

Mesures in situ et aides auditives numériques: Réalités, mythes et techniques de mesurage

Dave Fabry, PhD

Introduction

La technologie numérique a considérablement amélioré la précision avec laquelle les aides auditives peuvent être ajustées pour compenser les pertes auditives de transmission et de perception. De plus, les multiples fonctions avancées de traitement du signal disponible dans les aides auditives modernes les ont propulsées largement au-delà des simples systèmes de «tournevis numériques». Ces fonctions comprennent la directivité adaptative, la suppression du bruit, l'anti-larsen et la sélection automatique de programmes, pour n'en citer que quelques-unes. Malgré ces percées technologiques qui devraient théoriquement améliorer le bénéfice prothétique, le nombre de spécialistes utilisant des mesures

objectives ou subjectives de contrôle des performances audioprothétiques a en réalité diminué ces dernières années (Kirkwood, 2003). En fait, les audioprothésistes s'appuient de plus en plus sur le logiciel d'appareillage pour faire automatiquement les réglages qui conviennent à chaque patient individuel. Ceci peut résulter en partie des incertitudes quant aux méthodes et / ou procédures de contrôle à utiliser avec des circuits numériques sophistiqués. En fait, certaines de ces confusions ont conduit à l'avènement de «mythes populaires» concernant la vérification des aides auditives numériques qui ne sont pas confirmés par la réalité. Le but de cet article est de dissiper certains de ces mythes, et d'expliquer pourquoi les évaluations cliniques des fonctions audioprothétiques modernes sont un élément important du processus d'appareillage.

Figure 1

Différence entre les gains mesurés sur coupleur de 2 cm³ et les gains simulés par logiciel de 28 aides auditives. Des valeurs négatives indiquent que les valeurs mesurées sur coupleur de 2 cm³ sont inférieures aux valeurs simulées par logiciel. Selon Hawkins et Cook (2003).

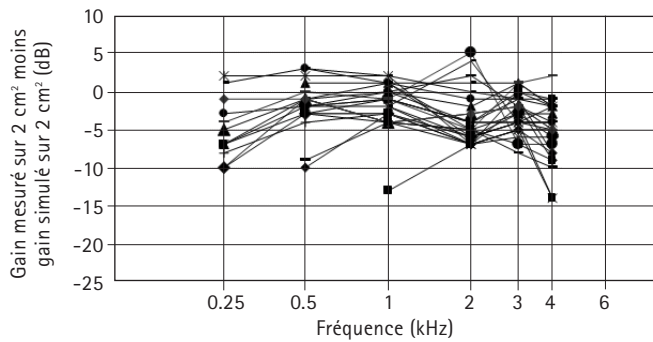


Figure 2

Différence entre les gains d'insertion mesurés et les gains d'insertion simulés par logiciel pour 12 patients. Des valeurs négatives indiquent que les valeurs de gain d'insertion mesurées sont inférieures aux valeurs simulées. Selon Hawkins et Cook (2003).

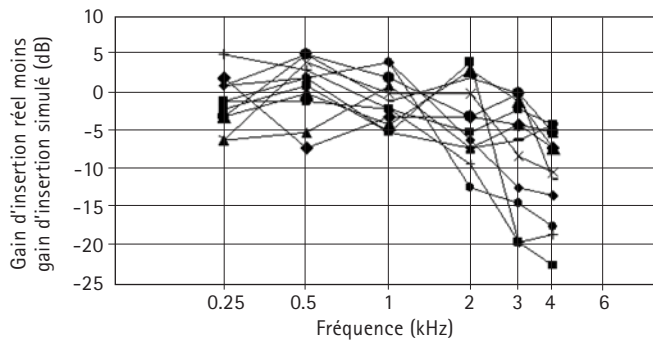
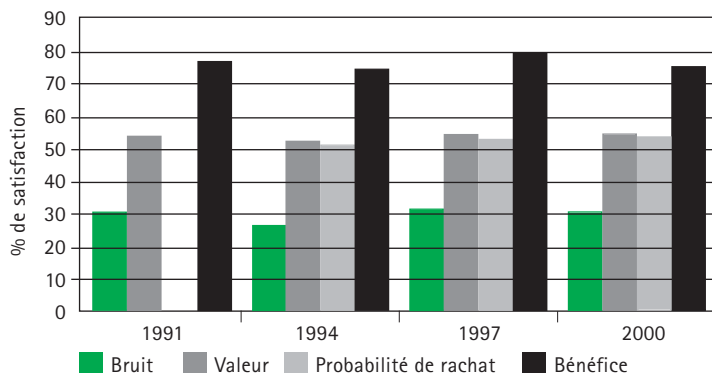


Figure 3

Satisfaction des consommateurs avec la valeur prothétique, le bénéfice dans le bruit, le bénéfice global et probabilité de rachat de la même marque d'aide auditive (aides auditives < 3 ans; sources MarkeTrak III (1991) – MarkeTrak VI (2000)).



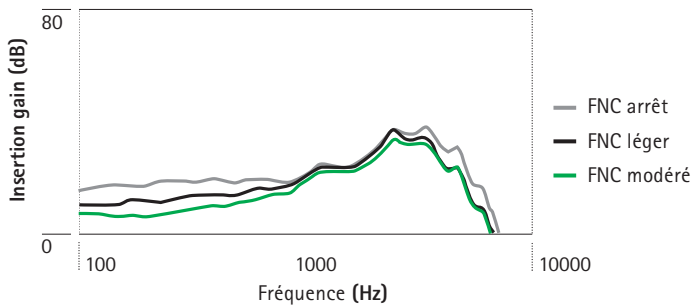
«Mythologie» numérique

Le mythe lié à la vérification des appareillages le plus répandu est que le logiciel d'adaptation du fabricant permet d'estimer avec précision les valeurs requises de gain et de niveau de sortie pour chaque patient individuel. Bien que les réglages de gain et de sortie simulés affichés par le logiciel d'appareillage résultent de mesures complètes des fonctions des aides auditives, ils ne s'appliquent qu'à des oreilles moyennes. Une étude récente de Hawkins et Cook (2003) a montré que les valeurs calculées des gains sur coupleur et des gains d'insertion dépassent souvent les valeurs mesurées (figures 1 et 2). La différence peut parfois dépasser 15 dB; des différences de cette importance peuvent certainement affecter la satisfaction des utilisateurs et leur bénéfice prothétique, et ce n'est peut être pas un hasard si la tendance récente consistant à s'appuyer uniquement sur les valeurs de gain d'insertion nominales calculées correspond avec le plateau observé au cours de la dernière décennie dans la perception de valeur, de bénéfice et de performances des aides auditives dans le bruit (figure 3). Il est impératif que la flexibilité inégalée offerte par les appareils numériques soit exploitée pour optimiser les performances audioprothétiques individuelles, en utilisant des méthodes cliniques efficaces.

