



**Creative commons : Paternité - Pas d'Utilisation
Commerciale - Pas de Modification 2.0 France (CC BY-
NC-ND 2.0)**

<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/2.0/fr/>



INSTITUT DES SCIENCES ET TECHNIQUES DE LA READAPTATION

Directeur Professeur Yves MATILLON

Les nouveaux systèmes anti-larsen numériques : réelle optimisation du gain en appareillage ouvert ? Au profit de quelle consommation électrique ?

MEMOIRE présenté pour l'obtention du

DIPLOME D'ETAT D'AUDIOPROTHESISTE

Par

LACHAT Timothée

Autorisation de reproduction

LYON, le 14 Octobre 2011

Pr Lionel COLLET

N° 472

Responsable de l'enseignement



Président
Dr. BONMARTIN Alain

Vice-président CA
Pr. ANNAT Guy

Secrétaire Général
M. GAY Gilles

Vice-président CEVU
Pr. SIMON Daniel

Vice-président CS
Pr. MORNEX Jean-François

Secteur Santé

U.F.R de Médecine Lyon EST
Directeur
Pr. ETIENNE Jérôme

U.F.R d'Odontologie
Directeur
Pr. BOURGEOIS Denis

U.F.R de Médecine Lyon-Sud
Charles Mérieux
Directeur
Pr. GILLY François Noël

Institut des Sciences
Pharmaceutiques et Biologiques
Directeur
Pr. LOCHER François

Département de Formation et
Centre de Recherche en
Biologie Humaine
Directeur
Pr. FARGE Pierre

Institut des Sciences et
Techniques de Réadaptation
Directeur
Pr. MATILLON Yves

Secteur Sciences et Technologies

U.F.R Des Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives (S.T.A.P.S)

Directeur

M. COLLIGNON Claude

Institut des Sciences Financières et d'Assurances (I.S.F.A)

Directeur

Pr. AUGROS Jean-Claude

IUFM

Directeur

M. BERNARD Régis

UFR de Sciences et Technologies

Directeur

M. DE MARCHI Fabien

Ecole Polytechnique Universitaire de Lyon (EPUL)

Directeur

M. FOURNIER Pascal

IUT LYON 1

Directeur

M. COULET Christian

Ecole Supérieure de Chimie Physique Electronique de Lyon (CPE)

Directeur

M. PIGNAULT Gérard

Observatoire astronomique de Lyon

Directeur

M. GUIDERDONI Bruno

REMERCIEMENTS

Je tiens à remercier chacune des personnes qui ont participé à la réalisation de ce mémoire.

Je remercie mes maîtres de mémoire Madame Christine LEVAUX et Monsieur Franck GOEREND, audioprothésistes D.E., pour leur accueil, leur disponibilité et leurs conseils avisés.

Je remercie Adeline CHAZAL-COL, mon maître de stage de 2^{ème} année, pour son aide précieuse à l'élaboration du sujet et pour son soutien tout au long de mon travail.

Je remercie également mes professeurs pour leurs enseignements et leurs conseils.

Je remercie tous les patients qui ont accepté de se joindre à mon étude.

Merci à tous les audioprothésistes que j'ai rencontrés et sollicités.

Merci au service d'audiologie de Phonak, d'avoir été disponible pour répondre à mes interrogations, et m'avoir permis de réaliser les expériences.

Enfin, je voudrais remercier tout particulièrement ma famille et mon amie pour leur soutien moral et le temps qu'ils ont consacré à la lecture de ce travail.

Sommaire

<u>Introduction</u>	3
<u>Partie I : ETUDE THEORIQUE</u>	5
I. <u>Pour mieux comprendre l'effet larsen et ses méthodes de traitements</u>	5
1. Anatomie de l'oreille	5
2. Définitions générales	6
2.1. Le larsen	6
2.2. Le larsen des aides auditives	7
2.2.1. L'effet larsen acoustique	7
2.2.2. L'effet larsen mécanique	11
2.2.3. L'effet larsen magnétique	11
2.2.4. L'effet larsen électronique	12
3. Impact de l'effet larsen dans le domaine de l'audioprothèse	13
3.1. Pour l'aide auditive	13
3.2. Pour le malentendant	13
3.3. Pour l'audioprothésiste	14
3.4. Pour le fabricant	15
4. Détection et réduction du larsen : quelques méthodes	15
4.1. Réduction par filtrage	16
4.2. Réduction du gain	17
4.3. L'opposition de phase	18
II. <u>Les systèmes anti-larsen numériques</u>	19
1. Fonctionnement général	20
1.1. Filtre dit « statique »	20
1.2. Filtre dit « dynamique »	21
1.3. Calibrage des systèmes anti-larsen numériques	22
1.4. Résultats du calibrage	24
2. Fonctionnements particuliers	25
3. Défis des systèmes anti-larsen actuels	26
4. L'aspect consommation	27

4.1.	Les piles Zinc-air (ZnO ₂).....	27
4.2.	Autonomie d'une aide auditive.....	28
4.3.	La consommation en appareillage « open » d'un système anti-larsen.....	29
<u>Partie II : ETUDE EXPERIMENTALE</u>		31
I.	Mesures de Gains.....	31
1.	Les patients.....	31
2.	Le matériel utilisé.....	32
3.	Les tests utilisés.....	33
4.	Le protocole expérimental.....	35
II.	Mesures de consommations.....	39
1.	Le matériel utilisé.....	39
2.	Le protocole expérimental.....	40
<u>Résultats</u>		43
<u>Discussion</u>		49
<u>Conclusion</u>		52
<u>Bibliographie</u>		54
<u>Annexes</u>		56

