

# La valeur de la représentation graphique vocale (Speech Mapping) dans l'adaptation d'aides auditives

*Brian C.J. Moore*

*Département de Psychologie expérimentale, Université de Cambridge,  
Downing Street, Cambridge CB2 3EB, Angleterre*

## **Introduction : adaptation et vérification d'aides auditives**

Les aides auditives modernes multi-canaux ont de nombreux paramètres réglables. Il est généralement possible de régler le seuil de compression et le gain sur deux ou plusieurs niveaux, séparément dans chaque canal de fréquence ou en groupes de canaux. Il peut également être possible de régler la fréquence de transition entre les canaux (principalement possible dans le cas des aides dotées d'un faible nombre de canaux). Parfois il est également possible de régler les temps d'attaque et de relâchement de la compression ou de choisir entre différentes formes de compression, comme par exemple une double constante de temps (Moore et Glasberg, 1988; Stone et al., 1999) ou à action instantanée (syllabique) (Villchur, 1973; Moore et al., 1992). Enfin, il peut être possible d'ajuster des fonctions supplémentaires comme par exemple l'expansion bas-niveau (décrite ci-dessous), l'annulation de réaction ou la réduction du bruit. En raison du grand nombre de paramètres, il est essentiel de bien définir comment régler l'aide auditive pour qu'elle convienne à l'individu et de vérifier que l'aide auditive fonctionne selon ce qu'on souhaite.

L'adaptation d'aides auditives modernes comprend généralement deux étapes. La première étape implique le réglage des paramètres de l'aide auditive selon une « formule » ou une procédure informatisée, utilisant habituellement des informations provenant de l'audiogramme qui peuvent être combinées avec des informations

sur des niveaux d'intensité inconfortables. Voici quelques exemples de ce type : DSL(i/o) (Cornelisse et al., 1995), NAL-NL1 (Byrne et al., 2001), CAMEQ (Moore et al., 1999) et CAMREST (Moore, 2000). La deuxième étape implique le « réglage précis » afin de correspondre aux caractéristiques auditives et acoustiques d'oreilles individuelles et de satisfaire les préférences et besoins individuels.

Il est bien établi que les gains programmés dans une aide auditive ne correspondent pas exactement aux gains obtenus in vivo pour une oreille individuelle (Swan et Gatehouse, 1995; Aarts et Caffee, 2005). Par conséquent, il est essentiel d'évaluer les gains réellement obtenus et de faire des ajustements lorsque c'est nécessaire afin de s'assurer d'avoir atteint les objectifs de la procédure d'adaptation. Cela se fait souvent à l'aide de mesures in vivo de l'oreille basées sur un microphone sonde (Mueller et al., 1992). Typiquement, les mesures sont réalisées à l'aide de signaux de test artificiels, comme par exemple des sons purs balayés, des bandes de bruit ou un bruit de « forme vocale » (bruit continu dont la forme spectrale correspond au spectre moyen de la parole à long terme).

## **Problèmes liés à l'approche traditionnelle**

Il existe plusieurs limites à la manière traditionnelle de réaliser des mesures in vivo de l'oreille :

- Les gains réellement obtenus pour les signaux de la vie réelle, comme par exemple des paroles et de la musique, peuvent être

très différents des gains mesurés avec des signaux continus, comme par exemple des sons et du bruit. La différence dépend du nombre de canaux dans l'aide auditive, de la vitesse des compresseurs et des seuils de compression (Stone et Moore, 1992; Verschuure et al., 1996; Souza, 2002; Henning et Bentler, 2005; Jenstad et Souza, 2005). C'est le cas même lorsque des fonctions telles que la réduction du bruit ou l'annulation de réaction ne sont pas présentes ou activées.

