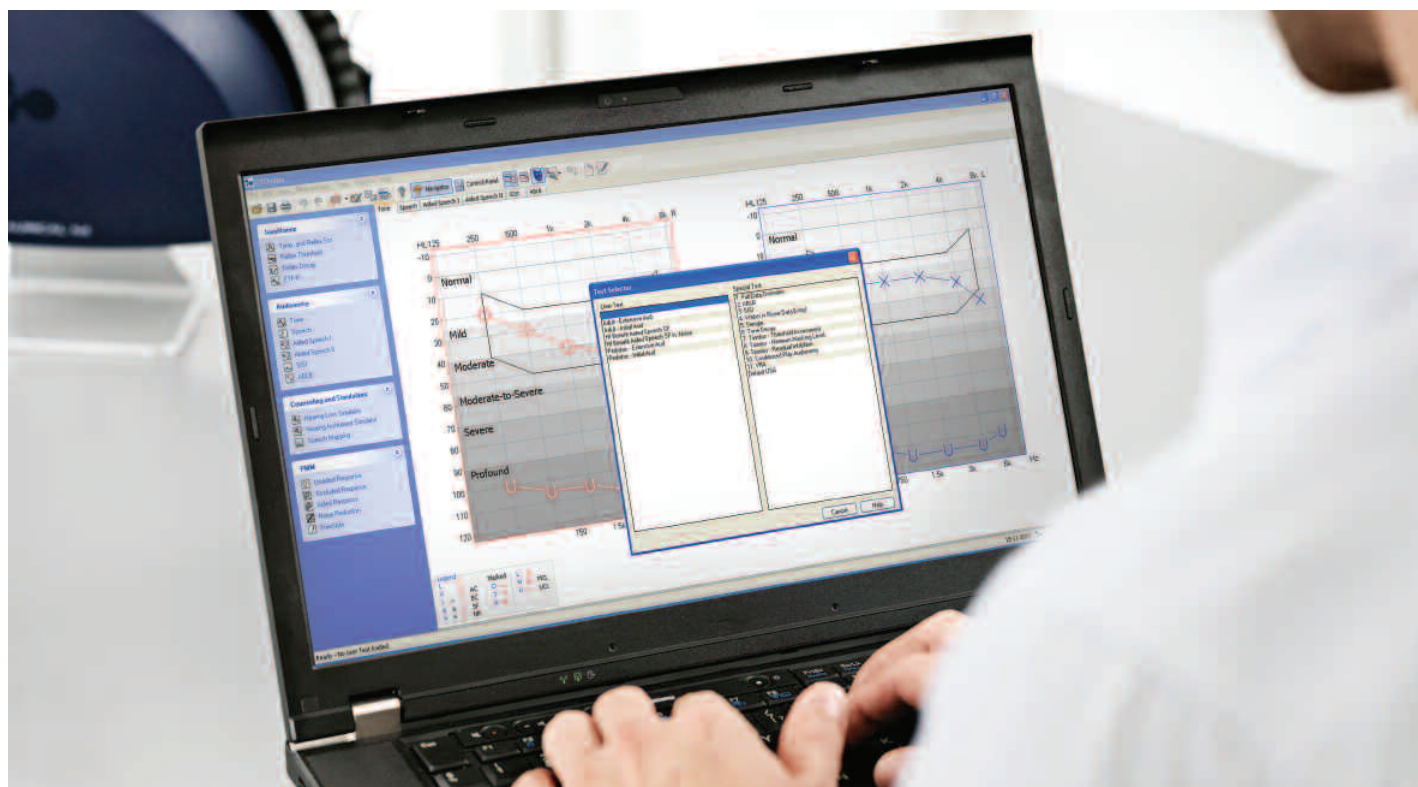


Signaux de test et mesure *in vivo*



Légende ?

L'une des gageures des industriels ces dernières années : permettre une meilleure intelligibilité de la parole dans le bruit. Les progrès des chaînes de mesure actuelles font de la mesure *in vivo* et de sa panoplie de signaux vocaux un outil de précision dans le processus d'adaptation des aides auditives de dernière génération. En permettant aux audioprothésistes d'évaluer leurs performances dans des conditions réalistes, elle s'impose comme une étape utile et souhaitable de la réhabilitation avec, à la clé, des résultats prothétiques propres à satisfaire professionnels et patients.

Les aides auditives mises sur le marché ces dernières années sont conçues de telle sorte que leurs algorithmes favorisent la perception de la parole, tout en minimisant les interférences induites par les fonds sonores bruités. Ceci nécessite de leur part des différenciations qualitatives et quantitatives des signaux capturés, des actions sur les gains appliqués, la mise en action de directivités microphoniques spécifiques ou d'autres algorithmes parcimonieusement détaillés par les fabricants. Face à ces développements technologiques, les moyens de mesure et d'analyse du comportement des aides auditives par l'audioprothésiste ont évolué en parallèle, avec l'utilisation de signaux adaptés aux présumées performances de ces aides. Les capacités de calculs actuelles sont telles qu'elles permettent la collecte en temps quasi-réel d'une quantité d'informations très importante : les chaînes de mesure *in vivo* deviennent ainsi de puissants analyseurs de signaux. Toute une panoplie de signaux de test est disponible aujourd'hui : du balayage en sons wobulés, des signaux vocaux ou pseudo-vocaux standardisés ou n'importe quel fichier son non compressé. Une étude de Holube en 2006 recensait 33 signaux de

mesure *in vivo* différents disponibles sur les chaînes de mesure les plus représentatives du marché.

L'acceptation répandue aujourd'hui est de mesurer l'efficacité *in vivo* d'une aide auditive avec un signal d'analyse le plus réaliste possible : la parole. C'est à cet effet que l'Ehima (Association européenne des fabricants d'aides auditives), dès 2006, s'est attachée à développer un signal vocal (l'ISTS ou Signal vocal international de test) destiné à remplacer les signaux de test préalablement existants et jusqu'à être considéré comme la référence normative de l'IEC-60118-15.

Quel est un bon signal vocal de test et quelles sont les caractéristiques, les risques d'erreurs ou d'interprétations de la mesure *in vivo* avec un tel signal ? D'autre part, l'utilisation de signaux de mesure comme le balayage en sons wobulés ou les "bruits vocaux", est-elle devenue impossible ou caduque aujourd'hui ? La mesure *in vivo* d'efficacité de l'appareillage auditif est-elle arrivée à son apogée avec l'utilisation de signaux de parole et que ne peut-on pas (encore) mesurer ?