Introduction

L'élimination de l'effet Larsen est un défi de longue date dans l'appareillage auditif. Dans l'immense majorité des cas, les problèmes auditifs résultent de l'usure du système auditif par son vieillissement : c'est la presbycusis. La base de la cochlée est la région la plus atteinte, correspondant à une perte prédominante dans les aigus. C'est pourquoi, il s'avère nécessaire de fournir un gain approprié pour ces fréquences aiguës, en adéquation avec le meilleur choix possible de l'évent, pour une qualité de son plus naturelle sans Larsen.

Il y a environ huit ans que les appareils auditifs, dits « open », se sont fait une place sur le marché de l'Audioprothèse. Ils ont pour arguments principaux la réduction de l'effet d'occlusion, la perception plus naturelle de sa propre voix, le confort de port et l'amélioration du gain dans les hautes fréquences. Ce dernier avantage est obtenu grâce notamment à l'amélioration du contrôle de l'effet Larsen. Cependant, cette ouverture du conduit entraîne des modifications et interactions entre sons directement acheminés, sons amplifiés et fuites acoustiques. Ces dernières débouchent sur l'apparition d'une boucle de rétroaction appelée « feedback » ou « Larsen ». La nuisance sonore de ces « sifflements » ou « grincements » peut rendre l'aide auditive inutilisable et occulter les avantages de l'amplification. Une aide auditive qui fait du bruit attire l'attention de l'entourage vers son utilisateur, révélant un handicap que ce dernier cherche à dissimuler.

Le moyen le plus simple pour atténuer ces pics de Larsen, est de réduire le gain à large bande de l'aide auditive, modifiant ainsi l'ampleur des pics. Toutefois, cette réduction du gain peut diminuer l'efficacité de l'appareil. C'est pourquoi les algorithmes numériques, dits « anti-Larsen », sont conçus pour éliminer le Larsen sans

pour autant réduire le gain. Il est nécessaire de fournir aux utilisateurs d'aides auditives, un gain disponible plus élevé, tout en réduisant les artefacts gênants pour l'audition, mais aussi gênants pour l'entourage.

Au cours des dernières années, ces systèmes sont devenus courants dans les aides auditives numériques. Il s'agit d'une suppression active du larsen, qui cherche à éliminer les informations avant qu'elles ne deviennent audibles et sans réduire les gains disponibles. De nombreuses précautions sont prises lors de l'adaptation pour réduire la probabilité d'apparition de l'effet larsen. Etant donné que la mise en marche de ces systèmes fait partie de ces nombreuses précautions, et qu'elle se fait de plus en plus systématiquement, il nous a semblé intéressant d'en connaître le fonctionnement.

C'est pourquoi ce mémoire a pour but, dans un premier temps, d'expliquer le fonctionnement des nouveaux systèmes anti-larsen numériques sur trois modèles d'appareils à écouteurs déportés de même génération ; dans un second temps, de montrer les avantages qu'ils procurent dans le gain des hautes fréquences. Ces avantages seront appuyés par la quantification du Gain Stable Supplémentaire (GSS), ainsi que du Gain Stable Maximum disponible (GSM). L'anti-larsen une fois enclenché, l'appareil délivre-t-il vraiment le gain souhaité ? Les systèmes anti-larsen sont intégrés au processeur DSP (Digital Signal Processor) des aides auditives au même titre que les réducteurs de bruit ou tout autre algorithme de traitement du signal. Il est donc normal qu'il existe une relation entre l'élimination numérique du larsen et la consommation. Il est intéressant d'étudier la surconsommation induite ou non par l'enclenchement de ces systèmes, dans des situations acoustiques sans larsen. Cette étude est faite pour les trois modèles d'appareillages dits « open ».

