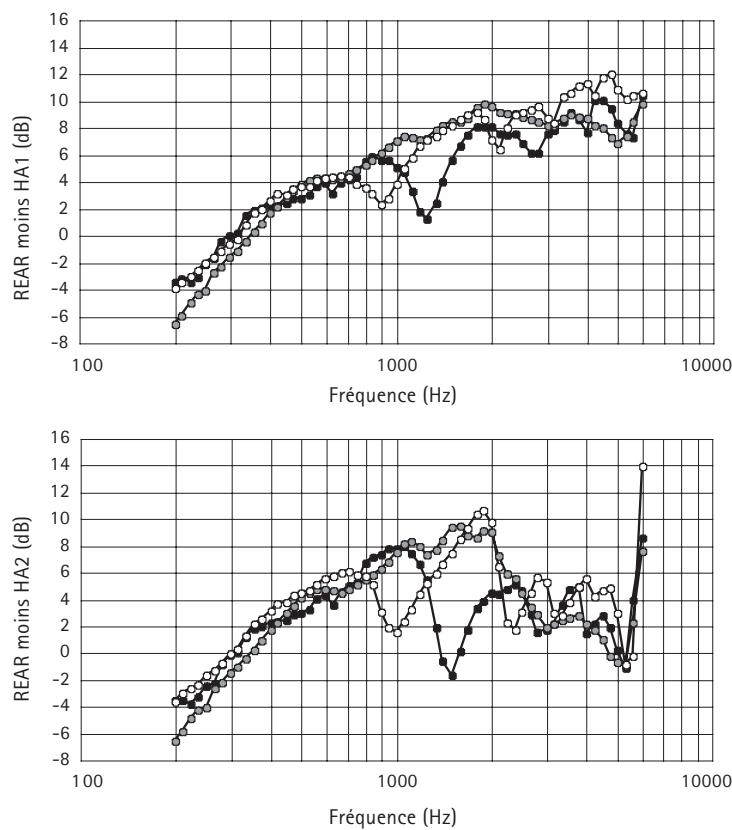
## Un pas en avant

Phonak a développé l'outil d'appareillage RECDdirect pour les systèmes auditifs Supero. L'objectif du RECDdirect est de proposer une méthode de mesure rationalisée, en une étape, minimisant ainsi à la fois la durée de la mesure et le besoin d'équipements supplémentaires. Le logiciel d'appareillage est utilisé pour produire un bruit large bande délivré dans l'oreille par l'aide auditive. Le SPL dans

le conduit auditif est mesuré à l'aide d'une sonde directement connectée à l'aide auditive (à peu près comme on y fixe un sabot d'entrée audio directe). L'écouteur intégré et la sonde microphonique séparés ne sont ainsi plus nécessaires. La courbe de réponse de Supero sur le coupleur, sauvegardée dans le logiciel d'appareillage, est automatiquement soustraite des SPL dans le conduit pour déterminer la RECD. La mesure de la RECD individuelle est ainsi plus rapide et moins contraignante.

**Figure 13**

RECD moyennes mesurées avec un écouteur intégré ER3 (cercles gris) et deux modèles de contours d'oreille. La RECD a été mesurée avec un coupleur de HA1 de  $2 \text{ cm}^3$  (courbes du haut) et un coupleur HA2 de  $2 \text{ cm}^3$  (courbes du bas). D'après Munro et Toal (2004).