Un autre mythe très répandu laisse entendre que des mesures in situ précises ne sont pas possibles avec des aides auditives numériques. Ceci résulte de l'idée fautive que les circuits non linéaires et les systèmes de réduction du bruit interdisent l'évaluation précise des appareils numériques. En fait, cette supposition erronée prend racine dans la réalité: bien que certaines aides auditives numériques soient assez intelligentes pour déterminer si elles sont à la maison ou dans une fête, elles ne sont pas assez subtiles pour savoir qu'elles sont dans un caisson de mesure. C'est-à-dire, que de nombreux appareils numériques utilisent un système de réduction du bruit qui interfère avec le signal d'essai utilisé dans de nombreux systèmes de mesures in situ. Dans la plupart des cas, le gain

Figure 4

Mesure sur coupleur de 2 cm³ d'une aide auditive avec réducteur de bruit, en utilisant un bruit composite dans 3 conditions d'essai: réducteur de bruit arrêté, réglé sur «léger» et «modéré».



d'insertion mesuré sous-estime le gain réel que le supprimeur de bruit a réduit en tentant d'éliminer le bruit. Ceci est illustré figure 4, où la courbe de gain sur coupleur est relevée dans trois conditions (supprimeur de bruit arrêté, «léger», et «modéré»). Comme solution, certains fabricants d'aides auditives offrent un mode de test qui déconnecte le réducteur de bruit pendant l'évaluation; mais le circuit ne fonctionne alors plus comme il le devrait dans les conditions d'utilisation réelle. Une autre approche utilisée par de nombreux audioprothésistes est de commuter rapidement le signal de test (marche/arrêt), avant que le réducteur de bruit ne s'active et diminue le gain et la sortie. Les concepteurs de systèmes de mesures in situ ont proposé une réponse encore meilleure à ce problème. En adaptant les propriétés spectrales et / ou temporelles du signal d'essai, le système de suppression du bruit identifie le signal à de la parole plutôt qu'à du bruit (p. ex. bruit ICRA). De plus, de nombreux fabricants d'équipements in situ ont développé des systèmes de test qui permettent l'enregistrement en direct de séquences vocales utilisées comme signal d'essai, ce qui améliore encore la validité du test. Par conséquent, les mesures de gain d'insertion réalisées de cette façon procurent des indications précises et répétitives des performances réelles obtenues avec des appareils qui utilisent un réducteur de bruit avec un mode non linéaire de traitement du signal. Le défi qui subsiste cependant est de développer des tests vocaux équilibrés sur les plans phonétiques et phonémiques, qui soient valables et efficaces dans la pratique clinique.

Une autre source d'incertitude est l'emploi de formules de présélection inadaptées à des aides auditives non linéaires. Du fait que la plupart des appareils numériques disposent de compressions multi-bandes qui modifient le gain en fonction du niveau d'entrée, les formules d'adaptation «démodées» (p. ex. NAL-R, Byrne & Dillion, 1986) ne peuvent pas décrire totalement leurs performances car elles utilisent une fonction rudimentaire pour déterminer le gain cible. Les formules de présélection plus récentes (p. ex. DSL [I/O], Cornelisse et al, 1995) déterminent des gains cibles en fonction des niveaux d'entrée, afin d'optimiser l'intelligibilité, la sonie et / ou le confort. Certains fabricants ont pris ce sujet en main en développant des formules de présélection spécifiques à leurs aides auditives. Bien que ce soit compréhensible compte tenu de la complexité du traitement du signal utilisé dans les appareils modernes, cela rend beaucoup plus difficile la vérification des cibles d'appareillage. En effet, si la plupart des systèmes de mesures in situ comprennent les formules NAL-NL1 (Byrne et al., 2001) ou DSL 4.1 a (Seewald et al., 1997), il faudrait aussi que les audioprothésistes leur fournissent les valeurs cibles issues des formules des fabricants, afin de pouvoir les utiliser au plan clinique avec leurs patients individuels.

Il en résulte que les audioprothésistes qui travaillent avec les plus récentes technologies devraient mettre à jour leurs équipements d'essai et leur inclure des signaux de tests «numériques» ou de paroles «réelles». Dans le fond, se contenter des valeurs de gain nominal fournies par le logiciel du fabricant est comparable à l'emploi d'horoscopes plutôt que de télescopes pour prévoir les mouvements des étoiles et des planètes. Se fier à la mythologie est parfois efficace mais rarement reproductible. De même l'emploi des seuls réglages fournis par le logiciel sera parfois satisfaisant pour l'utilisateur, mais l'emploi d'outils mieux appropriés permettra une «adaptation acoustique» individuelle plus précise des aides auditives. Ces mesures ne garantiront pas le succès mais elles donneront l'assurance d'avoir un moyen efficace pour séparer les «faits» des «mythes» lors de la procédure d'adaptation prothétique.

Protocole d'essai de base proposé:

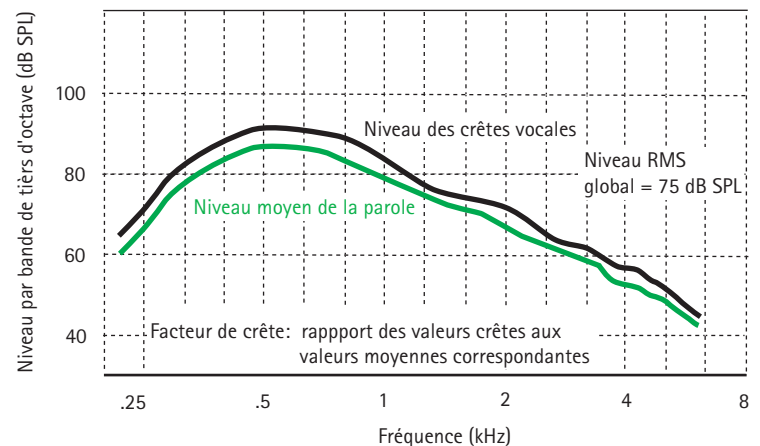
Stimulus d'essai. Comme indiqué ci-dessus, le choix du stimulus est extrêmement important. Les audioprothésistes peuvent souhaiter utiliser un signal vocal réel, car c'est le plus réaliste pour évaluer les fonctions modernes de traitement du signal (p. ex. compression multi-bande et réducteur de bruit). Ceci dit, souvenez-vous que la parole «en direct» a les mêmes défauts en termes de variabilité que la présentation de listes de mots monosyllabiques, telles qu'on les utilise en audiométrie vocale. Pour cette raison, il est préférable d'utiliser un signal vocal enregistré et calibré comme stimulus, mais ce type de matériel n'a pas encore été largement développé à l'heure actuelle. Un autre défi est de développer un stimulus vocal «universel», utilisable dans tous les pays et dans toutes les langues. A l'heure actuelle, le bruit vocal numérique (p. ex. le bruit numérique composite ICRA) offre donc un compromis raisonnable entre la conformité avec de la parole «réelle» et la simplicité d'emploi et de calibration des stimuli à base de bruit.

Un autre problème lié au stimulus concerne les possibilités de comparer les mesures faites dans le conduit auditif avec celles que l'on fait sur le coupleur de 2 cm³. Les mesures sur coupleur de 2 cm³ sont en principe réalisées en sons purs (p. ex. ANSI S3.22 – 1996, ANSI S3.22 – 2003) alors que les mesures in situ se sont orientées vers des stimuli larges bandes ces dernières années. Pour simplifier, un stimulus d'essai large bande entretenu ou pulsé est plus représentatif des signaux d'entrée complexes réellement traités par les aides auditives dans leur environnement acoustique que le sont les stimuli en sons purs (en particulier pour les aides auditives à compression). Pour comparer les mesures sur coupleur aux mesures in situ d'une aide auditive numérique (c.-à-d. relever les différences entre l'oreille réelle et le coupleur), il est essentiel d'utiliser le même stimulus dans les deux cas. N'oubliez pas que les stimuli en sons purs et les stimuli larges bandes sont différents par leur niveau

global et leur niveau spectral. Par leur nature même, les bruits larges bandes sont définis en termes de niveau global, de spectre de fréquence et de facteur de crête (figure 5). Les stimuli en sons purs, par contre, sont définis

Figure 5.

Définition d'un signal d'essai large bande par sa réponse en fréquence, son facteur de crête et son niveau global (selon ANSI S3.42: 1992).



par leur fréquence et leur intensité, ce qui revient à décrire leur niveau spectral (l'intensité en fonction de la fréquence). C'est pourquoi il est essentiel que le même stimulus soit utilisé pour comparer les mesures sur coupleur de 2 cm³ avec les valeurs in situ, ainsi que les valeurs estimées par logiciel avec celles que l'on relève sur chacun des patients individuels. Il est préférable d'utiliser des stimuli larges bandes pour mesurer le gain des aides auditives numériques à compression multi-bande, car les balayages en sons purs risquent de présenter des interférences inhabituelles dans les zones de transition entre les bandes de fréquences adjacentes. L'habitude engendre cependant l'indifférence et les nouvelles normes ANSI continuent à se baser sur des stimuli en sons purs, alors que des normes définissent déjà des stimuli larges bandes (ANSI S3.42 – 1992). Si du bruit «numérique» ou des signaux vocaux réels ne sont pas disponibles, l'audioprothésiste peut 1) utiliser des bruits brefs pulsés pour mesurer le gain et la sortie, ou 2) inactiver par logiciel, si possible, le réducteur de bruit.

Procédure d'essai proposée:

Un protocole d'essai clinique intéressant pour la vérification initiale des aides auditives non linéaires s'appuie sur l'idée que le gain de l'appareil doit être vu ET entendu. Comme les mesures in situ testent le gain – sans l'écouter – les audioprothésistes doivent veiller à ne pas accorder une confiance exagérée à ce qu'ils voient sur l'écran de l'ordinateur. Des mesures telles que celles du gain fonctionnel ou in situ (via l'aide auditive) procurent une excellente confirmation que le gain d'insertion se traduit en informations audibles utiles. Bien que l'on se soit concentré sur le développement de nouvelles formules de présélection qui déterminent différentes cibles pour différents niveaux d'entrée, il n'y a pas lieu de «jeter le bébé avec l'eau du bain». C'est-à-dire que, bien que les formules de présélection traditionnelles (NAL-R, Berger, POGO) aient été développées pour des aides auditives linéaires, elles procurent encore

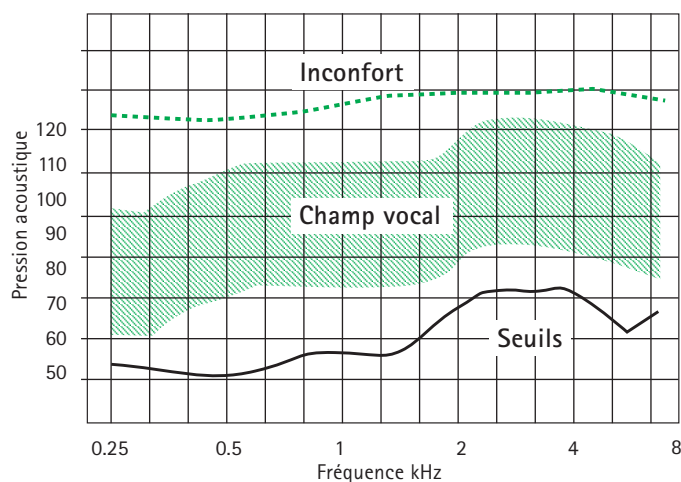
des valeurs cibles moyennes acceptables pour les aides auditives non linéaires. Ce qui est important, c'est que les audioprothésistes mesurent aussi comment les aides auditives non linéaires préservent l'audibilité pour les niveaux d'entrée faibles et évitent l'inconfort pour les sons intenses. Ceci ne doit pas être une tâche compliquée. Bien que de nombreuses publications existent sur les formules à cibles multiples, beaucoup d'audioprothésistes ne sont pas encore convaincus de leur utilité dans la réalité. Nous proposons ci-après une approche clinique alternative efficace pour s'assurer que les sons faibles sont audibles, que les sons moyens sont confortables et que la parole forte ou tout autre son intense ne sont pas inconfortablement forts.

