

# Comprendre et gérer l'effet Larsen dans les aides auditives

Scott MacIntosh, expert en électroacoustique  
Leonard Cornelisse, MSc, responsable expert en science de l'audition,  
Service ingénierie des systèmes d'audition, Unitron

## Introduction

La plupart des professionnels de l'audition ont été confrontés, un jour ou l'autre, à des problèmes d'effet Larsen pendant l'appareillage d'un patient. Les aides auditives actuelles intègrent toutefois des techniques suffisamment avancées pour le traiter. Lorsqu'un effet Larsen se produit, les capacités de l'aide auditive, du logiciel d'appareillage et de l'audioprothésiste sont mises à rude épreuve. L'étude « Comprendre et gérer l'effet Larsen dans les aides auditives » explique ce qu'est l'effet Larsen et explique comment le résoudre.

## Qu'est-ce que l'effet Larsen ?

Une rétroaction acoustique, ou effet Larsen, se produit dans une aide auditive lorsque le son amplifié émis par l'écouteur revient dans le microphone. La copie amplifiée du signal d'entrée se combine alors au signal d'entrée original. Ce signal combiné est à son tour amplifié une nouvelle fois. Cette boucle peut produire des sons indésirables qui, selon l'intensité de la rétroaction acoustique, se manifestent sous la forme suivante :

- Une rétroaction acoustique sub-oscillatoire présentant un son déformé
- Des « craquements » ou « grésillements » intermittents
- Un « son strident » ou un « sifflement » continus

## Schéma fonctionnel d'une aide auditive

Avant d'aborder les aspects techniques de la rétroaction acoustique, nous devons examiner les composants élémentaires d'une aide auditive. La figure 1 représente le schéma fonctionnel simplifié d'une aide auditive.

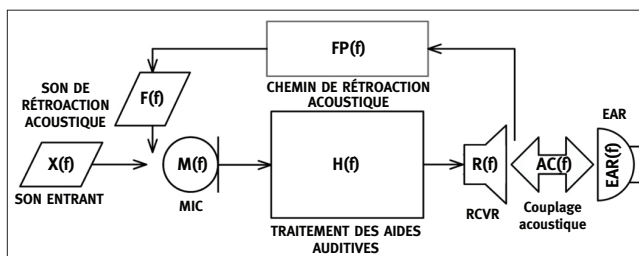


Figure 1 : Schéma fonctionnel simplifié d'une aide auditive.

Les éléments fondamentaux sont les suivants :

- **Son entrant** : le signal d'entrée d'origine que l'utilisateur de l'aide auditive souhaite entendre. Le son entrant est symbolisé par  $X(f)$  sur le schéma fonctionnel.
- **Micro** : le microphone convertit le son acoustique en signal électrique analogique. Bien qu'un seul microphone soit nécessaire, presque tous les modèles modernes d'aides auditives sont équipés de deux microphones afin de permettre le traitement directionnel du son entrant.  $M(f)$  correspond à la fonction de transfert du microphone.
- **Traitement de l'aide auditive** : modifie et amplifie le son provenant du microphone. De nos jours, le traitement numérique des signaux permet de mieux contrôler l'amplification. Ce bloc contient l'anti-Larsen actif, ainsi que les fonctions de suppression du bruit, d'amélioration de la parole et d'autres traitements adaptatifs des signaux.  $H(f)$  représente la fonction de transfert du bloc de traitement de l'aide auditive.
- **RCVR** : l'écouteur convertit le signal électrique amplifié/traité en son acoustique analogique.  $R(f)$  correspond à la fonction de transfert de l'écouteur.
- **Couplage acoustique** : ce composant permet d'envoyer le son créé par l'écouteur dans l'oreille de l'utilisateur de l'aide auditive.  $AC(f)$  correspond à la fonction de transfert du couplage acoustique.
- **Oreille** : pour les besoins de notre étude, l'oreille englobe le pavillon, le conduit auditif et la membrane du tympan. Dans le cadre de notre travail en laboratoire, l'oreille est un simulateur d'oreille standard qui permet d'enregistrer et/ou d'analyser le son provenant de l'écouteur.  $EAR(f)$  correspond à la fonction de transfert de l'oreille.
- **Chemin de rétroaction** : tout son qui s'échappe du couplage acoustique / oreille et revient en boucle vers le microphone, comprend le chemin de rétroaction avec la fonction de transfert  $FP(f)$ .
- **Son de rétroaction acoustique** : son qui revient en boucle vers le microphone ; symbolisé par  $F(f)$ .

# Effet de combinaison des sons

Le signal acoustique provenant du chemin de rétroaction  $F(f)$  est une copie modifiée du signal original  $X(f)$ . Le son de rétroaction sera modifié à la fois en termes de phase et d'amplitude de réponse en fréquence par rapport à l'entrée. Le signal d'entrée original  $X(f)$  et le son de rétroaction  $F(f)$  sont tous deux présents au niveau du microphone et s'additionnent. Il est important de savoir comment ces sons se mélangent afin de comprendre les effets de la rétroaction acoustique.

Lorsque deux signaux semblables (le signal d'entrée et sa copie modifiée) s'additionnent, la forme d'onde résultante dépend du niveau sonore relatif et de la phase relative des deux signaux.

Lorsque le signal original (signal d'entrée) et la copie modifiée sont de niveau et de phase identiques (c.-à-d.,  $0^\circ$  ou un multiple de  $360^\circ$ ), la forme d'onde résultante présente la même phase, mais un niveau sonore augmenté de 3 dB (deux fois l'amplitude). La diminution du niveau de la copie modifiée produit une forme d'onde de phase identique, mais augmentée d'une valeur moindre (voir la figure 2). Lorsque la copie modifiée présente une amplitude inférieure de 10 dB (par rapport au signal original), l'augmentation résultante du signal original est de 0,4 dB. Lorsque la copie modifiée est atténuée de 20 dB, l'augmentation du niveau sonore du signal combiné est négligeable.

L'effet de combinaison des deux signaux est plus compliqué lorsque la copie modifiée du signal original n'est pas en phase. Si la copie modifiée du signal présente une phase inverse ( $180^\circ$ ) et que les deux signaux sont de même niveau, alors l'annulation complète du signal original se produit (voir la figure 2).