## La méthode RECDdirect est-elle valide?

Pour que la méthode RECDdirect soit valide, elle doit permettre d'adapter une aide auditive très près des cibles prescriptives *in situ*. Une étude a été entreprise par Munro et Toal (2004a, 2004b, en cours) pour analyser dans quelle mesure le «quick-fit» initial (pré-appareillage) effectué avec les aides auditives Supero et le RECDdirect s'écartait des cibles DSL [i/o] pour la parole conversationnelle moyenne. Les réglages du quick-fit initial ont été obtenus à partir de trois valeurs différentes de RECD:

1. Valeurs par défaut moyennes du PFG 8.2 pour des adultes utilisant un embout fermé
2. Mesure de la RECD individuelle par la méthode de mesure clinique conventionnelle avec un écouteur intégré
3. Mesure individuelle de la RECD à l'aide du RECDdirect

Un embout obturant a été fabriqué pour une des oreilles de 21 sujets adultes. Ces sujets ont été appareillés avec un contour d'oreille Supero 412 à traitement linéaire du signal, réglé selon les cibles DSL pour une perte auditive horizontale de 50 dB HL. Le sélecteur de programme, le réducteur de bruit et le réglage de gain ont tous été inactivés. Pour les mesures individuelles de RECD, une nouvelle sonde a été calibrée et insérée 30 mm au-delà du tragus de chaque sujet.

Un système de mesure *in situ* Audioscan RM500 a été utilisé pour vérifier comment chacun des appareillages s'adaptait aux cibles DSL pour la parole amplifiée. La réponse appareillée dans l'oreille réelle (REAR = Real-Ear-Aided-Response) a été mesurée avec un son pur à pondération vocale. Le microphone de référence était positionné à côté du microphone de l'aide auditive pendant les mesures. Le relevé de la REAR a été répété pour s'assu-

rer qu'il était très proche ( $< 1$  dB) de la première réponse appareillée. Les données ont été exportées dans un tableau Excel avec le logiciel xdata32 qui peut fournir des informations par intervalles de 1/12 d'octave. Les RECD moyennes obtenues sont représentées figure 14. Les résultats sont très voisins, sauf à 2 kHz. La différence à 2 kHz correspond aux effets liés aux transducteurs, signalés par Munro et Salisbury (2002) et Munro et Toal (2004a, 2004b, en cours).

La figure 15 permet de comparer les cibles DSL et la moyenne des réponses in situ<sup>3</sup>. La différence médiane est faible dans toutes les conditions, et en particulier quand la RECD a été mesurée individuellement (écouteur intégré ou RECDdirect).

L'adaptation aux cibles DSL a été examinée pour chaque sujet individuel. La bande des

Figure 14

RECD moyennes mesurées à l'aide du RECDdirect (cercles pleins) et d'un écouteur intégré (cercles ouverts).

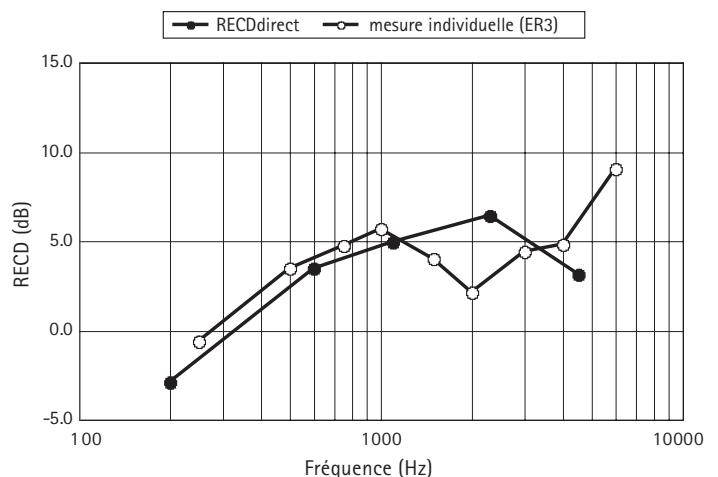
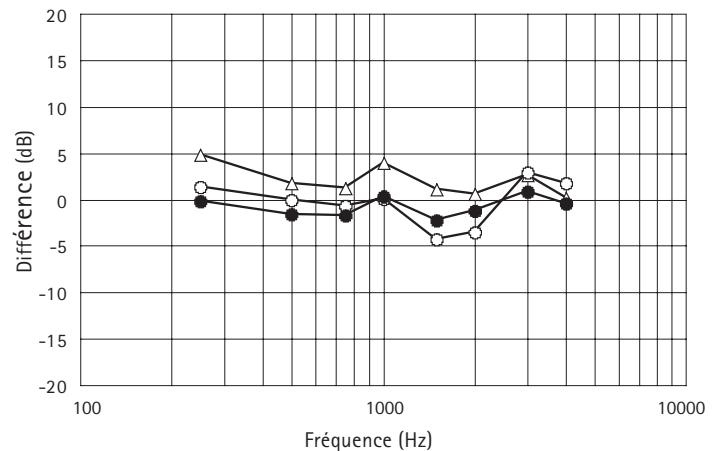