Conversion des données audiométriques en valeurs SPL.

Idéalement, les mesures oreilles nues et avec appareils devraient être exprimées avec les mêmes références (dB SPL dans le conduit auditif) et relevées sur le même SPLogramme (figure 6). Les seuils audiométriques pourraient alors être facilement convertis des dB HL en dB SPL dans le conduit auditif, ce que permet la plupart des équipements de mesures in situ en utilisant des valeurs de conversion. La même conversion s'applique aux niveaux inconfortables, s'ils sont mesurés. Une autre possibilité, c'est de prévoir les valeurs d'inconfort à partir des données liminaires audiométriques et de les convertir en dB SPL. Rappelez-vous cependant que ces conversions ne donnent que des valeurs moyennes, contrairement aux mesures in situ.

Abb. 6.

«SPLogramme» tel que défini initialement par David Pascoe (1975, 1978).



Champ auditif résiduel sur le SPLogramme.

Après avoir relevé les seuils auditifs et les niveaux d'inconfort (calculés ou mesurés) sur le SPLogramme, la formule de présélection choisie par l'audioprothésiste permet de déterminer les cibles pour les niveaux moyens, et les mesures in situ peuvent être utilisées pour ajuster les réglages selon cette cible, à 65 ou 70 dB SPL d'entrée. Les stimuli recommandés pour ces mesures sont des bruits à pondération vocale, des bruits «numériques» (pour les aides auditives utilisant des réducteurs de bruit) ou de la parole «réelle» (là encore pour des aides auditives avec réducteur de bruit). Bien que la référence du SPLogramme soit le dB SPL au niveau du tympan du patient, ceci peut ne pas être pratique (ou confortable!) pour la plupart d'entre eux. A la place, des mesures in situ devraient être réalisées à l'aide d'une sonde microphonique placée à environ 1 cm du tympan, ce qui donne des valeurs de pression acoustique sur le tympan avec une précision de +/- 2 dB aux fréquences inférieures ou égales à 4000 Hz. Les deux conditions essentielles pour les mesures in situ sont de placer la sonde à une profondeur d'insertion adéquate et dans la même position oreille nue et oreille appareillée. Chez les adultes, ces conditions peuvent être respectées en insérant la sonde microphonique 28 mm au-delà du tragus; chez les enfants, l'insertion doit être de 20 à 25 mm au-delà du tragus. Bien qu'il soit théoriquement possible d'estimer ou de mesurer la pression acoustique SPL avec l'aide auditive, en comparant le niveau d'entrée avec le niveau de sortie sur l'écouteur, l'effet des ondes stationnaires dans le conduit auditif et / ou la résonance individuelle du conduit auditif du patient peuvent provoquer des différences de pression acoustique de 10 à 15 dB ou plus par rapport au tympan.

Figure 7

Exemple d'une aide auditive «adaptée acoustiquement» à l'oreille individuelle d'un patient, ce que met en évidence la réponse in situ appareillée (REAR) lisse, en particulier entre 2000 et 4000 Hz.

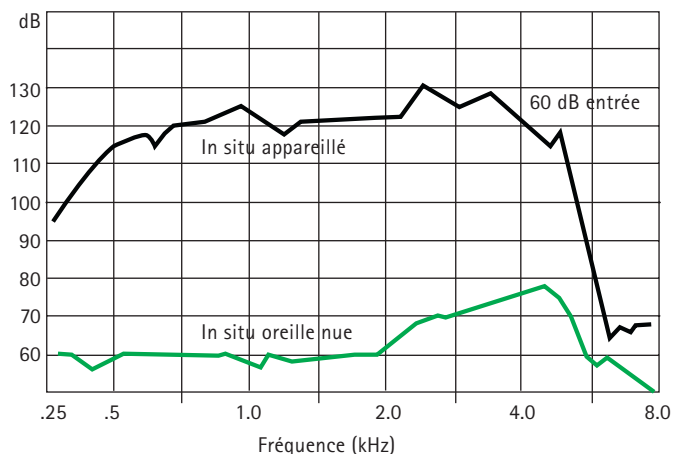
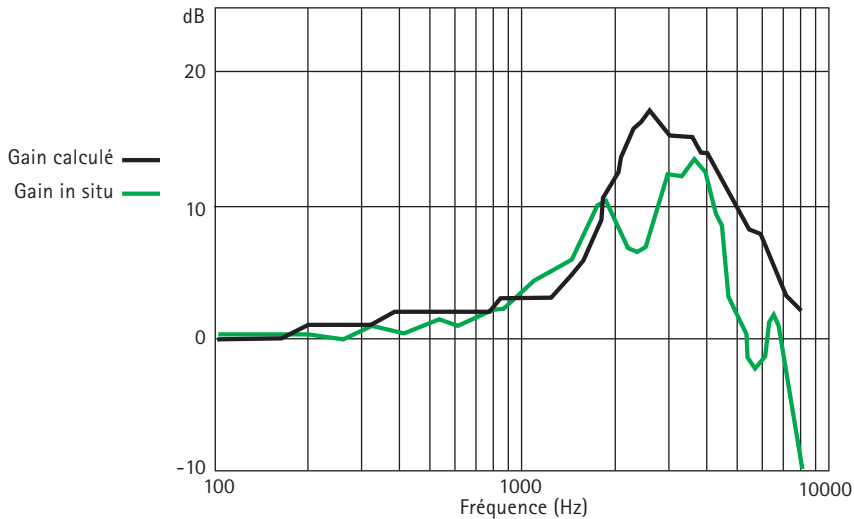


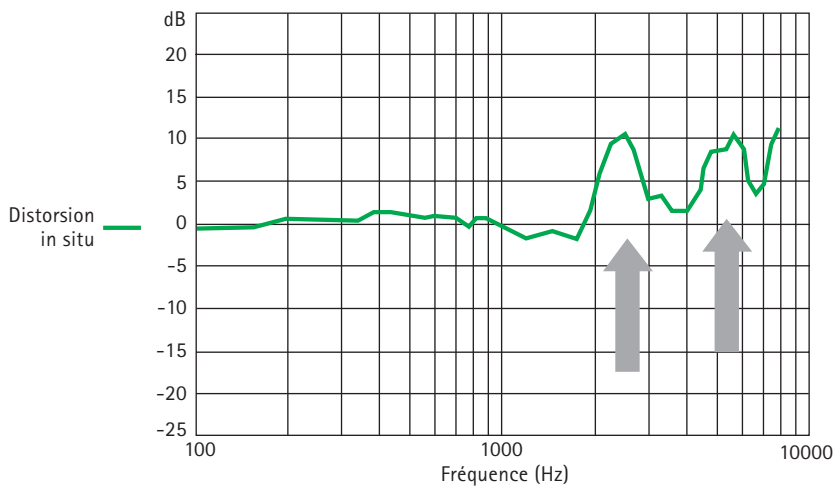
Figure 8

Exemple de mauvaise «adaptation acoustique» entre la réponse en fréquence de l'aide auditive et l'oreille du patient. Elle est mise en évidence par les nombreuses crêtes de la courbe in situ appareillée (REAR).