Matériel et signaux de mesure

Certaines formes d'appareillage actuelles (appareillage ouvert/open) et certains signaux employés (modulés en intensité) exigent des contraintes de mesure particulières.

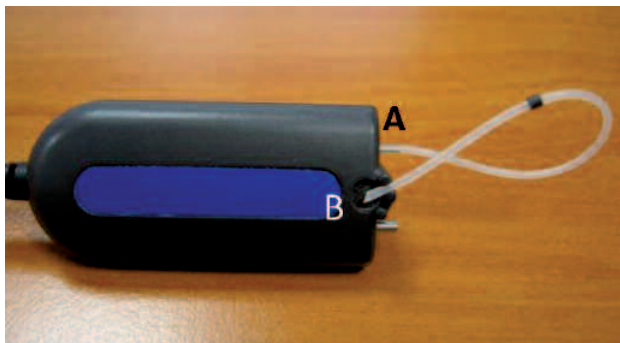


Figure 1 - Un casque de mesure *in vivo*
A : microphone de mesure auquel est relié le tubule de mesure
B : microphone de référence chargé de mesurer le niveau sonore dans la pièce.

En mesure *in vivo*, un microphone dit de mesure (relié à un tubule placé en fond de conduit auditif externe) et un microphone dit de référence (mesurant le niveau de pression acoustique délivré par le haut-parleur d'émission dans le local de mesure – soit l'asservissement) travaillent de façon simultanée durant la mesure. Le microphone de référence s'assurant d'un niveau d'émission constant de la source sonore (le haut-parleur - HP).

Linéarisation et asservissement du haut-parleur d'émission

Avant chaque mesure et comme présenté sur la figure 1, l'ouverture du tubule de mesure est mise face à l'entrée du microphone de référence afin que les signaux capturés par les microphones soient les plus corrélés possibles. La chaîne de mesure met ensuite en œuvre une pondération relative à la variabilité obtenue (en réponse et en phase) : c'est la linéarisation. Une fois la linéarisation conduite, l'action du microphone

de référence consiste à mesurer en permanence le niveau d'émission du haut-parleur afin de s'assurer que le niveau de pression acoustique délivré au niveau du microphone de référence est constant. Ce point était indispensable il y a quelques années avec des signaux de balayage pour lesquels on recherchait une intensité d'émission constante, mais devient critique aujourd'hui pour deux raisons :

- L'adaptation croissante d'appareillages dits "ouverts", laissant fuir une partie du signal amplifié vers l'extérieur du conduit : il y a risque de biaiser le comportement du microphone de référence.
- L'utilisation de signaux comme la parole, qui sont modulés en intensité : l'asservissement risque de présenter des distorsions temporelles (fenêtre de temps d'évaluation, temps d'attaque et temps de retour) et de lisser les modulations d'amplitude de l'émission.

On a donc vu apparaître en France dès 2003 (Madsen Aurical) les premiers tests "Open-REM" pour la mesure d'appareillages ouverts, puis la généralisation sur la plupart des matériels de cette désactivation du microphone de référence au moment de la mesure par le biais de signaux fluctuant en intensité (signaux vocaux ou pseudo-vocaux). La majorité des mesures *in vivo* aujourd'hui, si l'appareillage est "ouvert", si le signal de test est un signal fluctuant (la parole), ou les deux conditions réunies, se feront avec le microphone de référence désactivé, après une linéarisation préalable. Ceci nécessite de strictes conditions de mesures : mesure en champ direct, et champ réverbéré négligeable (40 cm idéalement – ou mesure de la distance critique), immobilité du sujet vis-à-vis du haut-parleur, silence dans le local de mesure.

Des bruits vocaux à la parole normalisée

Dès les années 1990, des signaux de mesure que l'on voulait proches de la parole ont été employés. Il s'agissait souvent de signaux auxquels était appliquée une pondération de la bande passante selon le spectre à long terme de la parole continue (LTASS ou Long Term Average Speech Spectrum) pour un effort vocal normal (niveau global RMS d'environ 65 dB SPL). De nombreux signaux ont utilisé la pondération spectrale normative définie par l'ANSI S3.42 dès 1992 (fig. 2).

Ces signaux sont connus sous les noms de "Speech Noise", "Composite signal" (Fonix), "Modulated Speech Noise" (Aurical), "Pseudo Random Noise" (Interacoustics), etc. Au cours

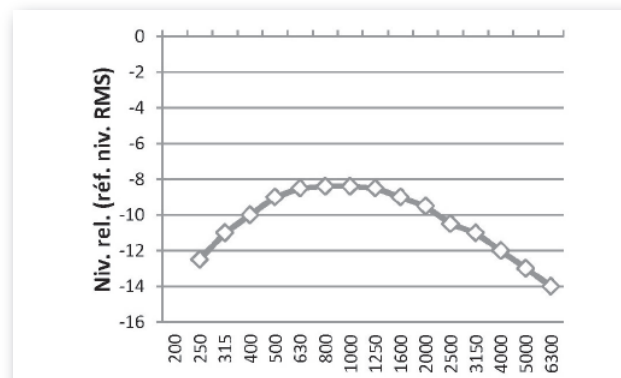


Figure 2 - Niveaux relatifs par bandes de tiers d'octave du spectre à long terme de la parole selon ANSI S3.42.

du temps, les fabricants de matériel ont essayé d'améliorer ces signaux, en tendant le plus possible vers les spécificités temporelles de la parole, avec l'introduction d'une "modulation temporelle aléatoire" (interruptions du signal aléatoires) pour Aurical ou Fonix par exemple. En 1988, Cox et Moore publiaient une étude sur la mesure par tiers d'octave du spectre vocal à long terme. Obtenu par la moyenne de 30 voix de femmes et autant d'hommes (langue anglaise), dans le but de définir un signal de test plus réaliste afin d'évaluer de façon plus optimale le comportement des aides auditives. A la fin des années 1990, le fabricant Audioscan a pris en considération ces travaux pour élaborer un signal de parole répondant à ces caractéristiques. En 1994, Byrne, avec une équipe internationale d'audiologistes et d'acousticiens, mesure le ILTASS pour un effort vocal normal (International Long Term Average Speech Spectrum) à partir de 15 langues différentes, hommes et femmes confondus (fig. 3). Le spectre par bandes de tiers d'octaves de l'ILTASS est assez différent du spectre ANSI, dès 800 Hz (fig. 4).