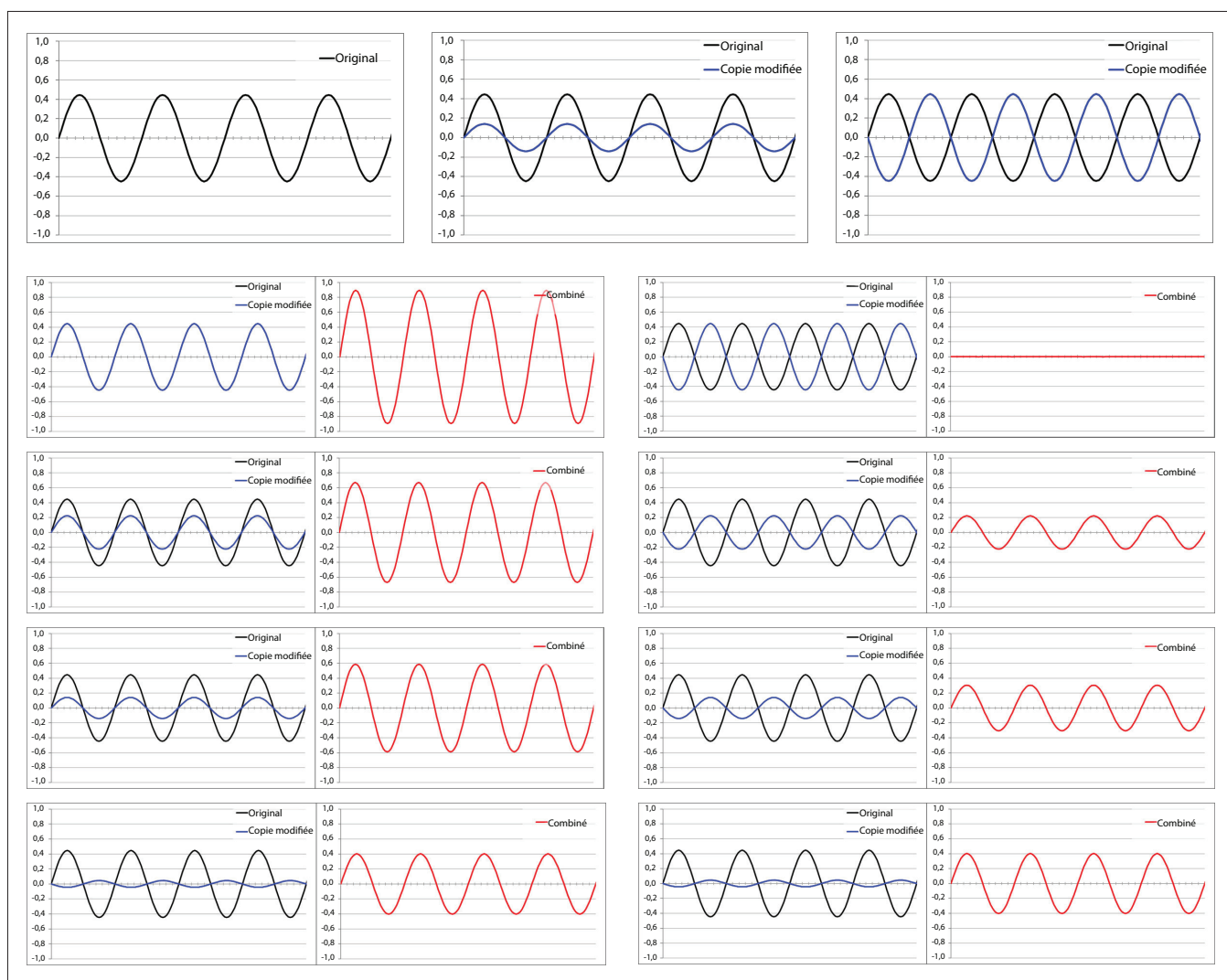


Figure 2 : Effet de combinaison de deux signaux acoustiques.

En haut à gauche : Onde sinusoïdale originale.

En haut au centre : Onde originale et copie modifiée en phase mais atténuée de 10 dB.

En haut à droite : Onde originale et copie modifiée avec décalage de phase de  $180^\circ$ .

Les illustrations du bas vont par paire pour montrer l'onde originale et sa copie modifiée sur la gauche, ainsi que le résultat « combiné » à droite.

Paires en bas à gauche : Ondes originales et copies modifiées en phase, avec une atténuation des copies de 0, -6, -10 et -20 dB.

Paires en bas à droite : Ondes originales et copies modifiées avec décalage de phase des signaux de  $180^\circ$  et atténuation des copies de 0, -6, -10 et -20 dB.

Lorsque le niveau sonore de la copie modifiée diminue, le niveau de l'onde de forme résultante est réduit, mais elle n'est pas complètement annulée.

L'impact du signal de rétroaction sur le signal d'entrée original est plus significatif lorsque la copie modifiée du signal original présente le même niveau sonore que le signal original (ou un niveau proche) et que les signaux sont en phase. Lorsque les deux signaux présentent des niveaux sonores égaux et sont en phase (0°), ils se combinent et leur amplitude devient deux fois plus importante. Lorsque les deux signaux présentent des niveaux sonores égaux et un déphasage de 180°, ils s'annulent complètement mutuellement. Lorsque la copie modifiée du signal original présente un décalage à mi-phase et un niveau sonore moindre (par rapport au signal d'entrée), la phase et l'intensité de la forme d'onde combinée résultante sont toutes deux modifiées.

Dans le cas de la rétroaction acoustique des aides auditives, l'amplitude et la phase de la copie modifiée du signal d'entrée original dépendent du gain dans l'aide auditive, de l'atténuation dans le chemin de rétroaction et du délai de retour de la copie modifiée au microphone. L'atténuation dans le chemin de rétroaction dépend largement du couplage acoustique utilisé. La phase de la copie modifiée est déterminée par le délai total, qui est la combinaison du délai dans l'aide auditive (délai de groupe) et de la distance parcourue par le signal modifié pour retourner au microphone. Dans les aides auditives numériques modernes actuelles, le délai de groupe varie entre 3 et 8 millisecondes (ms). Pour un adulte moyen, la distance de retour entre la sortie de l'écouteur (d'un appareil RIC) et le microphone de l'aide auditive est de 6 cm environ, ce qui correspond à 0,17 ms.

Ce délai total a pour effet de générer un décalage de phase dont la fréquence varie, entre le signal original et la copie modifiée, car la période (durée d'un cycle) d'un signal est liée à la fréquence. La figure 3 illustre le décalage de phase en fonction de la fréquence pour un délai de 5,17 ms. Elle montre que la phase varie en fonction de la fréquence. De plus, pour un grand nombre de fréquences, les phases sont alignées (0°, 360° ou un multiple), ce que l'on appelle « zero crossing » (passage par zéro). À la fréquence de passage par zéro, le signal original et la copie modifiée sont en phase et leur effet combiné est maximal.