- Lorsqu'une aide auditive intègre l'annulation de réaction, des signaux de test composés de sons purs peuvent être « interprétés » par l'aide comme une réaction et un signal de ce type est alors partiellement ou totalement annulé. Les gains mesurés lorsque cela se produit peuvent ne pas du tout être représentatifs des gains obtenus dans la vie de tous les jours. Certaines aides auditives permettent de désactiver le système d'annulation de réaction mais cela peut modifier la réponse de fréquence efficace de l'aide et également limiter le gain qu'il est possible d'obtenir.
- De nombreuses aides auditives intègrent une certaine forme de réduction du bruit. Si une région spectrale particulière apparaît être dominée par le bruit (ou par n'importe quel son continu), le gain de l'aide auditive est réduit dans cette plage de fréquence. Si le signal de test utilisé pour évaluer le gain de l'aide auditive est un bruit continu ou un son, le gain mesuré peut être bien inférieur à celui réellement obtenu pour les sons de tous les jours comme par exemple la parole et la musique. Certaines aides auditives permettent de désactiver le système de réduction du bruit mais cela peut modifier la réponse de fréquence efficace de l'aide et le gain appliqué par l'aide peut être différent de celui obtenu lorsque la réduction du bruit est active.
- Les sons utilisés pour effectuer les mesures n'ont pas de rapport avec les sons que l'utilisateur d'aide auditive connaît de la vie de tous les jours, par exemple la voix d'un conjoint ou d'un parent.

### La solution : la représentation graphique vocale (Speech Mapping)

Une solution à tous les problèmes décrits ci-dessus est fournie par des systèmes de représentation graphique vocale comme par exemple l'Aurical Visible Speech de GN Otometrics. Le système de représentation graphique vocale produit un affichage du spectre à court terme de sons dans le conduit auditif de l'utilisateur d'aide auditive et donne une indication directe de l'audibilité de sons importants pour l'utilisateur, comme par exemple la voix d'un partenaire ou d'un autre parent.

Ce système particulier de représentation graphique vocale inclut le matériel suivant (micro-casque collier binauriculaire SpeechLink 100) et le logiciel Visible Speech :

- Deux modules contenant chacun un microphone de référence et un microphone sonde flexible. Un module est suspendu à chaque oreille à l'aide de caoutchouc doux et flexible. Le microphone sonde, initialement étalonné par rapport au microphone de référence, peut ensuite être inséré dans le conduit auditif de l'utilisateur avant l'adaptation de l'aide auditive. Les spectres des signaux provenant des microphones sont calculés en temps réel, aussi bien pour le microphone de référence que pour le microphone sonde.

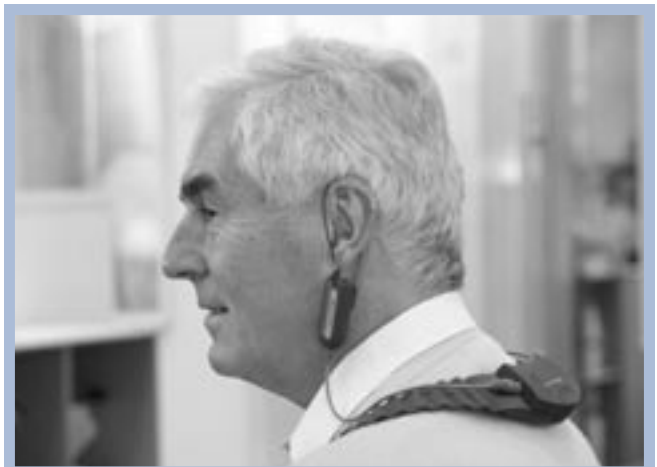


Fig. 1 : Sondes et collier binauriculaire sans fil, dernier cri.

- Les spectres des signaux des microphones sont transmis à un ordinateur (PC) via une liaison sans fil montée sur un « collier » en caoutchouc flexible. Ce collier démarre au niveau de la base inférieure de l'arrière du cou et passe sur les épaules. Il est léger et confortable à porter.
- Le PC produit un affichage continu en temps réel du spectre dans le conduit auditif. Les niveaux de pointe peuvent, si cela est désiré, être « maintenus ». Le spectre peut être affiché soit dans un format haute résolution soit dans un format plus familier basé sur des bandes de 1/3 d'octave. Dans l'un ou l'autre cas, les niveaux sont ajustés de manière à refléter l'audibilité des signaux du conduit auditif à chaque fréquence. Les niveaux spectraux peuvent être affichés soit en dB de niveau de pression acoustique (Sound Pressure Level, SPL) soit en dB de niveau