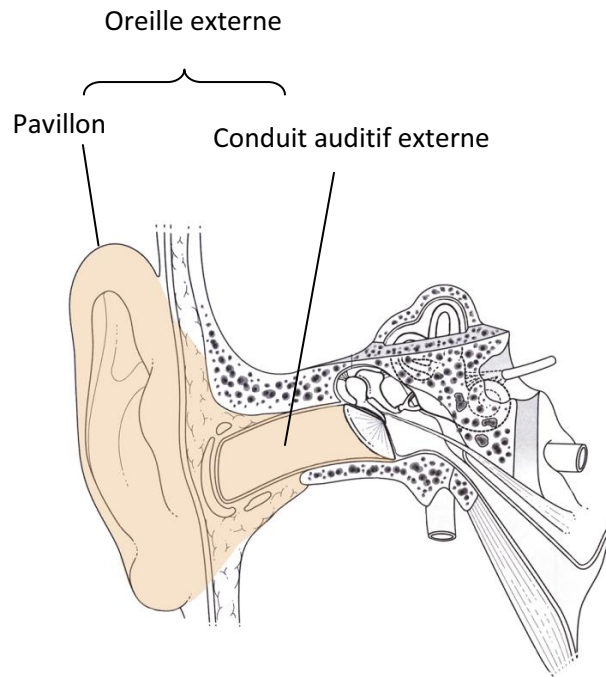


Fig. 1 : Coupe frontale de l'oreille externe

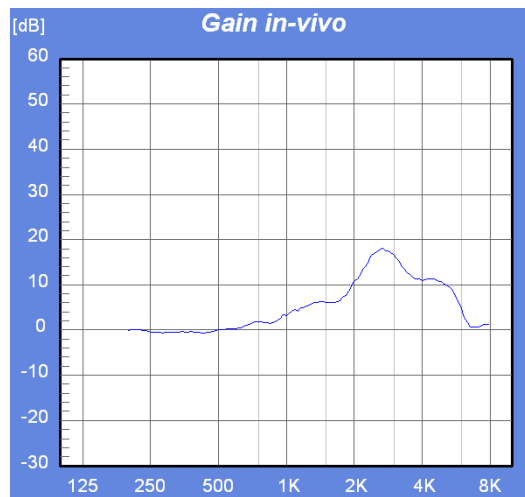


Fig. 2 : Gain naturel de l'oreille externe (REUG)

Partie I : ETUDE THEORIQUE

I. Pour mieux comprendre l'effet Larsen et ses méthodes de traitements

1. Anatomie de l'oreille

L'oreille externe est la partie anatomique la plus impliquée, par sa morphologie, dans la production d'un effet Larsen en audioprothèse (figure 1). Elle collecte les sons pour les diriger vers le tympan. Sa géométrie particulière lui confère une propriété d'amplification naturelle des sons, qui est propre à chacun (figure 2). Le pavillon, en forme de cornet, et le conduit auditif externe, en sont les deux parties principales.

- Le conduit auditif externe est un canal en partie cartilagineux et en partie osseux, qui fait suite à la conque et s'étend jusqu'au tympan. Ses parois contiennent de nombreux follicules pileux, des glandes sudoripares et sébacées à l'origine du cérumen. Ce dernier peut former une obstruction partielle ou totale du conduit, provoquant souvent un effet Larsen. Il se conduit comme un tuyau résonnant, en amplifiant les fréquences comprises entre 2 kHz et 5 kHz, ce qui correspond au domaine le plus sensible de l'oreille. La laxité des tissus du conduit est importante pour l'étanchéité d'un embout ou d'une coque.
- Le pavillon est une lame de cartilage recouverte de peau, plissée sur elle-même, située sur la partie latérale de la tête, en arrière de l'articulation temporo-mandibulaire et en avant de la mastoïde.

(a) : Articulation temporo-mandibulaire

Conduit auditif externe

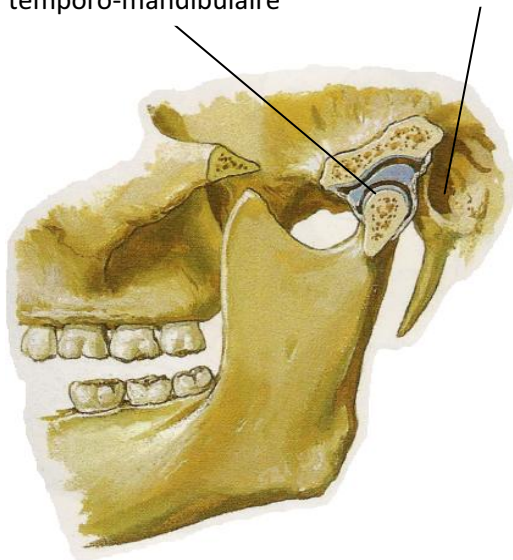


Fig. 3 : *Mâchoire entrouverte* [1]

(b) : Abaissement, rotation et translation antérieure

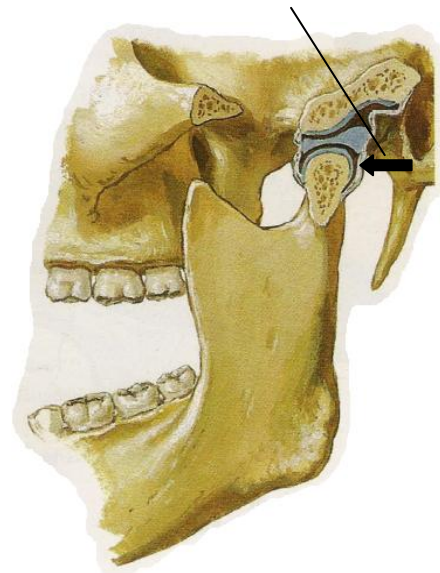


Fig. 4 : *Mâchoire largement ouverte* [1]

C'est au contact de la face antérieure du conduit auditif externe, que se situe l'articulation temporo-mandibulaire (figure 3, a.). Lors de chaque ouverture / fermeture de bouche, cette articulation fait des mouvements d'abaissement, rotation et translation vers l'avant et l'arrière (figure 4, b.), ce qui modifie l'anatomie du conduit auditif externe. Les modifications de forme du conduit favorisent l'apparition d'un effet larsen.