Figure 15

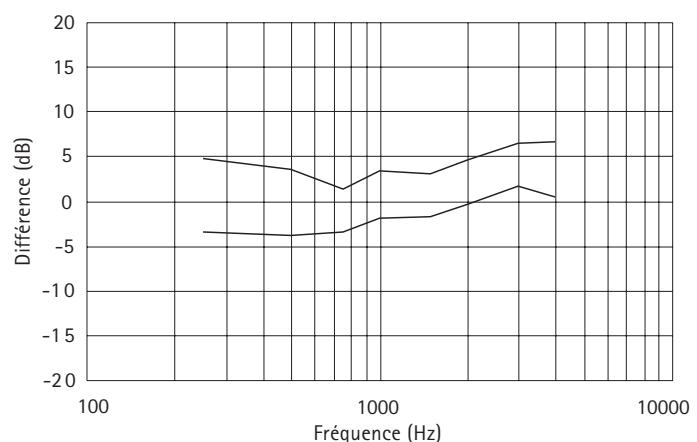
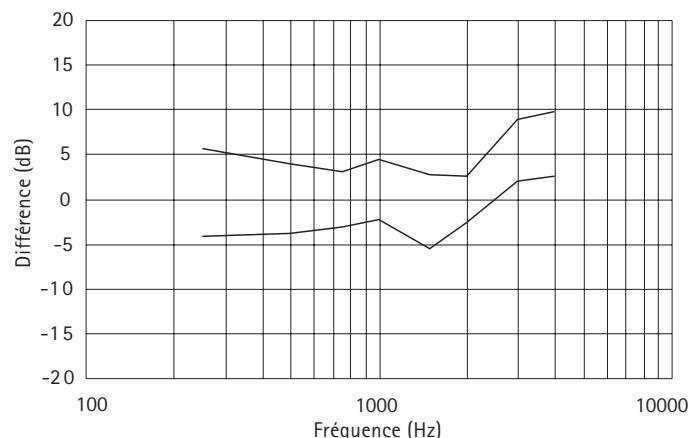
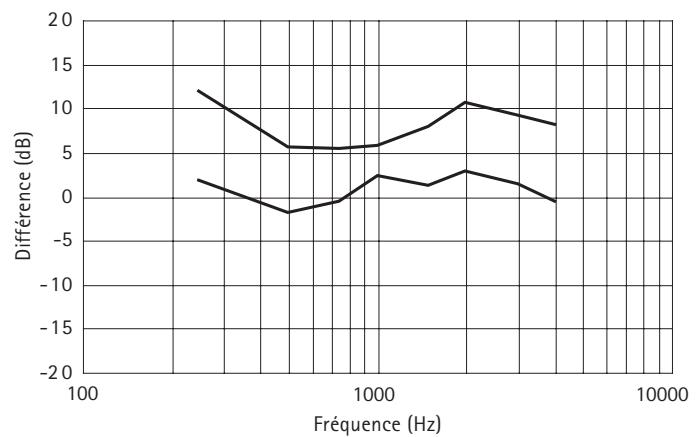
Différence médiane entre les cibles DSL et les réponses mesurées in situ pour les valeurs par défaut de RECD (triangles ouverts), les RECD mesurées avec l'écouteur intégré (cercles ouverts) et avec le RECDdirect (cercles pleins).