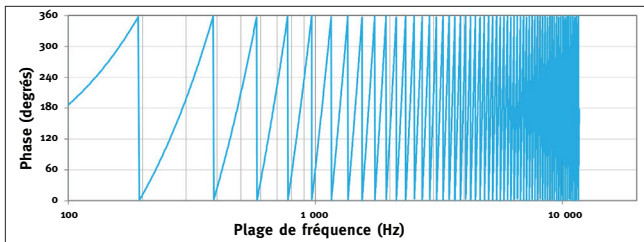


Figure 3 : Effet d'un délai de 5,17 ms sur la phase en fonction de la fréquence.

<sup>1</sup> Le délai peut être calculé à partir de la distance (6 cm) et de la vitesse du son (343 m/s) à l'aide de la formule délai = distance / vitesse.

## Son de rétroaction acoustique

Pour comprendre l'impact du son qui retourne au microphone depuis le chemin de rétroaction, il est possible de caractériser le gain dans le système d'amplification, notamment le chemin de rétroaction.

### Gain de la boucle du chemin de rétroaction

L'expression « boucle fermée » décrit le scénario selon lequel le son amplifié provenant de l'écouteur retourne au microphone à travers le chemin de rétroaction. Cette boucle n'est pas « fermée » volontairement. Elle se forme lorsqu'un patient est appareillé d'aides auditives et que du son s'échappe de l'oreille pour retourner vers le microphone, entraînant une nouvelle amplification de ce son.

Le niveau sonore et la phase du signal de rétroaction  $F(f)$  par rapport au signal d'entrée original  $X(f)$  déterminent l'impact du signal de rétroaction sur l'intensité de sortie globale de l'aide auditive. Toutes les aides auditives appareillées sur un patient présentent, dans une certaine mesure, un gain en boucle fermée indésirable qui ramène le son au niveau de l'entrée. Principalement en raison du délai de groupe, de nombreux passages par zéro seront observés dans les hautes fréquences, une condition propice à l'apparition de problèmes de rétroaction.

Le niveau du son de rétroaction  $F(f)$  est déterminé par le niveau sonore du signal d'entrée  $X(f)$  et le gain de boucle du chemin de rétroaction  $FPLG(f)$  ; il est obtenu par l'équation suivante :

$$F(f) = X(f) + FPLG(f)$$

Le gain de boucle du chemin de rétroaction  $FPLG(f)$  représente le gain appliqué au signal d'entrée  $X(f)$  pour générer le signal de rétroaction  $F(f)$ . Les composants du gain qui contribuent au niveau du son de rétroaction,  $F(f)$ , sont illustrés sur la figure 4. Le gain  $FPLG(f)$  dépend du gain total dans l'aide auditive  $HIG(f)$  et du gain dans le chemin de rétroaction  $FP(f)$  :

$$FPLG(f) = HIG(f) + FP(f)$$

Le gain de l'aide auditive  $HIG(f)$  est constitué de quatre composants primaires :

$$HIG(f) = M(f) + H(f) + R(f) + AC(f)$$

Par conséquent, le gain total de la boucle du chemin de rétroaction appliqué au signal d'entrée et résultant en signal de rétroaction au niveau du microphone est :

$$FPLG(f) = M(f) + H(f) + R(f) + AC(f) + FP(f)$$

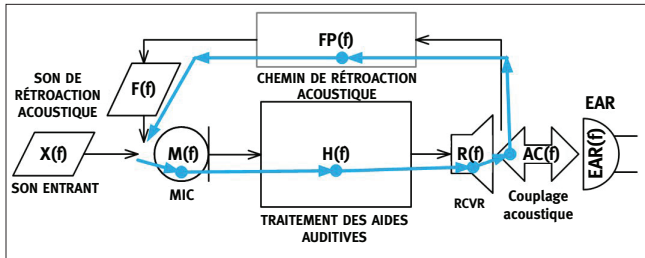


Figure 4 : Illustration montrant chaque composant du gain de boucle du chemin de rétroaction,  $FPLG(f)$ .

Chaque composant peut apporter un gain et des effets de phase tous deux dépendants de la fréquence. Lorsque le gain de la boucle du chemin de rétroaction  $FPLG(f)$  est égal à zéro pour une fréquence donnée, le son entrant  $X(f)$  et le son du chemin de rétroaction  $F(f)$  sont de même niveau. Si, en même temps, les deux signaux sont en phase (soit avec une différence de phase de  $0^\circ$ ), les sons se combinent pour donner une augmentation du niveau du signal. Il apparaît intuitivement qu'une telle condition est propice à l'apparition d'une rétroaction. En fait, de ces conditions découle le critère de stabilité de Nyquist relatif à la rétroaction selon lequel :

1. Si le gain de la boucle de chemin de rétroaction est supérieur ou égal à  $0\text{ dB}$
2. Et si la phase est de  $0^\circ$  (ou d'un multiple de  $360^\circ$ ) alors il se produit une rétroaction acoustique.

La rétroaction peut présenter différents degrés de sévérité, selon le gain de boucle du chemin de rétroaction  $FPLG$  et la phase :

- Son sub-oscillatoire et déformé : Lorsque la valeur du  $FPLG$  est inférieure à  $0\text{ dB}$  de quelques décibels, il ne se produit pas de « sifflement » franc. Toutefois, le mélange du son entrant souhaité avec le signal indésirable provenant du chemin de rétroaction peut affecter la qualité sonore.
- « Craquements » ou « grésillements » intermittents : Parfois, la valeur du  $FPLG$  est proche de  $0\text{ dB}$  et fluctue selon les mouvements de la mâchoire ou les objets à proximité de la tête (un téléphone, par exemple). Des « craquements » et « grésillements » intermittents peuvent alors être entendus de temps à autre.
- « Son strident » ou « sifflement » francs : ces sons se produisent à des fréquences où le  $FPLG$  est en phase ( $0^\circ$ ) et l'amplitude supérieure ou égale à  $0\text{ dB}$ . L'aide auditive émettra un sifflement continu (également appelé oscillation).

## Quantification du gain dans le chemin de rétroaction

Nous allons maintenant décrire une technique relativement simple permettant de mesurer le gain dans le chemin de rétroaction, puis nous présenterons certains résultats de tests.