2. Définitions générales

1.1. Le larsen

L'effet larsen est un phénomène physique de rétroaction acoustique, expliqué par le physicien danois Søren Larsen (1871-1957). La rétroaction en terme d'électroacoustique, se définit comme le retour de la sortie d'un processus, vers son entrée. Le chemin emprunté se nomme le « trajet de retour » ou « feedback ». Un phénomène de couplage acoustique entre la source et l'émetteur se crée. Un accrochage acoustique peut être causé par un signal sonore proche d'une des fréquences de résonance du système. Ainsi le son émis par un écouteur est capté par le microphone, et ré-amplifié. Cette boucle produit un signal auto-ondulatoire qui augmente progressivement en fréquence et en intensité jusqu'à atteindre les limites du matériel utilisé. Cette situation instable se traduit par des sifflements aigus générés par le système. Tout ce processus correspond à ce que l'on connaît plus couramment sous le nom « d'effet larsen ».

C'est un phénomène rencontré dans plusieurs systèmes acoustiques tels qu'une salle de conférence, un concert, un téléphone avec haut parleur, ou encore dans des prothèses auditives.

1.2. Le larsen des aides auditives

L'effet larsen (ou couplage à réaction) est très souvent utilisé comme première approche avec les appareils auditifs, pour en connaître le bon fonctionnement. Il est possible d'en distinguer plusieurs types provenant de différentes causes : l'effet larsen acoustique, mécanique, magnétique et électrique.

2.2.1. L'effet larsen acoustique

Pour tester le fonctionnement d'une prothèse, il est courant de la prendre dans sa main pour en écouter le sifflement audible. C'est ce sifflement qui est caractérisé d'effet larsen acoustique. On peut différencier ce type de larsen des autres, par son mode de production.

En effet, on considère pour ce type d'effet larsen, qu'il se crée un raccourci acoustique : il peut être causé par l'évent, par un problème d'étanchéité au niveau de l'embout, de la coque, du tube extérieur ou encore du tube de liaison entre la sortie de l'écouteur et la coque. Cet effet larsen se produit surtout au cours de nombreuses situations de la vie d'un malentendant telles que : l'approche d'un combiné téléphonique, d'un chapeau, d'un rapprochement près d'une porte ou d'un mur, d'un passage de mains dans ses cheveux... Dans ces mécanismes de génération du larsen, il y a de grandes différences en termes de caractéristiques temporelles et d'amplitudes (J. Hellgren 1999,2000). Lors de ces situations différentes, la fréquence des sifflements ne va jamais être identique. Il peut se produire un effet larsen quasi-constant, si un appareil auditif est mal ajusté, ou de façon sporadique si il y a des changements dans le « trajet de retour » en cours d'utilisation (exemple de l'articulation temporo-mandibulaire).

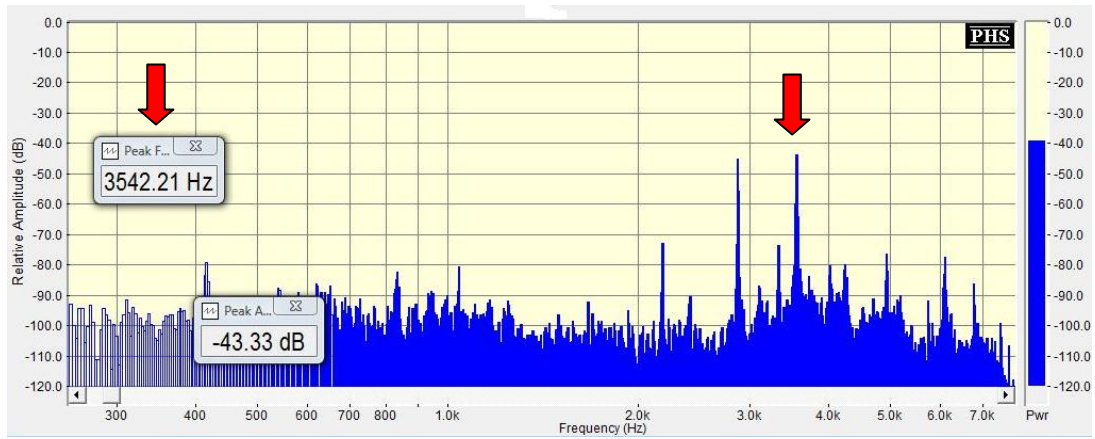


Fig. 5 : exemple d'un spectre d'effet larsen provoqué

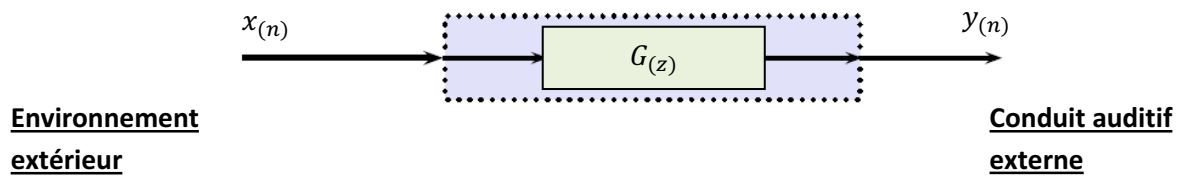


Fig. 6 : schéma de principe d'un appareil [4]