Le ILTASS donne, pour un effort vocal normal, un niveau RMS de 56 dB SPL à 1 mètre (Byrne, 1994). En fonction du spectre du signal utilisé pour la mesure (ANSI ou ILTASS), les cibles de niveau de sortie *in vivo* appareillé (REAR) seront adaptées par les chaînes de mesure.

Il faut cependant noter que l'utilisation d'un signal basé sur le spectre à long terme ANSI donnera moins de gain d'insertion qu'avec utilisation d'un signal basé sur ILTASS et ce, en fonction du taux de compression utilisé. C'est ce qu'a montré une étude de Keider, Dillon et coll. en 2010: si une compression large dynamique (WDR) est mise en œuvre dans l'aide auditive mesurée, l'utilisation d'un signal type ANSI S3.42 peut

Figure 3 - Niveaux relatifs par bandes de tiers d'octave du ILTASS (Byrne et coll. 1994).

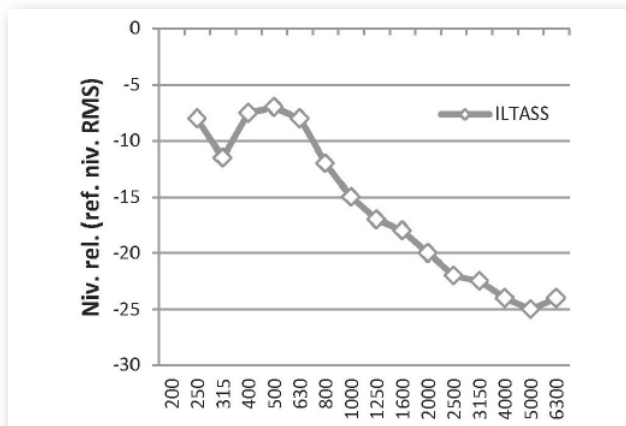


Figure 4 - Contribution par bande par rapport au niveau RMS global de l'ILTASS (Byrne et coll. 1994) et LTASS ANSI S3.42).

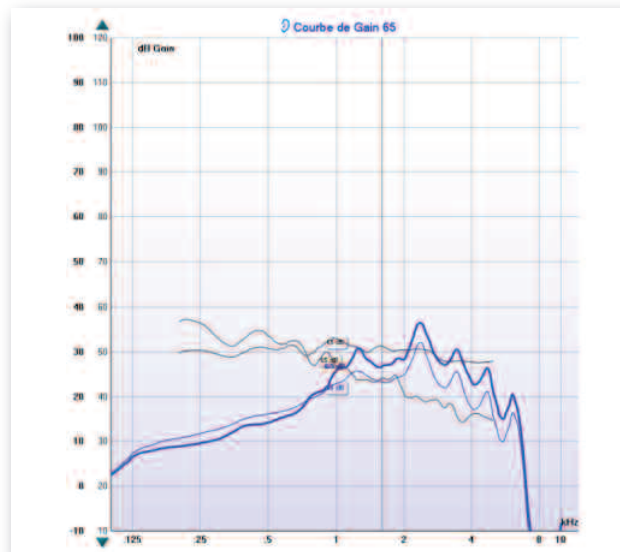
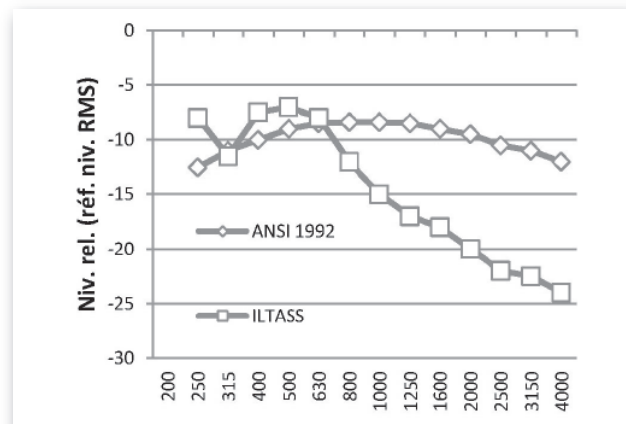


Figure 5 - courbe bleue en gras : gain d'insertion obtenu avec un signal type ILTASS (ISTSS). Courbe bleue fine, le même appareil testé avec signal type ANSI (taux des compressions = 2.0). En bleu foncé en arrière-plan : spectres à long terme des signaux utilisés.

donner une mesure de gain jusqu'à 8 dB plus basse dans les HF et 2 dB plus forte dans les BF qu'avec un signal de parole de type ILTASS, indépendamment du traitement du signal utilisé. Ce phénomène est à prendre en considération par l'audioprothésiste. La mesure *in vivo* ou les mesures au coupleur avec signaux éloignés des caractéristiques spectrales de la parole peuvent ne pas strictement représenter l'amplification réelle obtenue par le malentendant dans sa vie quotidienne (fig. 5).

Les signaux ICRA

Une alternative intéressante aux signaux de spectre type ANSI a été proposée en 2001 avec les signaux ICRA, proposant des caractéristiques proches de la parole, à diverses intensités d'émission. Les bruits de type ICRA ont été développés pour l'intérêt du International Collegium of Rehabilitative Audiology (ICRA) par le groupe de travail Hearing Aid Test Environment Standardisation (HACTES). Le but étant de proposer un signal dont les modulations d'amplitude soient préservées, tout en évitant que ce signal ne possède de particularité linguistique. Son image spectrale est proche d'un bruit intermittent (fig.6).

Les signaux de chaque filtre sont ensuite nivelés et les trois bandes sont mélangées. Les voix d'homme et de femme sont enfin obtenues par le biais d'un filtrage basé sur la norme ANSI S3.5/1997 :

- voix d'homme : pondération à partir de 100 Hz: 12 dB/Oct.
 - voix de femme : pondération à partir de 200 Hz: 12 dB/Oct.
- Le résultat donne des signaux plus représentatifs de la voix qu'un bruit filtré, modulés en amplitude et en fréquences et dont la distribution statistique et l'énergie à long terme correspondent à la voix humaine. Le signal ICRA le plus communément employé est l'ICRA 3bsmmnm représentant un effort vocal normal pour une voix d'homme. Fluctuations d'intensité en fonction des fréquences, spectre à long terme proche du ILTASS de Byrne, interruptions du signal : ce signal a représenté longtemps une très bonne approximation de la parole.