Nous avons décrit précédemment l'aide auditive comme étant une « boucle fermée » produite par le son s'échappant du couplage acoustique pour revenir vers le microphone à travers le chemin de rétroaction  $FP(f)$ , puis circulant de nouveau le long de la boucle complète du chemin de rétroaction. Les techniques de mesure classiques ne permettent pas de quantifier le gain du chemin de rétroaction  $FP(f)$  dans cette situation de « boucle fermée ». Cependant, il est possible de mesurer le gain du chemin de rétroaction  $FP(f)$  en interrompant la boucle de rétroaction. Pour interrompre la boucle fermée, il est nécessaire de déconnecter le circuit au niveau du microphone ou de l'écouteur, afin d'isoler le signal de rétroaction  $F(f)$  du signal d'entrée  $X(f)$ .

## Technique de mesure du gain du chemin de rétroaction

Dans notre configuration pour mesurer le gain de boucle du chemin de rétroaction, l'écouteur sert à créer un signal de bruit qui est propagé vers l'oreille au moyen du couplage acoustique standard (voir la figure 5). Le signal de bruit est alors mesuré à deux emplacements avec des microphones. Un analyseur double canal à transformée de Fourier rapide (FFT, Fast Fourier Transform) sert par ailleurs à analyser les signaux du chemin de rétroaction  $FP(f)$ . Pour cette mesure du chemin de rétroaction, le signal d'« entrée » correspond au son au niveau du tympan,  $Pe(f)$ , et le signal de « sortie » correspond au son reçu par le microphone de l'aide auditive,  $Pm(f)$ . Le gain,  $FP(f)$ , est calculé en retranchant la valeur d'entrée de celle de sortie. Notez que deux microphones sont requis pour effectuer ce test (ce qui n'est pas illustré sur la figure) ; un microphone étant situé à l'emplacement du tympan et l'autre à l'emplacement du microphone de l'aide auditive. Les signaux des deux microphones sont ensuite analysés pour mesurer le niveau sonore et la phase.

L'approche décrite pour mesurer le chemin de rétroaction  $FP(f)$  peut être appliquée à n'importe quel modèle d'aide auditive. Pour les besoins de cette étude, nous avons pris en compte la plateforme la plus populaire de notre secteur, l'aide auditive de type écouteur intra-canal (RIC, Receiver In Canal). Les tests ont été réalisés avec un couplage acoustique à « dôme ouvert », qui est le plus susceptible de générer une rétroaction. Un écouteur xS Power standard a été utilisé avec le dôme ouvert sur un KEMAR. Le gain du chemin de rétroaction est illustré sur la figure 6, alors qu'aucun objet ne se trouve à proximité de la tête. Le gain est négatif, ce qui signifie que le chemin de rétroaction atténue le signal s'échappant du conduit auditif pour revenir au microphone.

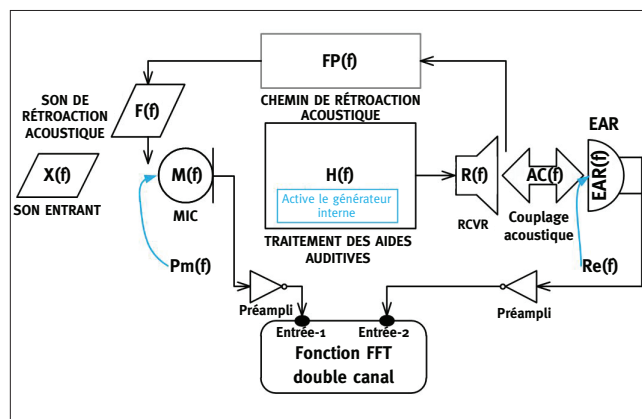


Figure 5 : Configuration de test pour la mesure du chemin de rétroaction,  $FP(f)$ .

Toutefois, nous devons garder à l'esprit que le gain de boucle du chemin de rétroaction inclut également le gain de l'aide auditive. Si le gain de l'aide auditive,  $HIG(f)$ , est supérieur à l'atténuation du gain du chemin de rétroaction, une rétroaction peut alors se produire (pour les fréquences qui sont également en phase).



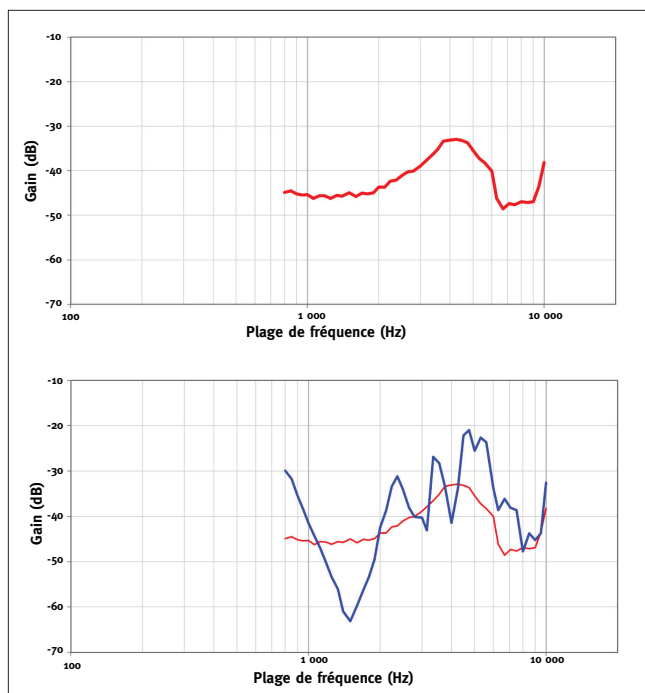


Figure 6 : La courbe du haut montre le gain du chemin de rétroaction mesuré,  $FP(f)$ , pour une aide auditive RIC équipée d'un écouteur xS et d'un dôme ouvert sans objet à proximité de la tête (trait rouge). La courbe du bas montre le gain du chemin de rétroaction mesuré,  $FP(f)$ , lorsqu'un objet réfléchissant se trouve à proximité de la tête (trait bleu).

## Effet d'un objet situé près de la tête sur le gain du chemin de rétroaction

Le gain dans le chemin de rétroaction n'est pas statique ; il varie selon les mouvements de la mâchoire (par ex. en mangeant ou en parlant) et lorsque des objets (par ex. un téléphone) sont approchés de l'oreille. Pour illustrer l'incidence qu'un objet amené près de la tête peut avoir sur le gain dans le chemin de rétroaction, nous avons mesuré de nouveau le gain du chemin de rétroaction avec un objet réflecteur situé à proximité de la tête.