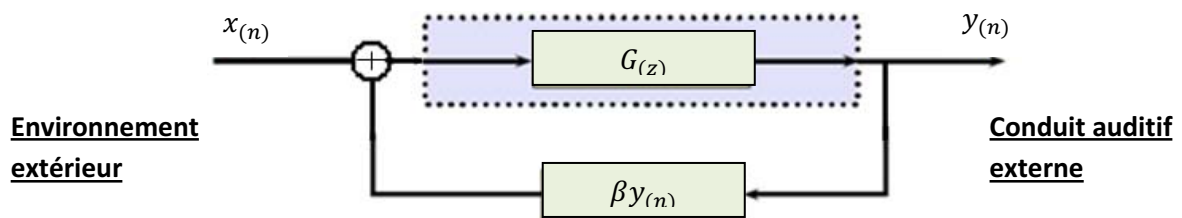


Fig. 7 : schéma d'un retour acoustique sortie/entrée [4]

Les caractéristiques spectrales du larsen sont complexes et évolutives, mais elles se situent typiquement dans les fréquences comprises dans la bande spectrale de 1,5 à 3kHz (J. Hellgren 1999,2000). La valeur des pics de fréquences du larsen va dépendre de plusieurs caractéristiques : le gain de la prothèse, la distance séparant l'émetteur et le récepteur, les propriétés acoustiques du lieu d'écoute, la fréquence de résonance des composants électriques et électroniques du système, du caractère directionnel du récepteur (directionnalité microphonique). Sur la figure 5 est représenté un exemple d'effet larsen obtenu avec le logiciel SpectraPLUS 5.0. Plusieurs pics, dont le plus important à 3542 Hz, constituent un effet larsen.

Il est important de comprendre en quoi le gain et les variations du changement de « trajet de retour » du larsen, influencent son apparition.

Pour commencer, il faut rappeler le principe de fonctionnement simplifié d'une prothèse auditive numérique. C'est un système physique qui capte des sons en entrée à l'aide d'un microphone, les amplifie en fonction de la perte auditive de l'utilisateur, et les restitue par l'écouteur à un volume approprié (figure 6).

Le signal d'entrée $x(n)$ est amplifié par un facteur de gain $G(z)$; il en résulte en sortie un signal $y(n)$. Cette illustration correspondrait à un cas « idéal » avec une parfaite étanchéité du conduit auditif externe. Cependant techniquement, il se produit toujours une rétroaction dans un appareillage auditif. Il y a une fuite du signal de sortie $y(n)$, qui est redirigée vers le microphone, pour se mêler au signal d'entrée (figure 7).

Cette rétroaction ne se fait pas entendre tout de suite, car elle passe par différents stades comprenant de légères oscillations ne donnant pas lieu à des sifflements ou des saturations [2]. En effet, ces oscillations ne sont pas assez fortes pour en

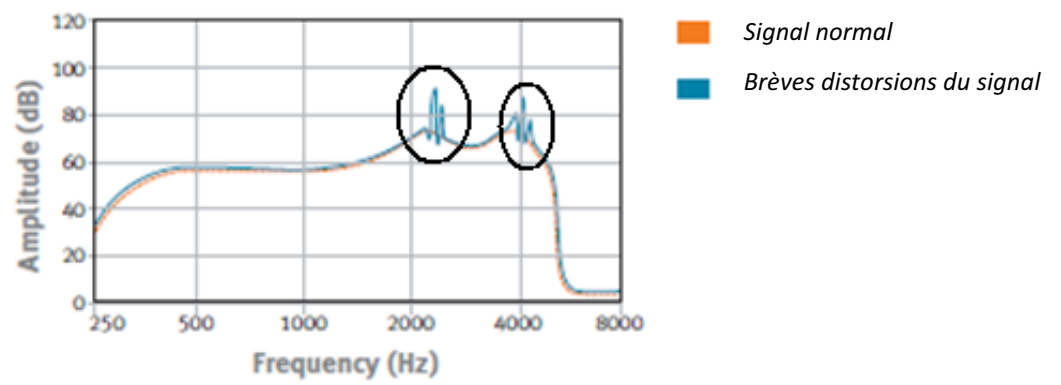


Fig. 8 : Courbes de réponse en fréquence d'une prothèse auditive

provoquer des plus soutenues, mais peuvent influencer la réponse en fréquence de l'aide auditive (figure 8). Un impact peut se faire ressentir au niveau des aides auditives et de la qualité sonore : une sonorité modulée ou criarde peut être le signe de distorsions et d'artéfacts.

Une rétroaction acoustique soutenue (avec apparition de sifflements) se produit à une fréquence où le gain est égal ou supérieur à l'atténuation du trajet de retour. En effet, le gain appliqué au signal de rétroaction devient supérieur à l'atténuation du « trajet de retour » par le biais d'une quelconque étanchéité [3]. Néanmoins, la présence d'une atténuation n'est pas suffisante pour prétendre à une stabilité ; selon le physicien Nyquist (1932), un « **critère de stabilité** » doit être respecté.

Explication mathématique simplifiée :

Sans fuite acoustique (fig.6) : en sortie : $y_{(n)} = G_{(z)}x_{(n)}$ (application du gain G)

Avec fuite acoustique (fig.7): en sortie : $y_{(n)} = G_{(z)}x_{(n)} + G_{(z)}\beta y_{(n)}$ où β représente une fraction du signal de sortie $y_{(n)}$

On obtient pour $y_{(n)}$:

$$y_{(n)} = \frac{G_{(z)}x_{(n)}}{1 - \beta G_{(z)}}$$

Cette équation est identique à celle d'une situation sans fuite, à quelques différences : $1 - \beta G_{(z)}$. On peut donc en déduire que β et $G_{(z)}$ sont les facteurs déterminants du larsen dans un appareil auditif.