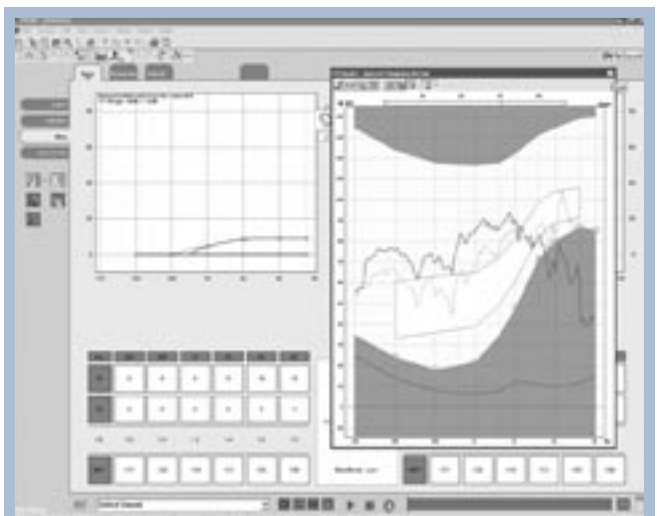


Fig. 2 : Représentation graphique vocale en mode surimpression.

auditif (Hearing Level, HL). L'affichage comprend un traçage des seuils auditifs du client et des niveaux d'intensité inconfortables du client (qui peuvent être estimés à partir de l'audio-

gramme s'ils n'ont pas été mesurés directement). L'affichage comprend également la plage d'audition qui montre la plage de fréquences et les niveaux qui apparaissent dans les voix à un niveau de conversation typique. L'affichage peut être réglé sur mode « en surimpression », ce qui signifie qu'il reste visible à l'écran du PC même si un autre logiciel, comme par exemple un logiciel d'adaptation d'aide auditive, fonctionne.

- Si cela est désiré, le système peut être utilisé avec une unité NOAHlink, afin de pouvoir ajuster le réglage de l'aide auditive pendant que le système Visible Speech est en place et fonctionne, sans câbles reliant le client au PC. L'unité NOAHlink s'attache facilement à la partie avant du collier décrit ci-dessus.

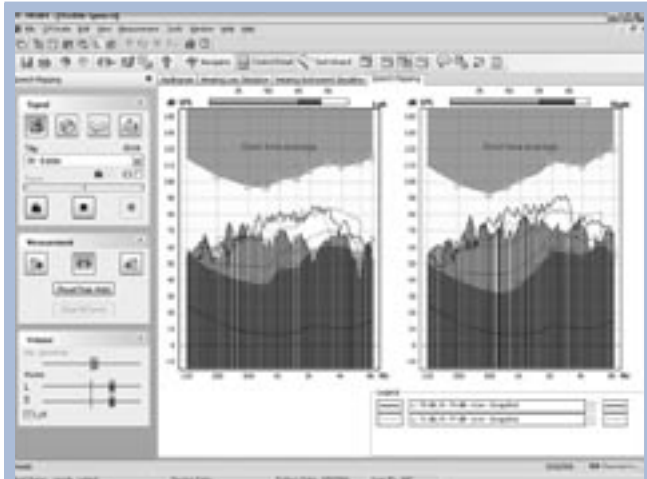


Fig. 3 : Son en direct et sonothèque intégrée.

L'approche représentation graphique vocale présente le grand avantage de permettre d'évaluer l'amplification effective fournie par l'aide auditive en utilisant des signaux réalistes comme par exemple la parole ou la musique et avec l'aide en mode normal de fonctionnement (le cas échéant avec des fonctions telles qu'annulation de réaction et réduction du bruit activées). Ainsi l'influence de facteurs comme par exemple le nombre et la largeur de bande des canaux, la vitesse de compression etc. est automatiquement prise en compte. De plus, tous les effets de l'annulation de réaction ou de la réduction du bruit sur la performance de l'aide sont automatiquement inclus dans l'affichage. En réalité, tel écran, tel écrit ! Les incertitudes et erreurs produites par l'utilisation de signaux de test artificiels sont totalement évitées.