Nous avons utilisé la même configuration que celle décrite précédemment. Nous avons toutefois ajouté un bol métallique en guise de réflecteur acoustique. Le son s'échappant du conduit auditif rebondit sur le bol qui le renvoie vers le microphone de l'aide auditive.

Le gain du chemin de rétroaction en présence d'un objet réflecteur à proximité de la tête est indiqué sur le diagramme du bas de la figure 6. Le gain du chemin de rétroaction est supérieur et présente plusieurs crêtes en présence d'un objet non loin par rapport à une situation sans objet à proximité. Pour éviter une rétroaction, par exemple lorsqu'un téléphone est amené près de la tête, l'approche de gestion de la rétroaction doit pouvoir tenir compte de cette modification dynamique supplémentaire du gain dans le chemin de rétroaction.

## Gain stable maximum (MSG)

Il est difficile d'interpréter l'incidence du gain (atténuation) du chemin de rétroaction sur le risque d'effet Larsen en examinant le gain zcc de l'aide auditive, car plusieurs étapes

de fonctions gain / transfert entrent en jeu. Toutefois, le gain stable maximum (MSG) est le gain maximal qui peut être appliqué avant l'apparition d'une rétroaction acoustique et le gain du chemin de rétroaction permet d'en estimer la valeur. Logiquement, le gain de l'aide auditive ne devrait pas dépasser l'atténuation dans le chemin de rétroaction, ce qui se traduit par :  $MSG(f) = -FP(f)$ . Cependant, le gain de l'aide auditive est exprimé sous forme de gain dans un coupleur zcc, alors que le gain du chemin de rétroaction,  $FP(f)$ , est mesuré in-situ (gain de l'oreille réelle). Par conséquent, le gain stable maximum doit être converti en gain dans un coupleur zcc, en soustrayant la différence de l'oreille réelle au coupleur,  $RECD(f)$ .

$$MSG_{zcc}(f) = -FP(f) - RECD(f)$$

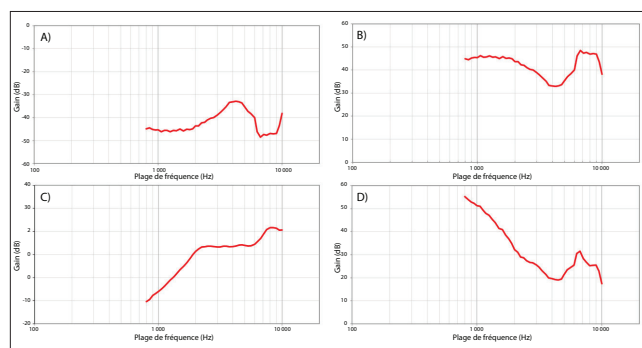


Figure 7 : Illustration montrant les étapes de calcul du gain stable maximum zcc. A) gain du chemin de rétroaction mesuré  $FP(f)$ , B) gain stable maximum MSG de l'oreille réelle, C) RECD, D) gain stable maximum du couplet zcc  $MSG_{zcc}$ .

Lorsque la valeur du gain du chemin de rétroaction est convertie en valeur de gain stable maximum (dB zcc), les limites de gain pour un appareillage particulier deviennent évidentes. La figure 7 illustre la fonction  $MSG_{zcc}$  lorsqu'aucun objet ne se trouve près de l'oreille. Tout d'abord, le gain du chemin de rétroaction est inversé (multiplié par -1) pour obtenir le MSG de l'oreille réelle. Ensuite, la valeur RECD est soustraite au MSG pour obtenir le gain stable maximum zcc,  $MSG_{zcc}(f)$ . Tant que le gain zcc n'excède pas ce gain, aucune rétroaction ne devrait se produire.

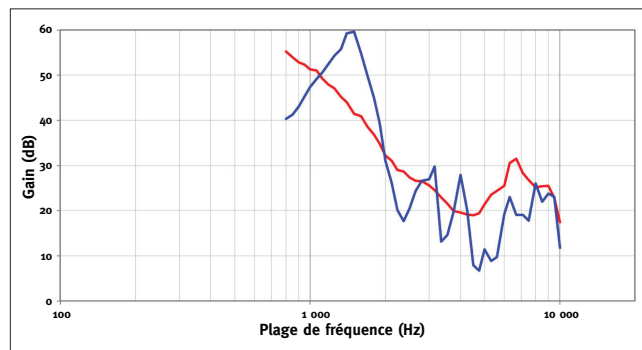


Figure 8 : Gain stable maximum (couplet zcc) avec un objet présent (bleu) et sans objet (rouge). Notez qu'un gain inférieur peut être fourni avant la rétroaction avec un objet en place.

La figure 8 compare le gain stable maximum du couplet zcc avec et sans objet près de la tête. Approcher un objet de la tête

augmente la quantité des signaux sonores qui sont renvoyés vers le microphone de l'aide auditive, contribuant ainsi à générer une rétroaction. L'incidence notable est que le gain stable maximum est réduit lorsqu'un objet se trouve près de la tête. La réduction du gain stable maximum peut dépasser 10 dB !

## Mesure clinique du gain stable maximum

Le logiciel d'appareillage Unitron TrueFit™ permet de mesurer le seuil de rétroaction statique, un procédé qui sert essentiellement à évaluer le gain stable maximum. Le gain in-situ à partir duquel l'aide auditive commence à générer une rétroaction est ainsi déterminé et il est converti en gain stable maximum 2cc. Pour illustrer la fiabilité de ce procédé, le test de rétroaction statique (effectué grâce au logiciel Unitron TrueFit) a été réalisé dans les mêmes conditions que pour les mesures précédentes sur le chemin de rétroaction. La figure 9 montre la courbe du gain maximum pour l'aide auditive RIC sur un coupleur 2cc avec occlusion, le seuil de rétroaction mesuré par le logiciel d'appareillage et la valeur MSG2cc(f) obtenue en laboratoire. On observe une très bonne corrélation entre les résultats en laboratoire et les mesures du logiciel d'appareillage. Il est important de noter que le résultat du test de rétroaction statique est une estimation du gain stable maximum en situation optimale – il ne prend pas en compte les changements dynamiques apportés au chemin de rétroaction lorsque l'utilisateur de l'aide auditive parle, mastique ou approche un objet de sa tête.