D'après le critère de Nyquist :

« Le système sera instable, si et seulement si, il existe au moins une valeur z_0 sur le cercle unité pour laquelle : $|G_{(z_0)} \cdot \beta| > 1$ » [4], avec $z_0 \in C$.

C'est pourquoi, la condition de stabilité d'un tel système en boucle fermée est la suivante : $|\beta \cdot G_{(z)}| < 1, \forall z \in C$

Le gain appliqué $G_{(z)}$ peut être réduit pour diminuer la valeur de $|\beta \cdot G_{(z)}|$. Dans ce cas, la valeur du dénominateur tendra vers 1 et le feedback sera neutralisé.

De plus, l'ampleur de β peut être affectée par de nombreux facteurs plus ou moins contrôlables : la taille de l'évent, l'ouverture du conduit par les mouvements de la mâchoire, la proximité d'une surface réfléchissante, un mouvement de tête, l'environnement acoustique.

Que se passe-t-il quand un objet se rapproche de l'aide auditive en créant un effet larsen ? L'entrée du microphone se trouve modifiée, de telle sorte que la quantité de signal réintroduit dans le microphone est augmentée. Cette modification est due à des réflexions acoustiques causées par la surface de l'objet placé à proximité. Une boucle de rétroaction se crée donc beaucoup plus rapidement, en rapprochant le son sortant de l'écouteur vers le microphone.

L'ajustement du gain et l'ampleur de β , c'est-à-dire l'atténuation du « trajet de retour » entre le microphone et l'écouteur, représentent les deux axes clefs de la lutte contre l'effet larsen acoustique dans les aides auditives.

1.2.2. L'effet larsen mécanique

Dans la production d'un effet larsen acoustique, la transmission du signal de retour se fait par conduction aérienne. L'apparition d'un raccourci acoustique se crée.

Lors de la production d'un effet larsen mécanique, la transmission du signal sonore ne se fait plus par le biais de ce trajet, mais par simple vibration. En effet, il se caractérise par une « non absorption » causée par modification de matières. Des éléments, comme l'écouteur par exemple, entrent en oscillation en raison de leur fonctionnement et vont le transmettre en vibration au reste du circuit. Ce qu'il se passe en réalité, c'est un changement d'état de la matière absorbante, se trouvant principalement autour des transducteurs. Cette matière peut être confrontée aux problèmes d'humidité par exemple, et se liquéfier ou se rigidifier.

A ce moment là, il faut vérifier l'état constant de ces matières pouvant correspondre : aux tubes de liaison des écouteurs (la « cheminée »), aux suspensions écouteurs/microphones, aux tubes extérieurs.

Les nouveaux appareils à écouteurs déportés, imposent une distance plus importante entre écouteurs et microphones. Ils sont mieux protégés acoustiquement, mais sont soumis aux mêmes contraintes mécaniques.

1.2.3. L'effet larsen magnétique

Le fonctionnement de ce type d'effet larsen est d'explication plus simple. L'élément inductif (bobine) dans un appareil auditif se positionne à un endroit spécifique, pour avoir un champ rayonnant dirigé vers l'extérieur, et le moins en contact possible avec les transducteurs. Derrière la bobine se situe un blindage,

jouant le rôle de canalisateur, renforçant l'orientation du champ inductif. La première cause d'apparition provient d'un mauvais positionnement de l'élément inductif et du canalisateur. Une mauvaise orientation peut entraîner un contact avec d'autres éléments, par un accrochage magnétique. Le champ magnétique sera amplifié par le système, lorsque l'appareil basculera en position « T » (*Téléphone*) et que la bobine sera active.

Une deuxième cause d'apparition de ce larsen peut provenir d'un phénomène d'usure des éléments inductifs, et entraîner une hypersensibilité.

1.2.4. L'effet larsen électronique

De nombreux problèmes de pannes peuvent être liés à l'usure normale des éléments d'une prothèse. L'une des causes d'apparition d'un effet larsen électronique (ou électrique) est liée à l'hypersensibilité des composants, avec l'usure des éléments majeurs (amplificateur, écouteur, microphone).

Par la suite, la détérioration de l'amplificateur lui-même peut devenir une autre cause. Il contient de nombreuses soudures qui ne se touchent pas ou de façon contrôlée. Si de l'oxydation vient à apparaître sur ce composant, il peut se créer des ponts entre les soudures et favoriser l'apparition du larsen. Dans les cas où le larsen électrique apparaît, l'amplificateur devient instable, le plus souvent à cause d'une faiblesse de la pile. Il se produit dans certains cas un bourdonnement appelé « Motor-Boating », en raison de la ressemblance de ce bruit avec celui d'un canot à moteur.