Adaptation acoustique des aides auditives aux oreilles du patient.

La première étape logique, à la fois pour les adultes et pour les enfants, et de s'assurer que l'aide auditive complète (coque, évent, embout et position du microphone) procure une réponse lisse, adaptée acoustiquement aux caractéristiques du conduit auditif du patient, de sa conque et de son pavillon. La façon la plus directe d'y arriver est de mesurer la réponse oreille nue (REUR) du patient, puis la réponse oreille appareillée (REAR), pour prendre tous ces facteurs en compte avec un stimulus d'entrée donné. L'objectif est d'adapter la réponse de l'appareil à la cible prescrite en veillant à ce qu'elle soit aussi lisse que possible, en particulier dans la bande passante de 2000 à 4000 Hz (figure 7). La présence de nombreuses crêtes de résonance dans la réponse appareillée ou la courbe du gain d'insertion in situ (figure 8) révèle une mauvaise adaptation acoustique et conduira souvent à des plaintes subjectives de mauvaise qualité sonore.



Chez certains patients, Il peut être difficile d'obtenir des mesures in situ répétées; dans de tels cas, l'adaptation acoustique peut être réalisée en mesurant la réponse du coupleur pour un gain d'insertion plat (CORFIG), il comprend trois éléments principaux: la différence entre l'oreille réelle et le coupleur (RECD), le gain in situ oreille nue (REUG), et les effets de la position du microphone de l'aide auditive sélectionnée, utilisée par le patient. En théorie, ces trois mesures devraient être réalisées pour définir le CORFIG avec précision, mais des travaux de recherche en cours tentent de déterminer si la mesure du seul RECD ne pourrait pas procurer des niveaux de satisfaction et de bénéfices comparables à ceux que donne le CORFIG complet. En pratique, le RECD est facile à mesurer chez les enfants et les adultes et peut actuellement être incorporé dans le processus d'appareillage de certaines aides auditives numériques, sans devoir effectuer de mesures de contrôle supplémentaires (figure 9). De nombreuses études ont montré que les résultats d'une mesure «automatique» de RECD sont comparables à ceux des mesures «traditionnelles» (étude Kelvin Munro). Le résultat de ces travaux suggère que le RECD est précis et efficace au plan clinique, ce qui pourrait aider à renverser la tendance qu'ont les audioprothésistes aux Etats-Unis d'accorder une confiance excessive aux réglages de gain d'insertion moyens estimés par les logiciels d'adaptation des aides auditives (Kirkwood, 2003). Pour autant que la méthode d'essai soit fiable, l'adaptation acoustique faite ainsi sera de loin meilleure que celle qui utilise les valeurs moyennes de CORFIG, et peut s'approcher des résultats obtenus par les mesures in situ à la fois chez les adultes et les enfants. D'autres recherches sont cependant nécessaires avant de conclure définitivement sur ce sujet.

Figure 9

Mesurage direct du RECD à l'aide d'un système de mesure intégré.

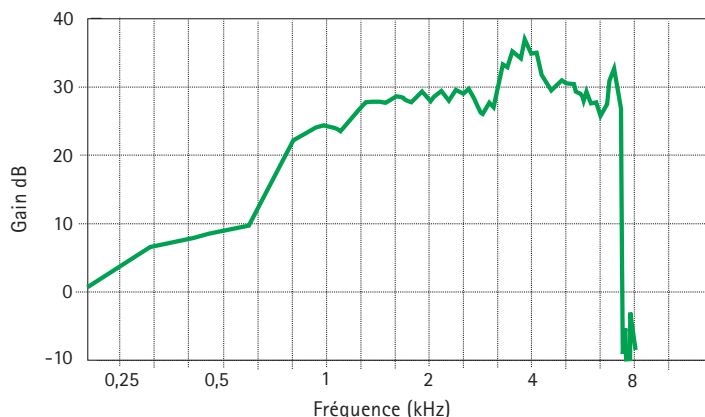


Vérification des cibles d'appareillage calculées pour les niveaux vocaux conversationnels.

Quelle que soit la méthode d'appareillage choisie (p. ex. NAL, POGO; BERGER, NAL-NL, DSL), les audioprothésistes devraient commencer avec un stimulus d'entrée de 65 à 70 dB SPL et adapter l'appareil à la cible prescriptive avec une tolérance de +/- 5 dB entre 250 et 4000 Hz. De nombreux débats se sont focalisés sur la précision avec laquelle la cible doit être atteinte mais, en réalité, cette étape n'est que le début – et non la fin – du processus d'appareillage; il est bien préférable d'offrir une réponse in situ appareillée (REAR) large bande lisse dans une fourchette de 5 dB que d'être par principe obnubilé par la précision de l'adaptation. Rappelez-vous que l'emploi de stimuli en sons purs dans le coupleur ou in situ peut procurer une réponse irrégulière ou accidentée (figure 10) avec certains appareils numériques, mais que ceci dépend du stimulus; des stimuli larges bandes de type «vocal» minimiseront ces irrégularités. Cette mesure assure l'audibilité pour les niveaux conversationnels moyens.

Figure 10

Mesure du gain sur coupleur de 2 cm³ en sons purs d'une aide auditive programmée pour un utilisateur.



Vérification des cibles prescriptives pour les niveaux vocaux faibles.