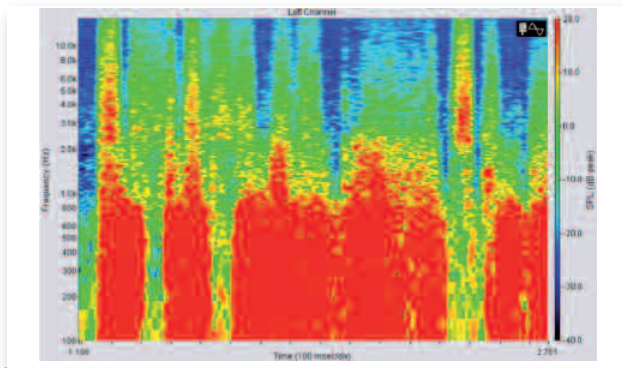


Figure 6 - Spectrogramme du signal ICRA 3bsmmn : des pôles de bruit intermittents.

Au fur et à mesure des améliorations apportées au traitement du signal des aides auditives, les signaux ICRA, comme précédemment les signaux pondérés ANSI, ont montré leurs limites, entre autres par leur absence de modulation (voir plus loin). Certaines aides auditives nécessitaient ces dernières années la désactivation des réducteurs de bruit pour la mesure (Scollie, Seewald, 2002). Il fallait alors se contenter d'une approximation de gain ou accepter de ne pas mesurer les caractéristiques d'une aide auditive avec toutes ses caractéristiques fonctionnelles. On aboutit donc au début des années 2000 à la multiplication des signaux de mesure (plus d'une trentaine en recensant les matériels les plus courants), mais potentiellement une infinité possible puisque les chaînes de mesure proposent l'accès à l'emploi de signaux sonores non compressés sous la forme de fichiers sonores de type ".wav". Un signal de "parole réelle" est alors accessible pour la mesure, le problème est de savoir si ces signaux respectent les caractéristiques dynamiques, temporelles, spectrales, etc. de la "voix humaine moyenne internationale" et donc s'accordent avec les cibles de gain ou de niveau de sortie des formules de calcul.

L'ISTS

Dès 2006, l'Ehima, consciente d'un besoin d'uniformisation, lance une étude par le biais du projet ISMADHA (International Standards for Measuring Advanced Digital Hearing Aids) pour l'élaboration d'un signal de parole réaliste, utilisable dans le monde entier et dont les caractéristiques phonétiques correspondent à une moyenne internationale. Le choix se porte sur des locutrices féminines, encore une moyenne, puisque la voix de femme se situe entre la voix d'enfant et la voix d'homme. Ceci aboutit en 2008 à la création du Signal Vocal International de Test (ISTS, International Speech Test Signal). Le cahier des charges de l'Ehima consistait à élaborer un signal devant :

- "Représenter les caractéristiques de nombreuses langues ;
- simuler la parole tout en étant inintelligible ;
- permettre des mesures précises et répétables ;
- être suffisamment long pour permettre le réglage en simultané ;
- être conçu pour devenir un standard à long terme".

Pour ceci, le signal devait respecter, entre autres, des critères moyens internationaux de spectre (à court et long termes), de modulation, modulation, distribution percentile d'énergie, durée des pauses, facteur de crête. Ce signal, conçu à partir

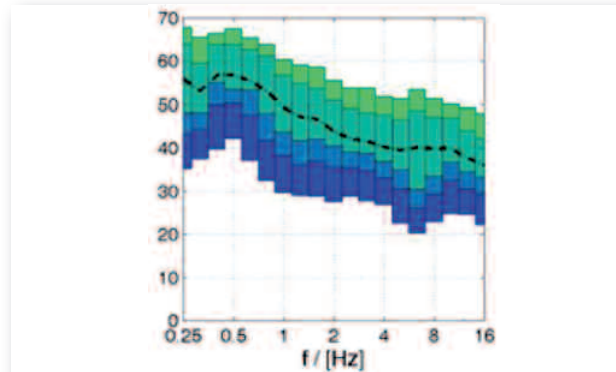


Figure 7 : Analyse percentile du signal ISTS après 45 secondes de présentation comparée au spectre international de parole – selon HOLUBE I. – 2007

d'enregistrements vocaux originaux de 21 locutrices, dans 6 langues différentes lisant un même texte ("*Le vent du Nord et le Soleil*") est concaténé : il contient des sections de 10 à 15 secondes de segments de parole mis bout à bout et dont on a sélectionné au hasard des échantillons d'une longueur variant de 100 à 600 ms. Cette construction est ensuite mise en forme spectrale selon le ILTASS.

De par sa conception, l'ISTS offre une couverture robuste des traits acoustiques de la parole après seulement 45 secondes de présentation du signal (HOLUBE et al - 2007).

La figure 7 montre que la distribution spectrale de l'ISTS est très proche (en niveaux moyens) du spectre international de parole qui a été pris en référence pour la forme spectrale à long terme.

L'ISTS se retrouve donc petit à petit présent sur de nombreuses chaînes de mesure (*in vivo* ou caisson) et s'impose pour devenir ce pour quoi il a été conçu : un signal normé dédié à la mesure des performances des aides auditives.

Analyse du signal par les chaînes de mesure *in vivo*

Le spectre à long terme

La chaîne de mesure *in vivo* d'un audioprothésiste est typiquement un analyseur spectral. Par exemple, pour une mesure d'un signal de parole (ISTS) en fond de conduit auditif ouvert (REUR = réponse oreille nue en fond de conduit), on obtient la courbe suivante (fig. 8).

On repère en "A" l'amplification apportée par l'ensemble pavillon/conduit, pour un niveau global d'émission (ou niveau RMS, ou Leq) de 65 dB SPL.

Le niveau global d'un signal complexe

L'exemple de la figure 9 montre le niveau par bande de 1/3 d'octave de la parole à 62 dB SPL. Aucune bande n'atteint, à titre isolé, 55 dB SPL. C'est la sommation de l'énergie acoustique procurée par l'ensemble des bandes qui permet d'obtenir un niveau global de 62 dB SPL. Ce point est important : la mesure *in vivo* en niveau de sortie (REAR : N.S. appareillé ou REUR : N.S. sans appareil) avec emploi de signaux de parole peut donner l'impression à l'audioprothésiste que le niveau mesuré au tympan est faible. Dans certains cas, il est même possible que les cibles de niveau de sortie se trouvent sous les seuils en dB SPL.