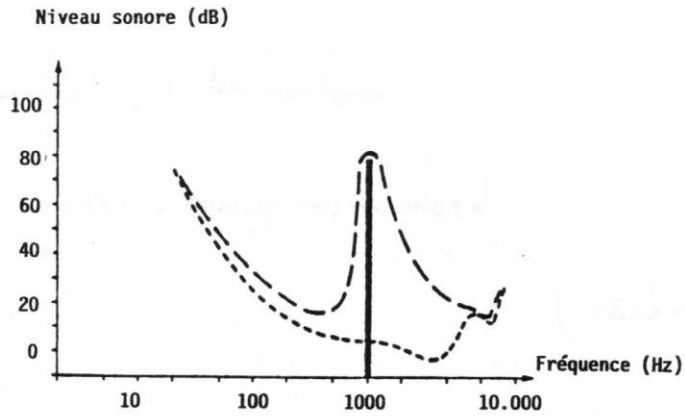


Fig.9 : Sensibilité de l'oreille, effet de masque [5]

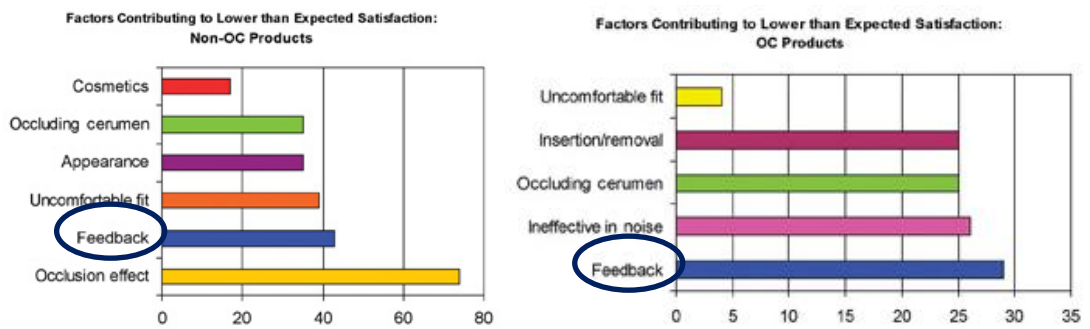


Fig. 10 : Facteurs qui contribuent à une faible satisfaction des appareils « non-open » et « open » [6]

3. Impact de l'effet Larsen dans le domaine de l'audioprothèse

1.1. Pour l'aide auditive

L'apparition d'effet Larsen quel qu'il soit, peut amener l'appareil à délivrer des niveaux de sortie très élevés, en augmentant progressivement l'intensité des sifflements. Cette sur-amplification involontaire, peut fragiliser certains composants tels que l'écouteur, le microphone ou encore l'amplificateur. L'appareil fonctionne jusqu'à atteindre ses limites, et provoque une accélération de l'usure des composants.

1.2. Pour le malentendant

La présence de sifflement peut compromettre l'accès à l'audibilité du signal vocal. Lorsque les sifflements atteignent des intensités élevées, la ou les fréquences du Larsen jouent un rôle « masquant » dans le spectre de la parole (150Hz – 6kHz). Il y a une augmentation très sensible des seuils d'audition, c'est à dire des niveaux sonores minimaux détectés par l'oreille, surtout aux fréquences élevées (figure 9).

Pour un normo-entendant, des études ont montré qu'ils gardent l'intelligibilité de la parole même en présence d'effet Larsen [5]. Cependant, pour le malentendant, la persistance du signal de Larsen, est un aspect négatif de l'appareillage.

Un sondage a été réalisé auprès de 92 professionnels de la distribution d'aides auditives aux Etats-Unis et au Canada. Il leur a été demandé de choisir parmi une liste de facteurs, ceux qui contribuaient à une faible satisfaction des patients avec des appareils dit « open » et « non-open ». Les résultats sont présentés ci-contre (figure 10).

Il est intéressant de voir que le larsen est un problème récurrent pour les patients, surtout en passant sur un appareil « open » [6].

En effet, d'après une étude de Kochkin (1997), 20% des porteurs d'aides auditives non satisfaits le seraient en raison de problèmes de larsen. Il arrive cependant que des malentendants, atteints d'un type de déficience auditive particulier, n'entendent pas le sifflement caractéristique de l'effet larsen. C'est à ce moment-là que l'entourage se met à intervenir, en informant le patient que son aide auditive siffle. Ces réclamations peuvent traduire une certaine gêne de la part de l'entourage vis-à-vis de ces sifflements, et provoquer un sentiment de rejet de l'appareil auditif. C'est pourquoi il est nécessaire de tout mettre en œuvre pour réduire cet effet excessivement gênant pour l'utilisateur de la prothèse.

1.3. Pour l'audioprothésiste

La lutte contre l'effet larsen est un défi pour l'Audioprothésiste. Aujourd'hui, l'utilisation des nouveaux systèmes d'anti-larsen numériques permet d'assurer une meilleure adaptation et d'éliminer un grand nombre de plaintes. Cependant, son action s'avère efficace seulement si le bon choix des propriétés acoustiques est fait : la taille des événements, une bonne longueur d'écouteur pour une bonne orientation dans le conduit auditif. Il est nécessaire également d'assurer une empreinte d'oreille précise et correcte, pour une fabrication optimale des embouts ou des intra-auriculaires. L'otoscopie reste un acte à ne pas négliger lors de chaque rendez-vous. Elle va permettre : soit de prévenir un bouchon de cérumen, donc un effet larsen à venir, soit d'en constater la présence et d'apporter une réponse rapide à son patient, soit de permettre d'optimiser la forme du futur embout/coque selon les caractéristiques anatomiques du patient.