Après le réglage approprié du gain et de la courbe de réponse pour les niveaux conversationnels moyens, les mesures de gain in situ peuvent être utilisées pour assurer l'audibilité de la parole ou d'autres sons faibles. Ceci peut être réalisé soit en vérifiant visuellement que la réponse in situ appareillée (REAR) à un stimulus large bande de 50 dB SPL dépasse les seuils auditifs relevés sur le SPLogramme (figure 11), ou en ajustant le gain maximum (p. ex. gain 50) jusqu'à ce que le seuil appareillé pour des stimuli à bande étroite soit approximativement 25 – 30 dB HL (figure 12). Cette estimation «du seuil optimal appareillé» permet aux sons faibles d'être audibles.

Figure 11

Mesures in situ relevées sur un SPLogramme, indiquant que: un signal composite de 50 dB SPL est supraliminaire (au-dessus des valeurs T), un signal de 65 dB SPL atteint les cibles NAL-R et de brèves bouffées sonores de 90 dB n'excèdent pas l'inconfort du patient (repéré par «U» sur le graphique).

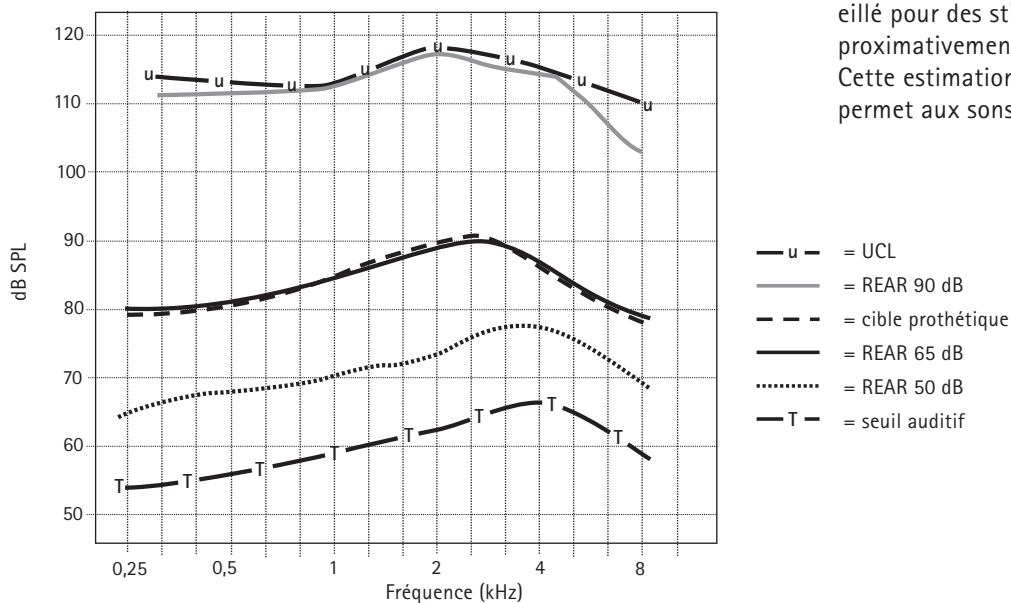
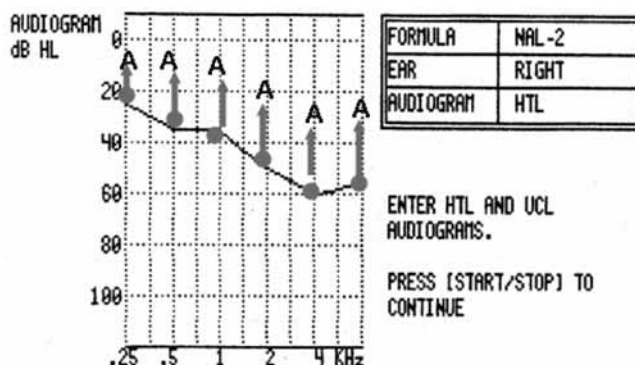


Figure 12

Gain prothétique relevé sur l'audiogramme, indiquant que le seuil du patient, mesuré en cabine dans le calme est approximativement de 25 – 30 dB HL.



Emploi des mesures in situ pour vérifier le MPO de l'aide auditive.

L'étape finale du processus de vérification initiale est de s'assurer que les sons forts n'excèdent pas le niveau d'inconfort du patient. C'est une étape extrêmement importante, en particulier chez les enfants et tous ceux dont la dynamique auditive résiduelle est pincée. Malheureusement, cette étape est souvent omise (ou minimisée) dans les procédures de contrôle, par peur de soumettre les patients à des niveaux de sonies inconfortables. En réalité, lorsque le MPO de l'aide auditive est correctement réglé (ni trop fort, ni trop faible par rapport au niveau d'inconfort du patient) la gamme dynamique d'entrée est optimisée, en particulier chez les patients atteints de pertes auditives importantes. Heureusement, de nombreuses aides auditives récentes permettent de faire des ajustements du MPO en fonction de la fréquence et cette flexibilité devrait être intégrée au processus d'appareillage. Idéalement, un certain nombre de stimuli en sons purs ou à bande étroite (équivalent au nombre de bandes de compression réglables de façon indépendante) devrait être présenté à 85 dB SPL et à 0 degré d'azimut. La réponse in situ appareillée (également appelée ici courbe de saturation appareillée – RESR = Real-Ear Saturation Response) devrait approcher sans la dépasser la valeur d'inconfort

mesurée ou calculée dans cette bande (rappelez-vous que le seuil d'inconfort du patient en dB HL a déjà été converti en dB SPL au niveau du conduit auditif). Après avoir réglé le MPO de l'appareil indépendamment dans toutes les bandes de compression, un bruit large bande ou un signal vocal devrait être présenté à 85 dB SPL pour vérifier que la sommation de sonie dans l'ensemble des bandes ne produit aucun inconfort. Rappelez-vous que, bien que le niveau spectral (niveau par Hz) soit le même pour un son pur et un bruit large bande, les différences de niveau global peuvent atteindre 15 – 20 dB. Du fait que la plupart des équipements de mesure in situ présentent les données en termes de niveau global, les niveaux d'inconfort mesurés avec des bruits larges bandes seront inférieurs aux niveaux en sons purs.

Bien que les audioprothésistes doivent rester prudents en évaluant la saturation in situ (RESR), c'est peut être l'étape la plus importante du contrôle clinique. Si le MPO est réglé correctement, les aides auditives seront adaptées au mieux au champ dynamique résiduel, tout en protégeant l'utilisateur contre les sons inconfortables du «monde réel». Le SPLogram-me complété de la figure 11 illustre une bonne adaptation aux gains prescrits pour des entrées faibles, moyennes et fortes.