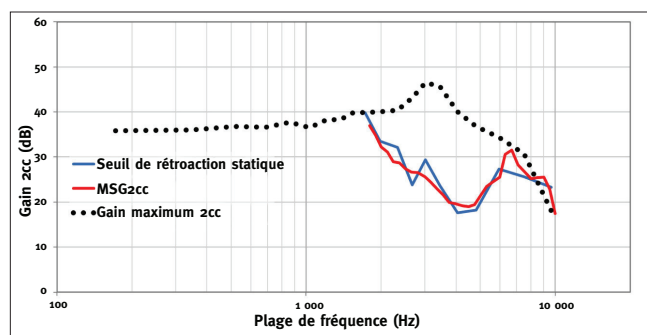


Figure 9 : Comparaison du gain stable maximum 2cc (MSG2cc) et du résultat du test de seuil de rétroaction statique. Le gain maximum 2cc de l'aide auditive, obtenu par un couplage à un coupleur 2cc, est indiqué pour référence.

## Gestion de la rétroaction

Nous savons que le gain de boucle du chemin de rétroaction total résulte de la combinaison du gain de l'aide auditive et de l'atténuation dans le chemin de rétroaction. En substance, il est possible de modifier deux étapes du gain afin de réduire le risque de rétroaction : 1) le gain de l'aide auditive, 2) le couplage acoustique et la déperdition sonore (c.-à-d. le gain du chemin de rétroaction). Par ailleurs, l'aide auditive peut être équipée d'un anti-larsen actif qui tentera d'annuler le composant de rétroaction du signal audio.

## Anti-larsen adaptatif

Il a été démontré que, dans un appareillage ouvert, l'atténuation du chemin de rétroaction statique  $FP(f)$  limite le gain stable maximum 2cc à 20 dB pour une fréquence de 4 000 Hz. De tels appareillages sont propices à l'apparition d'une rétroaction acoustique, notamment en cas de geste de la main près de l'oreille et d'utilisation d'un téléphone. Un anti-larsen de traitement numérique du signal réduit les occurrences d'oscillation de rétroaction ainsi que les « craquements » ou « grésillements » qui se produiraient autrement.

L'action de l'anti-larsen actif consiste en deux étapes principales :

1. L'estimation et la modélisation du chemin de rétroaction
2. L'« annulation » de la rétroaction par l'ajout d'une version en phase inversée du son de rétroaction estimé.

Cette approche anti-larsen qui vise à éliminer le son de rétroaction ne nécessite pas de réduction du gain. À la place, un signal inversé est généré pour annuler le composant de rétroaction. Les anciennes aides auditives analogiques utilisaient souvent des filtres coupe-bande réglés sur la fréquence d'oscillation afin d'éliminer la rétroaction. Malheureusement, ces coupe-bande réduisaient également le gain pour tous les sons dans la même plage de fréquences. L'anti-larsen numérique est adaptatif : il « recherche » une rétroaction et applique le signal d'annulation uniquement lorsqu'une rétroaction acoustique se produit. Ainsi, le système peut gérer l'effet Larsen même si le chemin de rétroaction change de façon dynamique.

Des sons semblables à ceux générés par la rétroaction peuvent produire un phénomène désagréable : les artefacts d'entraînement. L'entraînement se produit lorsque le système anti-larsen identifie à tort des tonalités de sonnerie, de la musique, etc., comme étant des rétroactions acoustiques et génère un signal à phase inversée pour annuler le signal qui n'est pas une rétroaction. De nos jours, les problèmes d'entraînement sont rares.

L'utilisation d'un anti-larsen constitue souvent la touche finale de l'appareillage d'un patient. Aucun incident d'oscillation soudaine ou prolongée ne devrait se produire lorsque cette fonctionnalité est activée. La présence d'une rétroaction régulière est généralement due à la définition d'un gain trop important pour le couplage acoustique choisi (dôme ou évent). Malgré l'activation de l'anti-larsen, des « craquements » et « grésillements » occasionnels sont encore susceptibles de se produire lorsqu'un téléphone ou d'autres objets sont amenés rapidement à l'oreille. En effet, le système de traitement du signal numérique met quelques instants à s'adapter à l'évolution du chemin de rétroaction.

## Gain des aides auditives

Pour gérer la rétroaction pendant un appareillage, la deuxième technique consiste à réduire le gain de l'aide auditive afin d'éviter la formation de rétroaction acoustique. Il est essentiel que le gain soit suffisant pour que le son soit audible par le patient. Cependant, si les autres solutions anti-larsen ne

fonctionnent pas, il peut s'avérer nécessaire de limiter le gain dans des plages de fréquences critiques afin de réduire le risque de rétroaction.

## Modification du gain dans le chemin de rétroaction

La troisième technique contribuant à gérer la rétroaction consiste à modifier le couplage acoustique et ainsi la déperdition sonore depuis l'oreille (le chemin de rétroaction).

Les aides auditives de type intra-canal (RIC) sont actuellement les modèles d'appareils les plus répandus. Comme l'écouteur est inséré dans le conduit auditif, l'aide auditive peut être plus petite, mieux adaptée et plus discrète derrière l'oreille. Avec la majorité des appareillages, le patient peut quitter le centre équipé d'aides auditives RIC dotées d'un couplage acoustique adapté. Contrairement aux aides auditives sur-mesure ou aux embouts auriculaires personnalisés pour les aides auditives contour d'oreille classiques, il n'est généralement même pas nécessaire de réaliser une empreinte auriculaire.

Les appareils RIC permettent d'accéder facilement à plusieurs options d'écouteur destinées à traiter de très nombreux degrés de perte auditive. Les produits RIC d'Unitron proposent trois types de dôme standard : 1) ouvert 2) fermé et 3) Power, qui peuvent présenter une forte incidence sur le couplage acoustique et le son au niveau de l'oreille.

## Couplage acoustique pour un RIC : le dôme fait-il la différence ?

La sélection d'un dôme dépend de plusieurs facteurs.

- Signal amplifié au niveau du tympan
- Occlusion / son non amplifié
- Gain du chemin de rétroaction

Pour démontrer l'effet acoustique de ces trois dômes, les mesures ont été réalisées avec un simulateur d'oreille IEC 711 et une oreille KEMAR.