<sup>3</sup>Afin que la comparaison avec les valeurs des cibles DSL soit valide, une correction pour l'effet de la position du microphone a été ajoutée à la réponse mesurée dans l'oreille réelle, car le microphone de référence était placé à proximité de l'aide auditive pendant la mesure.

**Figure 16**

Bande des 95% pour les données de la figure 15 avec la RECD par défaut (courbes du haut), l'écouteur intégré (courbes du milieu) et le RECDdirect (courbes du bas).



95% est représentée figure 16. L'écart avec la cible DSL était presque toujours dans les 5 dB, quelle qu'aient été les RECD utilisées dans les calculs préliminaires. Cependant, la meilleure concordance avec les cibles DSL (en moyenne comme pour chaque sujet individuel) était obtenue en calculant les réglages préliminaires à l'aide de données mesurées. Ces résultats suggèrent que l'outil d'appareillage RECDdirect est une procédure valide pour prédéterminer les réglages des aides auditives. Les SPL in situ obtenus peuvent être vérifiés de la manière habituelle en ajoutant les valeurs RECD ( relevées avec le RECDdirect) aux réponses sur coupleur de 2 cm<sup>3</sup> de l'aide auditive. Mais, malgré le succès du RECDdirect dans la méthode d'appareillage présentée ici, cet outil ne remplace pas la mesure de la RECD avec un écouteur intégré si l'on veut calculer les niveaux de pression acoustique in situ à partir des données audiométriques.

## Conclusions

L'acoustique de l'oreille externe est nettement différente chez les nourrissons et chez les adultes, et même d'un nourrisson à l'autre. Ces différences ont des conséquences importantes pour les analyses audiométriques et les appareillages. La solution est d'intégrer les mesures de RECD dans les processus d'analyse audiométrique et d'appareillage des nourrissons et des enfants. Une méthode simple et efficace de mesurer la RECD est disponible depuis de nombreuses années. Son intégration dans la routine clinique a cependant été sensiblement plus lente que souhaitée. Des développements récents tels que l'outil d'adaptation RECDdirect offrent l'opportunité de combler le fossé qui existe entre la théorie et la pratique audioprothétique quotidienne.

## Remerciements

Je tiens à remercier Marlène Bagatto, Sheila Sinclair et Richard Seewald du centre national d'audiologie, Université de Western Ontario, Canada et John Bamford, Stephen Boswell, Paul Boyd et Amy McLauchlan du groupe de surdité et de communication humaine, université de Manchester, UK, pour les commentaires précieux qu'ils ont faits sur l'avant-projet de ce manuscrit.

## Bibliographie

- 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 audiology*. 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, Buttfield 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.



**Kevin Munro, PhD**  
Maître de Conférences en Audiologie  
Ecole des Sciences Psychologiques  
de l'Université de Manchester, UK



### Biographie:

Kevin Munro est Maître de Conférences en Audiologie à l'Ecole des Sciences Psychologiques de l'Université de Manchester, UK. Il apporte une contribution approfondie aux programmes d'audiologie pour les étudiants en licence et les étudiants de 3ème cycle. Kevin s'intéresse à la recherche sur l'acclimatation auditive, les zones mortes cochléaires et tous les sujets relatifs aux évaluations et habitations auditives pédiatriques. Il est souvent invité à participer aux congrès nationaux et internationaux et ses travaux sont régulièrement publiés dans les revues scientifiques. En 2001, la «British Society of Audiology» a récompensé la contribution de Kevin à la recherche en lui attribuant le prix Thomas Simm Littler. Il est engagé dans de nombreuses activités professionnelles, entre autre comme président du jury de la «British Association of Audiological Scientists». Parmi ses loisirs, pêche à la mouche, théâtre et poésie.

**PHONAK**  
hearing systems

[www.phonak.com](http://www.phonak.com)