Non voisement et spectre à long terme

Le spectre à long terme de la parole est le résultat de l'in-

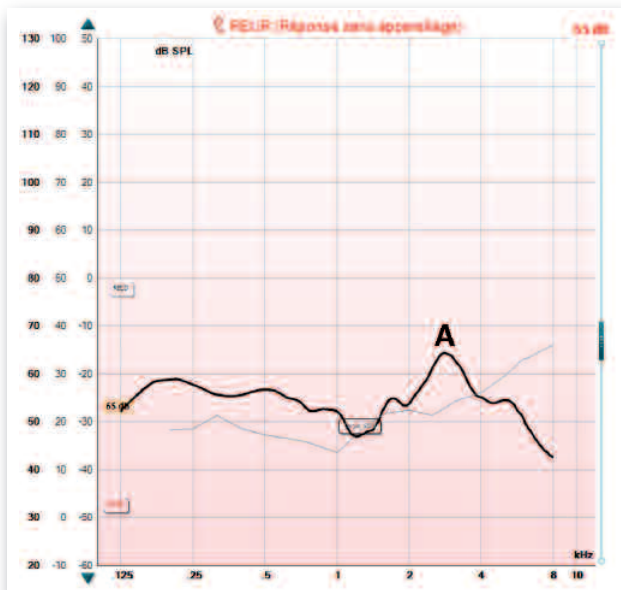


Figure 8 - Spectre sur 15s en fond de conduit de l'ISTS à 65 dB SPL d'émission.

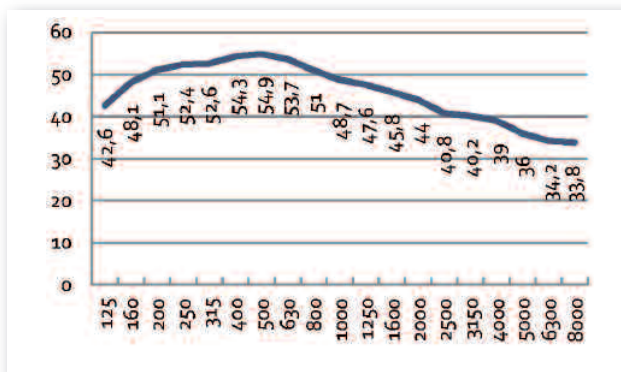


Figure 9 - Niveaux (dB SPL) dans chaque bande de 1/3 d'octave pour un niveau global de parole à 62 dB SPL.

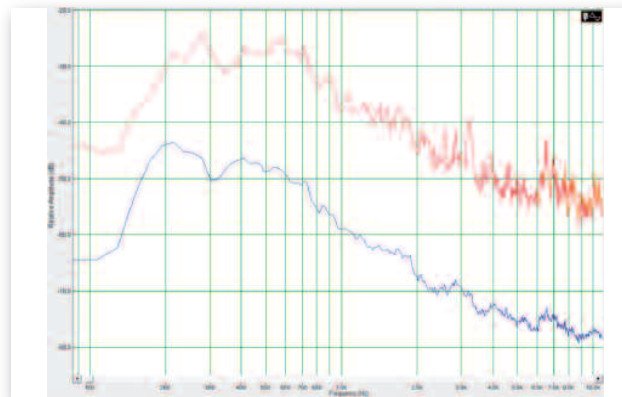


Figure 10 - spectre moyen sur une minute de l'ISTS (courbe bleue) et niveaux de crêtes sur la durée (courbe rouge). Facteur de crête de 20 à 25 dB.

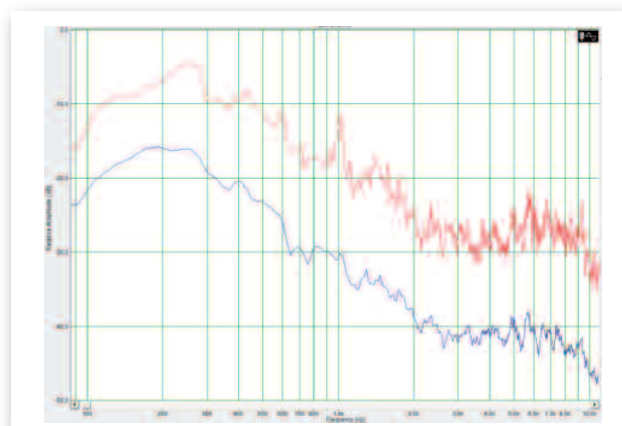


Figure 11 - Bruit de cocktail : une 20aine de personnes parlant en même temps. Facteur de crête de 10 à 15 dB.

tégration des crêtes mais aussi des silences ; soit le niveau moyen calculé sur un temps donné pour une bande spectrale donnée. Par exemple, un locuteur lisant un texte à effort vocal moyen et en insistant sur les pauses et ponctuations, le niveau moyen serait plus bas que pour ce même locuteur parlant d'un débit plus rapide. Dans le cadre d'un dialogue, la partie non-voisée du langage (silences, pauses) représente 30 % environ du signal. Plus la proportion non-voisée augmente, plus le niveau à long terme diminue. Il est intéressant aujourd'hui pour l'audioprothésiste de visualiser la parole dans sa dynamique globale que son niveau moyen (Fig. 12).

Facteur de crête et variabilité d'amplitude dans le temps

Le facteur de crête d'un signal est défini par l'écart (en dB) entre son niveau moyen (à long terme) et son niveau maximum sur la même durée (ses crêtes) : il est très probable que les aides auditives actuelles se basent sur cette caractéristique (et d'autres) pour déterminer la nature d'un signal (bruit ou parole).

La parole présente un facteur de crête de plus de 20 dB (fig. 10). Si ce facteur de crête peut-être représenté spectralement, c'est un critère temporel : il s'agit des variations au cours du temps du niveau sonore d'un signal.

Plus le nombre de locuteurs augmente (situation de cocktail party) plus le facteur de crête diminue : le signal tendant à devenir moins modulé, son facteur de crête diminue (fig. 11).

Un signal présentant un facteur de crête inférieur à 14 dB (étude de l'Ehima, 2006), est susceptible de déclencher les systèmes de réduction de bruit. On notera que les signaux artificiels de test type "bruit vocal" présentent des facteurs de crête de 10 dB environ. Avec le nombre de locuteurs, on constatera également :

- l'augmentation de la fréquence de modulation de l'enveloppe du signal,
- une diminution de la variabilité d'amplitude du signal,
- une diminution de la comodulation.

La comodulation

L'ISTS a été élaboré en respectant la comodulation de la parole : en filtrant un signal vocal en plusieurs bandes, il est probable de mettre en évidence, dans chaque bande, une modulation d'amplitude synchronisée. Les modulations de toutes les bandes sont en phase. Par exemple, les harmoniques fluctuent en amplitude de façon synchronisée avec le premier formant ou le fondamental laryngé. Ce point différencie nettement l'ISTS des autres signaux standardisés précédemment utilisés.