Les signaux de test utilisés pour évaluer la performance d'une ou plusieurs aides auditives peuvent être engendrés « en direct » (par exemple un conjoint ou un parent peut parler sur le ton de la conversation normale) ou bien des sons peuvent être engendrés par l'intermédiaire du système sonore du PC. Le logiciel inclut un grand choix de signaux de test étalonnés, y compris la parole dans un environnement calme, la parole dans différents types de sons de fond, le bruit de la circulation et différents types de musique. De cette façon, il est possible de simuler un grand nombre des situations quotidiennes vécues par le client particulier.

Etant donné que l'affichage intègre l'audiogramme du client, il est facile de visualiser quelles sont les parties du spectre du signal, par exemple la parole, qui sont audibles pour le client. Si les pointes de la parole de conversation normale atteignent le haut de la plage d'audition sur toute la plage de fréquence de celle-ci, cette voix devrait être totalement audible. L'audioprothésiste peut ainsi avoir confiance dans le fait que la capacité du client à comprendre la parole ne sera pas compromise par une audibilité limitée. Si les pointes de la parole de conversation normale n'atteignent pas le haut de la plage d'audition pour certaines fréquences, cela indique que l'audibilité vocale n'est pas optimale pour ces fréquences et le gain programmé dans l'aide auditive devrait être augmenté de façon appropriée. Si les pointes de la parole de conversation normale se situent largement au-dessus du haut de la plage d'audition pour certaines fréquences, cela peut indiquer que l'aide fournit trop d'amplification à ces fréquences, l'aide doit alors être reprogrammée afin de donner un gain plus faible.

Quelques autres avantages de la représentation graphique vocale et du Visible Speech sont énumérés ci-dessous :

- L'affichage peut faire apparaître des effets qui ne seraient pas révélés par des mesures conventionnelles, comme par exemple les effets d'expansion bas-niveau (une réduction du gain pour les entrées de bas niveau, parfois appelées « gargouillement »). Une telle expansion bas-niveau est souvent utilisée dans les aides auditives afin que l'utilisateur arrête d'entendre du bruit de bas niveau engendré par l'aide, généralement par le microphone et le convertisseur analogique-numérique. Les mesures traditionnelles avec microphone sonde de mesures in vivo sont généralement effectuées en utilisant des signaux de test avec des niveaux allant d'environ 50 dB SPL à 85 dB SPL. Ces mesures ne révèlent pas l'action de l'expansion bas-niveau. Dans de nombreuses aides auditives, le « seuil » en dessous duquel l'expansion fonctionne peut être programmé et il est souvent réglé sur une valeur située entre 35 et 45 dB SPL. On ne se rend pas compte en général que pour la parole faible avec un niveau global de par exemple 55 dB SPL, le niveau effectif de la parole dans les canaux à fréquence plus élevée de l'aide auditive peut n'être que de 30 à 40 dB SPL (Moore et al., 1999). Si le seuil d'expansion est supérieur à cette plage, l'expansion peut être appliquée à des fréquences élevées, conduisant à une audibilité et une intelligibilité réduites (Moore et al., 2004). La représentation graphique vocale permet immédiatement de révéler un tel effet s'il se produit. Si le client a besoin de comprendre la parole de bas niveau, le seuil de l'expansion bas-niveau peut être réduit ou bien l'expansion peut être totalement désactivée.
- Le client et ses proches sont davantage impliqués dans la procédure d'adaptation. Si une aide auditive ne fournit qu'une audibilité limitée de la parole, cette limite peut être immédiatement démontrée et intuitivement comprise. Cela est particulièrement important pour l'adaptation d'aides auditives aux nourrissons et enfants. S'il est impossible de fournir l'audibilité totale de la parole, peut-être à cause de la gravité de la perte auditive à hautes fréquences, le client et ses proches peuvent comprendre pourquoi il en est ainsi et se rendre compte des conséquences.

S'il est possible d'atteindre une adaptation plus satisfaisante, le client et ses proches peuvent immédiatement voir la différence à l'écran et il y a de grandes chances pour que le client entende également la différence.