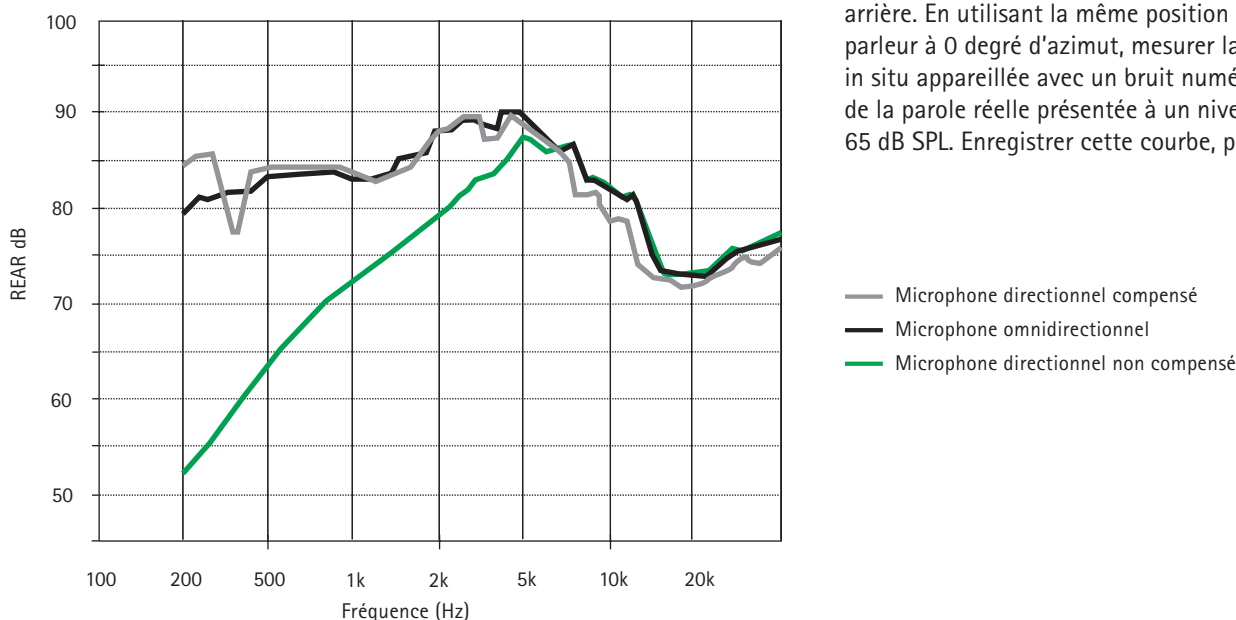
Evaluation des fonctions modernes de traitement du signal

La dernière étape du protocole de contrôle initial consiste à analyser si les fonctions modernes de traitement du signal fonctionnent correctement. Selon de récentes enquêtes, les microphones directionnels sont utilisés dans presque 30 % des nouvelles aides auditives vendues, mais très peu d'audioprothésistes utilisent la moindre forme d'évaluation même empirique de leurs performances. Il ne s'agit pas de dire que les praticiens doivent acquérir une chambre anéchoïque pour relever eux-mêmes les polarigrammes, mais plutôt de proposer quelques mesures complémentaires qui fourniront des informations quant au fonctionnement correct des microphones directionnels. Il est tout d'abord utile et simple de déterminer si les microphones utilisés sont compensés ou non. Avec le haut-parleur à 0 degré d'azimut, mesurer et enregistrer la courbe de réponse in situ appareillée (REAR) en mode omnidirectionnel, avec un niveau

d'entrée de 65 dB SPL. Sans modifier le réglage de gain, activer le mode directionnel de l'appareil et répéter la mesure. Si les REAR obtenues dans les deux cas se recouvrent, c'est qu'un microphone directionnel compensé est utilisé (figure 13). Le plus souvent, la réponse du microphone directionnel révèle une réduction des graves en dessous de 1 à 2 kHz, signe que le microphone directionnel n'est pas compensé. C'est cet effet que les utilisateurs remarquent souvent et soulignent comme signe d'efficacité des microphones directionnels; la coupure des graves est cependant indépendante de l'effet directif qui permet de séparer la parole du bruit dans l'espace. L'atténuation des graves n'est pas un problème pour la plupart des utilisateurs atteints de pertes auditives légères à moyennes, mais il peut réduire l'audibilité de ceux qui sont atteints de pertes auditives sévères à profondes. Par conséquent, les audioprothésistes devraient s'assurer que l'audibilité de la parole n'est pas affectée par l'utilisation d'un microphone directionnel non compensé; si c'était le cas, il y aurait lieu de reprogrammer l'aide auditive en utilisant un programme personnel pour pouvoir compenser l'atténuation des graves. Sans vérification, l'audioprothésiste laissera au hasard le soin de régler cette question.

Figure 13

Mesures in situ de microphones directionnels compensés (gris) et non compensés (vert) comparés au microphone omnidirectionnel (noir), réalisées avec un bruit composite à 0 degré d'azimut.

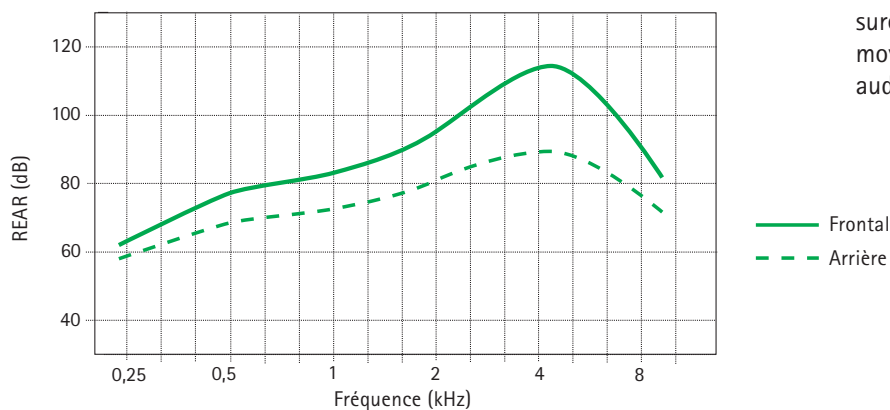


tourner le patient (une chaise pivotante convient parfaitement) jusqu'à ce que le haut-parleur soit placé à 180° du sujet et répéter la mesure. La différence entre les deux courbes in situ appareillées (REAR) représente le rapport avant / arrière in situ (figure 14). Cette procédure simple peut être utilisée pour expliquer la fonction directionnelle ainsi que pour conseiller le patient quant à l'emploi des microphones directionnels dans différentes situations auditives pour optimiser sa communication.