C'est un point important, car certains fabricants d'aides auditives utilisent la présence de comodulation comme un indice robuste de la présence de parole. Par extension, le gain appliqué à un signal de parole peut ne pas être le même que celui appliqué à un autre signal.

Dynamique du signal

L'affichage de la dynamique d'un signal (spectre à long terme, crêtes et autres niveaux d'énergie) est aujourd'hui possible en mesure *in vivo* (fig.12), sous la forme du niveau de sortie affiché dans la dynamique résiduelle du malentendant au tympan (le SPLoGramme).

Le spectre, moyenne sur le temps de mesure est représenté par la courbe verte (A). Les cibles de niveau de sortie sont des cibles de spectre moyen. La dynamique (flèche, zone en vert clair) représente la dynamique entre les pics du signal (P) et ses "vallées" (V).

Dans cet exemple, la cible est sous le seuil, dès 5 KHz: seules les crêtes du signal, éventuellement, apporteraient des informations. Mais les informations de crêtes sont parmi les plus déterminantes pour l'intelligibilité (Drullman, 1995) et prennent une grande importance avec la diminution du seuil, car ce sont les seules perçues.

Centiles d'énergie

La dynamique du signal figure 12 ("pics et vallées") est une représentation usuelle mais arbitraire des niveaux d'énergie. Les pics correspondent à des niveaux d'énergie de +12 dB par rapport au niveau moyen, les "vallées" à des niveaux de -18 dB environ. La dynamique totale serait de 30 dB environ pour un signal qui ne subirait aucune compression. Cette dynamique n'est pas "plaquée" autour du niveau moyen, mais obtenue par un calcul statistique pendant le temps de mesure. La ligne de crêtes (P) correspond au percentile 99 (niveaux dépassés 1 % du temps), la ligne de "vallées" ne correspond pas à l'extinction du signal mais au percentile 30 (niveaux dépassés 70 % du temps). Un appareillage à fort taux de compression ou un MPO (niveau de sortie maximal) réglé trop bas "écrase" le signal, risquant de générer un manque de contraste spectral dans le temps. L'affichage de la dynamique du signal amplifié permet donc à l'audioprothésiste une meilleure gestion des niveaux de crêtes (avec un signal de

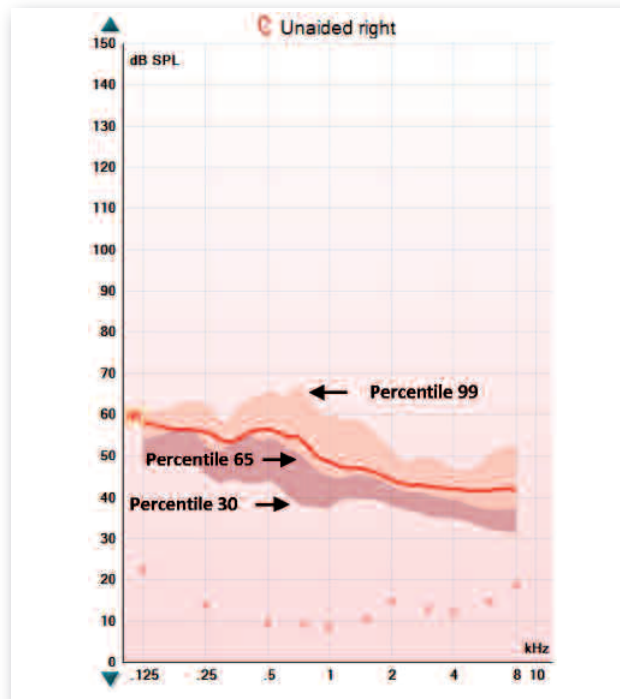


Figure 13 - Analyse percentile en Visible Speech.

voix forte, 75 dB SPL par exemple), ou à l'opposé, une bonne visualisation des effets des réglages d'expansion pour des voix faibles (55 dB SPL) ou les indices faibles de la parole. Il est possible de paramétrer l'analyse percentile souhaitée sur la plupart des chaînes de mesure actuelles (fig. 13).

Pondération spectrale

La plupart des matériels de mesure *in vivo* avec signal de parole proposent une analyse spectrale de niveau par bandes de filtres de tiers d'octave. Le choix du tiers d'octave suit une recommandation de l'IEC (IEC 1260 de 1995) mais n'a pas de caractère obligatoire. Il est possible d'analyser un signal de parole selon d'autres pondérations, en sachant toutefois que les résultats de niveau de sortie peuvent être très différents d'une pondération à l'autre (Frye, 2009) (fig. 14).

La pondération d'analyse par tiers d'octave la plus proche de la largeur des bandes critiques (HOLUBE, 2006) (fig. 15):

Les formules de calcul pondèrent en tiers d'octave leurs cibles

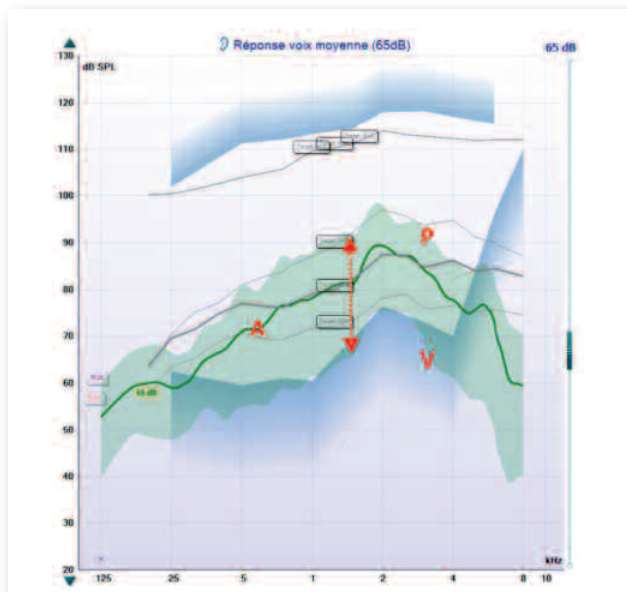


Figure 12 - Niveau de sortie au tympan avec appareil (REAR) pour un signal d'entrée (ISTS) à 65 dB SPL.