- Un système de représentation graphique vocale peut fournir une indication de l'apparition éventuelle de problèmes d'intensités inconfortables dans la vie de tous les jours. Les signaux de test pré-enregistrés peuvent être utilisés pour simuler des situations dans lesquelles on peut rencontrer l'inconfort et l'affichage indique l'approche du niveau d'intensité inconfortable et, si c'est le cas, à quelles fréquences. Si nécessaire, les paramètres de la compression ou de la limite de sortie de l'aide peuvent être ajustés afin d'éviter des intensités inconfortables. De cette manière, il est probable de réduire au minimum le nombre de visites où le client revient pour un rajustement de son ou de ses aides auditives (Cunningham et al., 2002).
- Le système AURICAL Visible Speech est totalement sans fil, ce qui permet au client de se déplacer, tout en portant le système, les résultats étant affichés à l'écran. Cela peut permettre l'évaluation de l'audibilité vocale en écoutant une personne qui se trouve du côté opposée de la pièce ou même dans la pièce à côté.

En dehors des avantages de la représentation graphique vocale et de l'Aurical Visible Speech décrits ci-dessus, ce système particulier comprend plusieurs fonctions supplémentaires qui peuvent être très utiles. Ces avantages incluent :

- Un simulateur de perte auditive. Cet outil permet aux proches d'une personne malentendante de découvrir à quoi ressemble une perte auditive.
- Un simulateur d'appareil auditif. Cet outil simule l'effet de l'amplification multi-canaux et peut être utilisé pour démontrer les avantages de l'amplification pour un client qui n'a jamais porté d'aide auditive. Cet outil peut également être utilisé avec le simulateur de perte auditive afin de démontrer les avantages de l'aide auditive à un proche du client.

## Remarques pour conclure

Visible Speech fournit à l'audioprothésiste un outil précieux. Il permet une précision très nettement améliorée de la vérification et de l'adaptation d'aides auditives, il donne une indication immédiate de l'audibilité de signaux importants de tous les jours comme par exemple la parole, y compris la parole de proches, il permet d'ajuster les paramètres des aides auditives afin d'optimiser l'audibilité de la parole tout en évitant les intensités inconfortables, il implique le client et ses proches dans le processus d'adaptation, ce qui conduit à une plus grande compréhension et une plus grande satisfaction et il est susceptible de réduire le nombre de visites répétées pour la post-adaptation, d'où une économie de temps et d'argent.