Ces mesures ne prendront au total que quelques minutes de plus dans le protocole de contrôle, mais elles peuvent faire gagner beaucoup de temps de conseils et éviter des soucis si les microphones directionnels ne fonctionnaient pas. Des mesures vocales telles que le R-SIN (Cox, Gray & Alexander, 2001), le HINT (Nilsson, Soli, & Sullivan, 1984) ou le QuickSIN (Etymotic, 2001) peuvent aussi être utilisées comme moyens de contrôle, mais elles demandent un peu plus de temps. Le contrôle d'autres fonctions telles que l'occlusion et le larsen est possible, mais il est souvent incorporé dans le logiciel d'adaptation du fabricant. Ces méthodes s'appuient souvent sur des réponses comportementales du patient; de nombreuses tentatives ont toutefois été faites pour trouver une technique de mesure efficace de l'effet d'occlusion avec une sonde microphonique (p. ex. Killion, Wilber, & Gudmundsen, 1988).

Figure 14

Mesure du rapport avant / arrière in situ, à partir de réponses in situ avec appareil, mesurées avec 65 dB SPL d'entrée et pour 0 degré d'azimut (courbe pleine) et 180 degrés d'azimut.



En résumé, les mesures in situ et comportementales appareillées procurent toutes deux des informations permettant de vérifier les cibles d'appareillage. Ceci dit, se fier exclusivement au gain fonctionnel ou au gain prothétique comme méthode de contrôle audioprothétique ne répond pas à deux critères essentiels d'une bonne évaluation: la validité (est-ce que l'on teste ce que l'on est supposé tester?) et la fidélité (est-ce que l'on obtient le même résultat en répétant les mesures?). Si l'objectif est de procurer aux enfants et aux adultes des aides auditives qui délivrent un son audible et confortable pour toute une gamme de niveaux d'entrée, le gain prothétique est certes une information nécessaire, mais pas suffisante. Bien que la mesure du gain prothétique pour des sons faibles à bande étroite permette de vérifier l'audibilité, elle ne garantit pas que la parole sera entendue à ces niveaux et elle peut être exposée aux interactions avec les systèmes anti-larsen, les réducteurs de bruit, les compressions multibandes, etc. Utiliser un signal vocal ou un bruit à pondération vocale dans des mesures in situ procurera par contre une indication plus précise sur l'audibilité de la parole et d'autres sons dans une plus large gamme de niveaux d'entrée. De plus, les mesures in situ peuvent servir à évaluer avec précision et sécurité le MPO des aides auditives en fonction du niveau d'inconfort de l'utilisateur. Quant à la fidélité, les données parlent d'elles-mêmes. Les mesures in situ sont beaucoup plus fidèles que les mesures de gain fonctionnel ou de gain prothétique. Les mesures comportementales devraient être utilisées pour vérifier l'audition, mais les mesures in situ doivent servir avant tout comme moyen de réglage des paramètres de l'aide auditive.

Bibliographie

- American National Standards Institute (1996). Specification for Audiometers. ANSI S3.6-1996. Acoustical Society of America. New York, New York.
- American National Standards Institute (1996). Specification of Hearing Aid Characteristics, S3.22-1996. Acoustical Society of America, New York, New York.
- Byrne D, Dillon H (1986). The National Acoustic Laboratories' (NAL) new procedure for selecting the gain and frequency response of a hearing aid. *Ear and Hearing*, 7: 257-265.
- Byrne D, Dillon H, Ching T, Katsch R, Keidser G (2001). NAL-NL1 procedure for fitting nonlinear hearing aids: characteristics and comparisons with other procedures. *Journal of the American Academy of Audiology*, 11: 37-51.
- Cornelisse L, Seewald R, Jamieson D (1995). The input/output formula: a theoretical approach to the fitting of personal amplification devices. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 1854-64.
- Cox RM, Gray G, Alexander G (2001). Evaluation of a Revised Speech in Noise (RSIN) test. *Journal of the American Academy of Audiology*, 11:423-432.
- Hawkins DB and Cook J (2003). Hearing aid software predictive gain values: How accurate are they? *Hearing Journal*, Volume 56 (7): 26-34.
- Killion MC, Wilber LA, Gudmundsen GI (1988). Zwislocki was right.... *Hearing Instruments*, 39 (1): 14-18.
- Kirkwood DH (2003). Survey of dispensers finds little consensus on what is ethical practice. *Hearing Journal*, 56 (3): 19-26
- Munro K, Toal S (2004). Deviation from prescription targets using average and measured RECDs. Poster presented at the International Conference on Newborn Hearing Screening. Cernobbio, Italy.
- Nilsson M, Soli S, Sullivan J (1994). Development of the Hearing in Noise Test for the measurement of speech reception thresholds in quiet and in noise. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 1085-99.
- Pascoe D (1975). Frequency responses of hearing aids and their effects on the speech perception of hearing-impaired subjects. *The Annals of Otology, Rhinology, and Laryngology* (Sep-Oct), 1-40.
- Pascoe D (1978). An approach to hearing aid selection. *Hearing Instruments*, 34: 12-16, 36.
- Seewald RC, Cornelisse LE, Ramji KV, Sinclair ST, Moodie KS, Jamieson DG (1997). A software implementation of the Desired Sensation Level (DSL[i/o]) method for fitting linear gain and wide dynamic range compression hearing instruments: Version 4.1a. User's Manual. London: The University of Western Ontario.

Dave Fabry, PhD



Biographie:

David Fabry est directeur de la recherche clinique chez Phonak Hearing Systems à Warrenville, Illinois. Il a auparavant travaillé à la clinique Mayo à Rochester, Minnesota de 1990 à 2002 où il a assumé la fonction de directeur de l'audiologie de 1994 à 2002. Dave a été membre du conseil de l'American Academy of Audiology de 1997 à 2003, qu'il a présidé de 2001 à 2002. Il a été rédacteur de l'American Journal of Audiology et est membre de nombreuses associations professionnelles. Il vit à Rochester, Minnesota, avec sa femme Elizabeth et sa fille Loren.