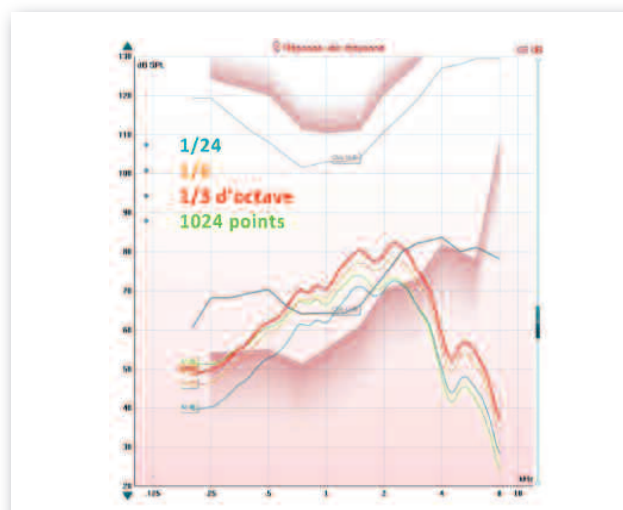


Figure 14 - N. de S. *in vivo* appareillé (REAR) avec différentes pondérations spectrales d'analyse.

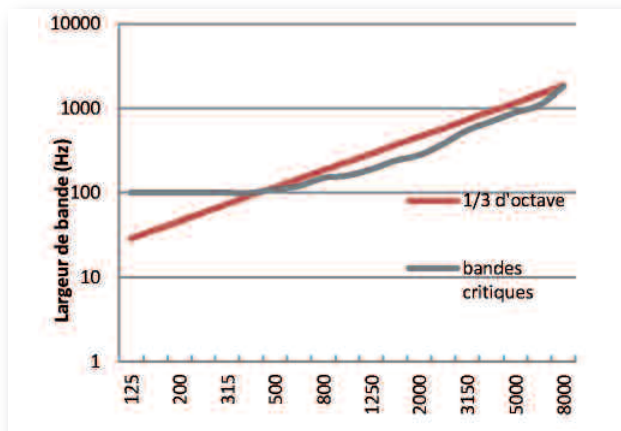


Figure 15 – Largeurs comparées des bandes critiques et des bandes de 1/3 d'octave.

de niveau de sortie *in vivo* (REAR). Mais il ne faut pas négliger le fait que la distribution spectrale mise en œuvre dans une aide auditive ne suit pas nécessairement cette distribution en tiers d'octave. Il est donc possible d'observer des réponses liées à la non-adéquation de la construction de l'aide par rapport à la méthode d'analyse.

Le temps de mesure en niveau de sortie

Le niveau de sortie dépend des informations spectrales du signal d'entrée. Les cibles de calcul proposées à l'audioprothésiste représentent le spectre à long terme d'un signal de parole (le spectre sur 60 secondes de l'ISTS est équivalent au ILTASS). A quel moment considère-t-on que la mesure est robuste? Peut-on émettre en continu le signal et régler en même temps? La figure 16 représente, pour deux mesures à l'entrée du pavillon, l'une arrêtée à 5 secondes (fine), l'autre à 12 secondes (en gras), le niveau de sortie moyen mesuré avec ISTS en entrée.

Ces variations de niveau de sortie sont particulièrement visibles avec l'émission de consonnes de faible énergie et à spectre à connotation aigue (le /s/ par exemple). Un temps de mesure de 20 secondes semble idéal afin de stabiliser l'aide

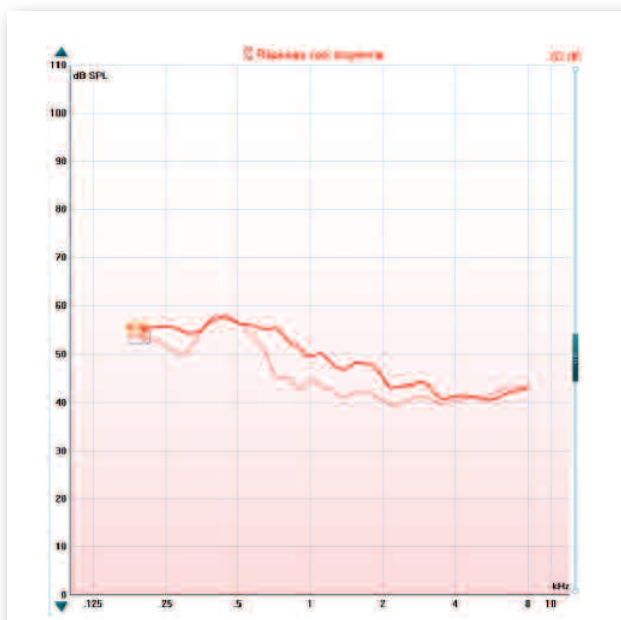


Figure 16 - Spectre obtenu pour ISTS mesuré 5 secondes (trait fin) et 12 secondes (trait gras).



Figure 17 - Le signal amplifié par l'aide auditive (vert) est en retard par rapport au signal émis (bleu).

auditive (Fortune et Groth, 2010) et d'obtenir assez de composantes fréquentielles vocales pour arrêter la mesure.

Mesures avec un signal de parole : l'alignement temporel

La mesure du gain avec un signal de parole n'est pas anodine. Cette mesure qui est transparente pour l'audioprothésiste nécessite un ajustement temporel très rigoureux de la chaîne de mesure : la parole étant par nature fluctuante en intensité, si la mesure n'est pas strictement calée (temporellement) sur l'émission, le calcul du gain sera biaisé (fig. 17, illustration Ehima).

Toutes les mesures de gain sont dépendantes de cet ajustement temporel rigoureux des signaux émis et mesurés. Ce décalage temporel entre l'émission du HP et la mesure par la sonde est fonction du délai de traitement de signal par l'aide auditive, et doit être maintenu inférieur à 10 ms (Ehima Ismadha 2006, Fortune et Groth 2010, Moore 2011).

Les limites de la mesure

Constantes temporelles de mesure

La "fenêtre temporelle" des chaînes de mesure actuelles est de 125 ms environ, ce qui signifie que l'affichage du niveau de sortie appareillé *in vivo* est la moyenne des événements sonores en fond de conduit sur les 125 dernières millisecondes pour l'affichage de la dynamique vocale (analyse percentile). Concernant le spectre à long terme, une "moyenne glissante" est utilisée, souvent paramétrable, et qui est la compilation des données sur quelques secondes d'émission. De plus en plus d'aides auditives prétendent analyser le signal et ajuster le gain sur des durées comprises entre 1 et 5 millisecondes. La mesure dans ce cas ne donnerait accès qu'à une fraction de l'information en fond de conduit. Quelles sont les conséquences possibles de ce choix d'analyse? Faudra-t-il que les fabricants de chaînes de mesure adaptent leur matériel?