Hearing Assessment

Fitting Systems

Balance Assessment

## Références bibliographiques

- Aarts, N. L., et Caffee, C. S. (2005). « Manufacturer predicted and measured REUR values in adult hearing aid fitting: Accuracy and clinical usefulness » (Valeurs REUR mesurées et prévues par le fabricant dans l'adaptation d'aides auditives chez l'adulte : précision et utilité clinique), *Int. J. Audiol.* 44, 293-301.
- Byrne, D., Dillon, H., Ching, T., Katsch, R., et Keidser, G. (2001). « NAL-NL1 procedure for fitting nonlinear hearing aids: characteristics and comparisons with other procedures » (Procédure NAL-NL1 d'adaptation d'aides auditives non linéaires : caractéristiques et comparaisons avec d'autres procédures), *J. Am. Acad. Audiol.* 12, 37-51.
- Cornelisse, L. E., Seewald, R. C., et Jamieson, D. G. (1995). « The input/output formula: A theoretical approach to the fitting of personal amplification devices » (La formule entrée/sortie : une approche théorique de l'adaptation de dispositifs personnels d'amplification), *J. Acoust. Soc. Am.* 97, 1854-1864.
- Cunningham, D. R., Laó-Dávila, R. G., Eisenmenger, B. A., et Lazich, R. W. (2002). « Study finds use of Live Speech Mapping reduces follow-up visits and saves money » (Etude démontrant que la représentation graphique vocale en direct réduit le nombre de visites de suivi et permet de réaliser des économies), *Hear. J.* 55, 43-46.
- Henning, R. W., et Bentler, R. (2005). « Compression-dependent differences in hearing aid gain between speech and nonspeech input signals » (Différences dépendant de la compression, dans le gain obtenu avec une aide auditive, entre les signaux d'entrée vocaux et non vocaux), *Ear Hear.* 26, 409-422.
- Jenstad, L. M., et Souza, P. E. (2005). « Quantifying the effect of compression hearing aid release time on speech acoustics and intelligibility » (Quantification de l'effet du temps de relâchement de la compression de l'aide auditive sur l'acoustique vocale et l'intelligibilité), *J. Speech. Lang. Hear. Res.* 48, 651-667.
- Moore, B. C. J. (2000). « Use of a loudness model for hearing aid fitting. IV. Fitting hearing aids with multi-channel compression so as to restore "normal" loudness for speech at different levels » (Utilisation d'un modèle d'intensité pour l'adaptation d'aides auditives. IV. Adaptation d'aides auditives avec compression multi-canaux afin de restaurer une intensité « normale » pour la parole à différents niveaux), *Br. J. Audiol.* 34, 165-177.
- Moore, B. C. J., et Glasberg, B. R. (1988). « A comparison of four methods of implementing automatic gain control (AGC) in hearing aids » (Une comparaison de quatre méthodes de mise en œuvre du contrôle du gain automatique (AGC) dans les aides auditives), *Br. J. Audiol.* 22, 93-104.
- Moore, B. C. J., Glasberg, B. R., et Stone, M. A. (1999). « Use of a loudness model for hearing aid fitting. III. A general method for deriving initial fittings for hearing aids with multi-channel compression » (Utilisation d'un modèle d'intensité pour l'adaptation d'aides auditives. III. Une méthode générale de dérivation d'adaptations initiales d'aides auditives avec compression multi-canaux), *Br. J. Audiol.* 33, 241-258.
- Moore, B. C. J., Johnson, J. S., Clark, T. M., et Pluinage, V. (1992). « Evaluation of a dual-channel full dynamic range compression system for people with sensorineural hearing loss » (Evaluation d'un système de compression à plage dynamique intégrale et deux canaux pour personnes présentant une perte auditive sensorineurale), *Ear Hear.* 13, 349-370.
- Moore, B. C. J., Stainsby, T. H., Alcántara, J. I., et Kühnel, V. (2004). « The effect on speech intelligibility of varying compression time constants in a digital hearing aid » (L'effet de l'intelligibilité vocale de différentes constantes de temps de compression dans une aide auditive numérique), *Int. J. Audiol.* 43, 399-409.
- Mueller, H. G., Hawkins, D. B., et Northern, J. L. (1992). *Probe Microphone Measurements: Hearing Aid Selection and Assessment (Mesures avec microphone sonde : sélection et évaluation de l'aide auditive)* (Singular, San Diego, CA).
- Souza, P. E. (2002). « Effects of compression on speech acoustics, intelligibility, and sound quality » (Effets de la compression sur l'acoustique vocale, l'intelligibilité et la qualité sonore), *Trends Amplif.* 6, 131-165.
- Stone, M. A., et Moore, B. C. J. (1992). « Syllabic compression: Effective compression ratios for signals modulated at different rates » (Compression syllabique : rapports de compression effective de signaux modulés à différents taux), *Br. J. Audiol.* 26, 351-361.
- Stone, M. A., Moore, B. C. J., Alcántara, J. I., et Glasberg, B. R. (1999). « Comparison of different forms of compression using wearable digital hearing aids » (Comparaison de différentes formes de compression utilisant des aides auditives numériques portables), *J. Acoust. Soc. Am.* 106, 3603-3619.
- Swan, I. R., et Gatehouse, S. (1995). « The value of routine in-the-ear measurement of hearing aid gain » (La valeur de la mesure de routine du gain de l'aide auditive dans l'oreille), *Br. J. Audiol.* 29, 271-277.
- Verschuure, J., Maas, A. J. J., Stikvoort, E., de Jong, R. M., Goedegebuure, A., et Dreschler, W. A. (1996). « Compression and its effect on the speech signal » (La compression et ses effets sur le signal vocal), *Ear Hear.* 17, 162-175.
- Villechur, E. (1973). « Signal processing to improve speech intelligibility in perceptive deafness » (Le traitement des signaux pour améliorer l'intelligibilité vocale dans la surdité perceptive), *J. Acoust. Soc. Am.* 53, 1646-1657.