### 1. Sortie de l'écouteur au niveau du tympan

La sortie de l'écouteur au niveau du tympan a été mesurée. Elle est indiquée sur la figure 10 pour les trois types de dômes : 1) ouvert 2) fermé et 3) Power, et deux écouteurs : 1) xS et 2) xP. Pour les besoins de cette mesure, l'aide auditive a généré un signal de bruit de forte intensité, dont la moyenne a été établie dans le temps pour déterminer le niveau sonore SPL de l'oreille réelle (dB). Ces tracés montrent la réponse en fréquence de la combinaison écouteur/dôme. L'écouteur xP présente une sortie supérieure à celle de l'écouteur xS associé au même dôme. Les courbes des sorties par rapport au dôme Power montrent que le dôme ouvert fournit le signal basse fréquence le plus faible. En effet, le dôme ouvert fournit le plus grand écart permettant au son de s'échapper de l'oreille. La sortie basse fréquence du dôme fermé est comprise entre les dômes Power et ouvert. Le dôme Power équivaut essentiellement à un embout auriculaire en occlusion complète.

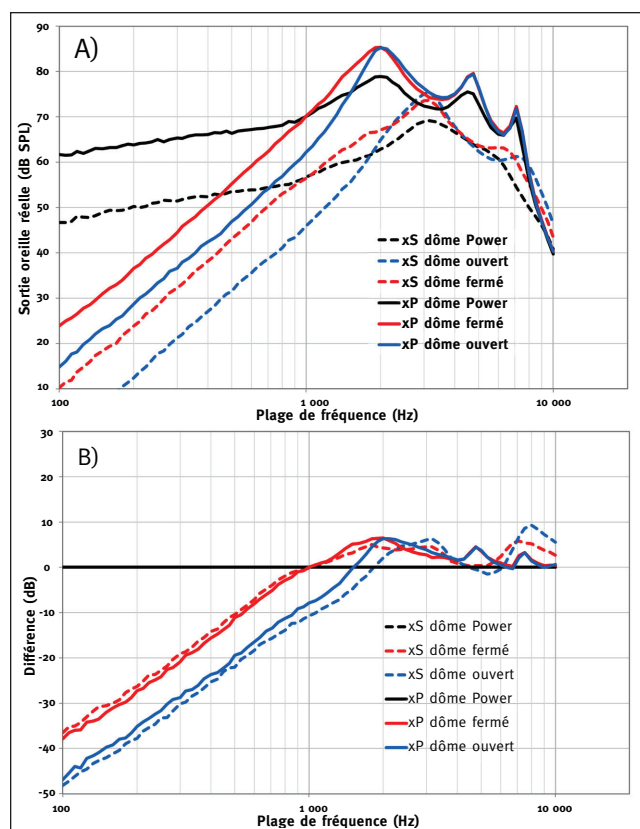


Figure 10 : Sortie de l'oreille réelle de deux écouteurs (xS et xP) pour trois types de dômes (ouvert, fermé et Power). La courbe A représente la sortie et la courbe B représente la sortie relative au dôme Power.

**Un dôme plus ouvert fournit une plus faible amplification des basses fréquences qu'un dôme en occlusion complète (c.-à-d. un dôme Power).**

### 2. Occlusion / atténuation de son non amplifié

L'intensité du signal au niveau du tympan a été mesurée pour les trois dômes et les deux écouteurs lorsque le son était généré par un haut-parleur placé face à la tête (voir la figure 11). Dans ce cas, les graphiques indiquent l'atténuation fournie par les dômes pour le son issu de l'extérieur de l'oreille. Une valeur de gain négative indique que le son est réduit au niveau du

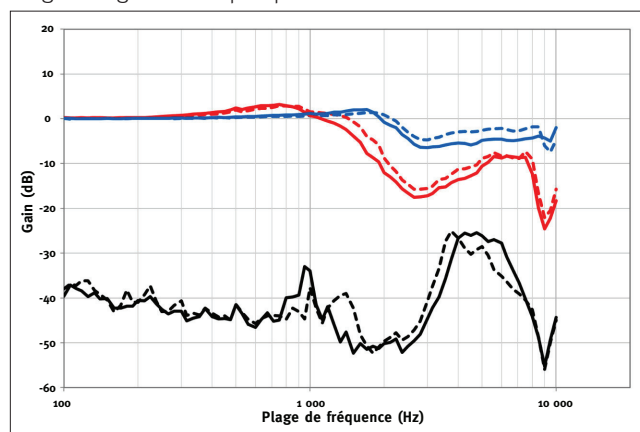


Figure 11 : Réponse en fréquence pour un son non amplifié ; écouteurs xS et xP, et trois dômes ; Power (noir), fermé (rouge) et ouvert (bleu). Les courbes des écouteurs xP sont représentées par des traits pleins.

tympa. Le dôme Power fournit la plus forte atténuation pour les signaux non amplifiés, alors que le dôme ouvert fournit l'atténuation la plus faible. Le dôme fermé fournit un niveau d'atténuation intermédiaire, mais sa réponse est plus proche de celle du dôme ouvert.

**Un dôme plus ouvert fournit une plus faible atténuation des sons non amplifiés qu'un dôme en occlusion complète (c.-à-d. un dôme Power).**

Ces deux mesures nous permettent également de déduire que la propre voix du porteur des aides auditives sera moins contenue dans l'oreille équipée d'un dôme ouvert que dans celle avec un dôme Power. Les dômes ouverts et fermés procurent une très faible occlusion de la voix du porteur, car ils présentent une grande transparence aux sons dans les basses fréquences. La propre voix du patient lui paraîtra très naturelle. Avec un dôme Power, le patient pourrait ressentir l'« effet occlusion ». Cependant, le dôme Power atténue les sons non amplifiés et fournit une plus grande amplification pour les basses fréquences. Par conséquent, il permettra de pleinement développer la fonctionnalité directionnelle des aides auditives et réduit le risque de rétroaction acoustique.

**3. Gain stable maximum (gain du chemin de rétroaction)**

Il est attendu que le dôme ouvert laisse échapper davantage de signaux sonores de l'oreille et, par conséquent, présente un gain stable maximum inférieur à celui du dôme fermé ou Power. Le gain stable maximum pour les trois types de dômes et les deux écouteurs est illustré sur la figure 12.