L'"audition moyenne"

La mesure *in vivo* avec signaux de parole ne s'appuie que sur des moyennes : spectre à long terme (quelques secondes à une minute) ou spectre à court terme (variations d'amplitude actualisées sur 125 ms). Or, l'oreille humaine ne fait pas la moyenne des signaux qu'elle perçoit. Une mesure pondérée sur une durée arbitraire ne représentera pas la capacité des patients appareillés à extraire les informations utiles du signal, en particulier les crêtes (Hilaire et Coll., 2002).

Directionnalité

Les chaînes de mesure *in vivo* actuelles permettent aujourd'hui un début de mesure de directionnalité "forcée", dans le sens ou

[Bibliographie]

- [1] Byrne, D., Dillon, H., Tran, K., Arlinger, S., Wilbraham, K., Cox, R., Hagerman, B., Hetu, R., Kei, J., Lui, C., Kiessling, J., Kotby, M., Nasser, N., El Kholy, W., Nakanishi, Y., Oyer, H., Powell, R., Stephens, D., Meredith, R., Sirimanna, T., Tavartkiladze, G., Frolenkov, G., Westerman, S. and Ludvigsen, C. - "An international comparison of long-term average speech spectra," - 1994 - J. Acoust. Soc. Am. - Vol 96, n° 4.
- [2] Cole (Audioscan) - AudioNote 2, rev. 3 - Verifit & RM500SL Test Signals and Analysis - 2009 - Document Audioscan.
- [3] Cox - Using Loudness Data for Hearing Aid Selection: the IHAFF Approach - 1995 - The Hearing Journal - Vol. 48, n° 2.
- [4] Cox, Moore - Composite Speech Spectrum for Hearing Aid Gain Prescription - 1988 - J. Speech Hear. Res. - Vol. 31.
- [5] Dreschler, Verschuure, Ludvigsen, Westerman - ICRA Noises: Artificial noise signals with speech-like spectral and temporal properties for hearing aid assessment - 2001 - Audiology - Vol. 40, n° 3.
- [6] Drullman - Temporal envelope and fine structure cues for speech intelligibility - 1995 - J. Acoust. Soc. Am. - Vol. 97, n° 1.
- [7] EHIMA - 2006 - Testing hearing aids with a speech-like signal - Document de travail (collaboration).
- [8] Elberling - Visible Speech Module - 2005 - Document Interacoustics.
- [9] Frye - The Effect of Analysis Methods and Input Signal Characteristics on Hearing Aid Measurements - 2009 - Document FONIX-FRYE.
- [10] Gélis - Audioprothèse et métrologie acoustique - Sept. Oct. 2005 - L'Ouïe Magazine.
- [11] Fortune, Groth - Realistic Assessment of Speech Amplification - 2010 - Présentation AAA 2010.
- [12] Gélis - Audioprothèse et métrologie acoustique. Cours d'acoustique et de psycho-acoustique - CREFA Montpellier.
- [13] Hilaire, Renard, De Bock, Vervoort, Lurquin, Lefevre - Spectre à long terme de la parole en valeurs crête - 2002 - Les cahiers de l'audition - Vol. 4, n°3.
- [14] Holube - Report for workpackage 1 "Review and analysis" of "Development and Test of Speech-like test signals for hearing instruments" - 2006 - Document EHIMA.
- [15] ISMADHA group - New method for characterization of Hearing Instruments - 2007 - Présentation de cours.
- [16] Keidser, Dillon et coll. - Differences Between Speech-Shaped Test Stimuli in Analyzing Systems and the Effect on Measured Hearing Aid Gain - 2010 - Ear and Hearing - Vol. 31, n° 3.
- [17] Moore, Füllgrabe, Stone - Determination of Preferred Parameters for Multichannel Compression Using Individually Fitted Simulated Hearing Aids and Paired Comparisons - 2011 - Ear and Hearing - Vol. 32, n° 5.
- [18] Scollie, Seewald - Evaluation of Electroacoustic Test Signals I: Comparison with Amplified Speech - 2002 - Ear and Hearing - Vol. 23, n° 5.
- [19] Scollie, Steinberg, Seewald - Evaluation of Electroacoustic Test Signals II: Development and cross-validation of correction factors - 2002 - Ear and Hearing - Vol. 23, n° 5.

l'audioprothésiste doit mettre en mode directionnel l'aide auditive, puis effectuer la mesure. On ne teste là qu'une fraction du potentiel de directionnalité des aides auditives, ce qui soulève également la question des mesures en ambiances bruyantes.

Mesures *in vivo* et ségrégation des sources sonores par le matériel de mesure

Il s'agit encore d'une vue de l'esprit: sera-t-il possible un jour de générer un signal de parole "utile" face au patient, générer simultanément un bruit d'ambiance, et ne mesurer que l'émergence du signal utile amplifié par l'aide auditive? Une mesure objective de perception (mais pas nécessairement d'intelligibilité) dans le bruit en quelque sorte.

Conclusion

La mesure *in vivo* est un test de référence dans la détermination objective de la perception de la parole et de l'innocuité de l'amplification. Les signaux actuels, et en particulier l'ISTS, permettent aux audioprothésistes d'évaluer dans des conditions réalistes les performances d'aides auditives présentant de plus en plus de différenciation entre parole et bruit. Les conditions de mesure *in vivo* avec signaux fluctuants tel l'ISTS se doivent d'être strictes et l'interprétation des nombreux résultats obtenus par la mesure demande prudence et habitude. Mais les résultats prothétiques obtenus sont à la hauteur de l'effort consenti. De probables futures exigences en matière de normalisation ou preuve de mise en œuvre des moyens de réhabilitation auditive exigeront peut-être l'usage des techniques de mesure *in vivo* par les audio-

prothésistes. Les progrès des chaînes de mesure actuelles font de la mesure *in vivo* par signaux vocaux un formidable outil de précision et de satisfaction pour les professionnels et leurs patients.

Les limites d'efficacité prothétique sont mieux interprétées comme étant les limites de l'audition résiduelle. Le degré de précision obtenu avec la mesure *in vivo* aux signaux vocaux, l'individualisation du résultat et la pédagogie de cette méthode vis-à-vis des patients, nous éloignent du réglage "automatique", de l'approximation et du produit de consommation "grand public".

Xavier Delerce et Alexandre Gault

Les auteurs



Xavier Delerce:
audioprothésiste D.E. AudioPlus
172, bd de la République
40000 Mont-de-Marsan
delerce.xavier@neuf.fr



Alexandre Gault:
Senior Product Manager
Advanced Bionics International
alexandreg@abionics.fr