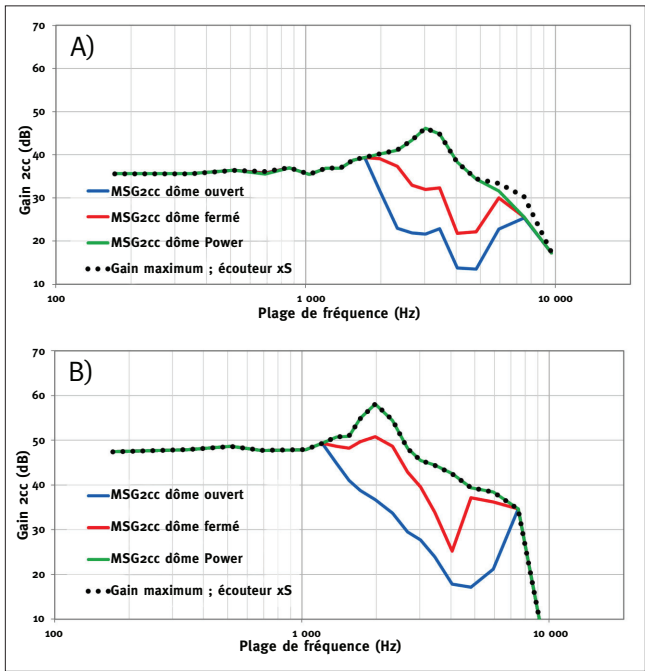


Figure 12 : Gain stable maximum du coupleur 2cc pour deux écouteurs et trois types de dômes. Volet A) Écouteur xS et volet B) Écouteur xP.

Étant capable de fournir des intensités de sortie plus hautes, l'écouteur xP présente une plus grande capacité de gain maximum. Les dômes Power sont capables de fournir le gain maximum complet que les écouteurs procurent. Le dôme ouvert présente le gain stable maximum le plus faible (2cc) et le dôme fermé est capable de fournir un gain plus stable de 6 à 10 dB que le dôme ouvert.

Ces résultats ont été obtenus en laboratoire pour des dômes fermés et Power présentant une adhérence parfaite aux parois cylindriques du simulateur d'oreille obstruée. Sur des patients, il sera important de choisir les dimensions adéquates pour le dôme afin que les dômes fermés et Power soient parfaitement adaptés et bien en place.

**Un dôme plus ouvert fournit un gain stable maximum inférieur à celui d'un dôme en occlusion complète (c.-à-d. Power).**

**Les oreilles des patients sont toutes différentes**

Les résultats des tests en laboratoire sont une chose, mais qu'en est-il de la réalité ? Nous avons mesuré le seuil de rétroaction statique des oreilles gauche et droite de 15 patients. Chaque patient portait une paire d'aides auditives RIC du même modèle (voir la figure 13). Nous avons utilisé des écouteurs xS à dôme ouvert. Les résultats des tests varient considérablement d'un individu à l'autre. Les raisons possibles sont les suivantes :

- Différences physiologiques du conduit auditif qu'il est aussi probable de constater sur les mesures RECD. Un conduit auditif de petit volume présente généralement un RECD supérieur et un seuil de rétroaction inférieur.
- Différences dans la propagation du son s'échappant du conduit auditif pour atteindre le microphone de l'aide auditive. Il semblerait logique que moins de signaux sonores parviennent au microphone de l'aide auditive chez les patients qui requièrent le plus long écouteur RIC, contrairement au plus court.
- Différences de longueur, diamètre et impédance du conduit altérant le son et les résonances s'échappant de l'oreille.

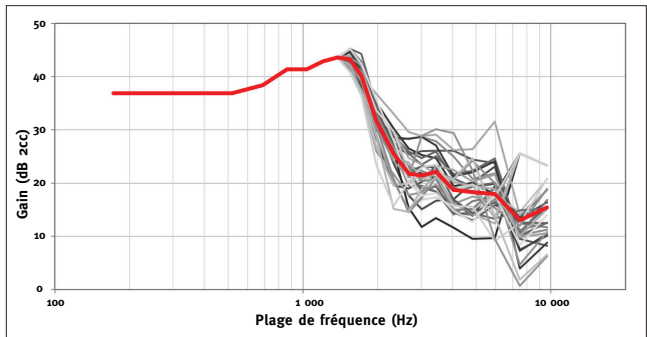


Figure 13 : Résultat du test de rétroaction statique portant sur 30 oreilles, effectué avec un écouteur xS et un dôme ouvert. La courbe rouge représente la moyenne. Les résultats montrent une variabilité importante entre les patients.



# Gestion de la rétroaction : en conclusion

Les aides auditives modernes sont équipées de dispositifs anti-larsen adaptatifs qui permettent à l'audioprothésiste de dépasser la valeur de gain stable maximum statique. Chaque individu étant unique, et comme nous l'avons démontré, les seuils de rétroaction présentent une grande variabilité. Un appareillage donné, avec un gain et un couplage acoustique typiques, fonctionnera généralement pour de nombreuses personnes, mais pas pour de rares exceptions. Dans ce cas, il sera peut-être nécessaire d'apporter des modifications à l'appareillage.

De nombreux facteurs sont à prendre en compte, notamment :

1) le gain de l'aide auditive requis pour l'appareillage, 2) le couplage acoustique sélectionné et la déperdition de signaux sonores résultante, et 3) la difficulté pour l'anti-larsen adaptatif à traiter les modifications statiques et dynamiques du chemin de rétroaction.

Pour corriger la rétroaction, une technique consiste à modifier le type de dôme. Nous avons constaté que le type de dôme utilisé dans l'appareillage peut avoir une incidence notable sur : 1) l'évent des basses fréquences (échappement du son), 2) le son non amplifié pénétrant dans l'oreille, 3) l'occlusion de sa propre voix, 4) l'intensité du signal de rétroaction au niveau du microphone de l'aide auditive. En général, un dôme plus obstruant sera moins susceptible de présenter une rétroaction acoustique.

Une autre technique permettant de traiter la rétroaction consiste à modifier le gain d'appareillage. Si la rétroaction ne peut pas être résolue par l'augmentation du réglage de la puissance du dispositif anti-larsen adaptatif et/ou le changement de dôme, la seule option sera peut-être de réduire le gain. Dans ce cas, le test du seuil de rétroaction statique fournira à l'audioprothésiste une estimation valide du gain stable maximum pouvant être atteint sous le couplage acoustique en cours. Lorsque le seuil de rétroaction mesuré est très bas, il est possible que la valeur RECD soit supérieure à la moyenne. Par conséquent, le niveau du signal amplifié dans l'oreille est également supérieur à la normale, générant un seuil de rétroaction inférieur à la valeur attendue. Dans ce cas, le gain d'appareillage sera ajusté en fonction du seuil de rétroaction mesuré, ce qui aura pour effet de résoudre le problème de rétroaction acoustique.