Toutes ces pratiques sont bien connues, et sont destinées à contrôler la fraction β du signal dans le trajet de retour du larsen.

1.4. Pour le fabricant

Combattre l'effet larsen est une des priorités dans le développement des systèmes de traitement des signaux. De plus en plus d'appareillages « open » se font à l'aide de dôme standard. Il est nécessaire de maîtriser le larsen par des moyens complémentaires à l'étanchéité du conduit auditif externe, tout en ne limitant pas le gain appliqué. Dans la production des embouts et intra-auriculaires, l'étanchéité reste un des moyens les plus efficaces de limiter l'apparition des sifflements.

2. Détection et réduction du larsen : quelques méthodes

Les problèmes de larsen sont de deux catégories : celle de la conception de l'appareillage (coques pas étanches, écouteurs mal orientés, évent de taille non appropriée) et celles des diverses pannes (vues précédemment dans les différents types d'effet larsen).

Le larsen acoustique peut être minimisé en éloignant le microphone de l'écouteur, en construisant une barrière entre les deux, ou en ajustant un système pour le contrôle adaptatif du feedback. Une méthode qualifiée de plus « classique » pour obtenir un maximum de stabilité dans le système correspond à la réduction de l'effet larsen par filtrage. Ce procédé fait partie de la catégorie des luttes « passives » contre le larsen. Elles sont de nature mécanique (réducteurs d'événements, coudes acoustiques)

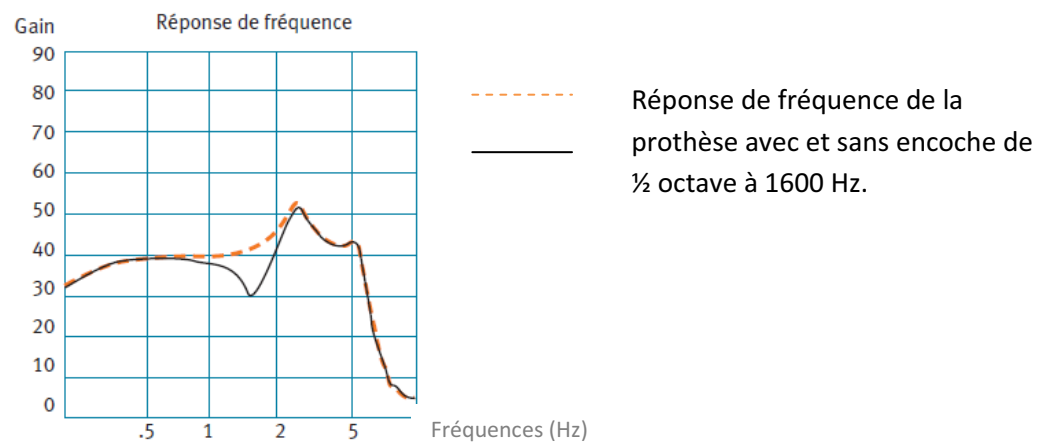


Fig. 11 : Courbe de réponse avec un filtre à encoche statique

ou électronique par une gestion fréquentielle (filtrage, glissement de fréquence). La réduction du gain est une méthode très souvent utilisée.

Une lutte dite « active », comprend une méthode par opposition de phase, utilisée par les systèmes anti-larsen numériques.

2.1. Réduction par filtrage

Pour minimiser les effets négatifs de la limitation du gain, certains fabricants utilisent un ou plusieurs filtres coupe-bande pour réduire le gain d'une plage de fréquence étroite dans la région du larsen. Cependant, même avec le filtre coupe-bande le plus étroit, la réponse en fréquence de l'appareil peut être fortement altérée.

Pour parvenir à plus de stabilité, un filtre à encoche est généralement nécessaire. La méthode d'approche la plus simple d'élimination du larsen, se base sur l'utilisation de filtres numériques dits « réjecteurs », connus sous le nom de « *notch filters* ». Ils permettent l'élimination de certains pics présents dans la courbe de réponse. Pour ce faire, ils réduisent le gain de l'aide auditive à la fréquence correspondante à la présence de ces pics. Il se crée ce qui est appelé des « encoches » dans la courbe de réponse en fréquence (figure 11). Généralement, un détecteur de rétroaction est utilisé pour surveiller le signal d'entrée. Une fois l'oscillation détectée, le filtre à encoche est activé sur le signal traité.

Cette méthode de filtrage statique consomme peu ou pas de puissance, et permet de maintenir une durée de vie de pile identique. Cependant, chaque encoche est fixée sur une seule fréquence et ne s'adapte pas lorsque le larsen présente plusieurs pointes de fréquences. C'est essentiellement le cas quand il y a changement d'environnement acoustique à proximité de l'aide auditive, par

l'utilisation d'un téléphone ou d'un chapeau par exemple. Il y aura donc modification des fréquences où se produiront des pics de larsen. Ces filtres à encoche statique ne pourront pas s'adapter à ces changements.

L'utilisation de filtres à encoches itinérants ou « *roving notch filters* », permet de s'adapter à des pointes de rétroaction dynamique. Le principe est d'utiliser plusieurs filtres à encoches, pour pallier la variabilité du spectre : ceci est appelé système de filtres adaptatifs. L'utilisation de deux ou trois filtres à crans, aura un effet néfaste sur la courbe de réponse en fréquence. Le principal inconvénient de cette méthode est sa rapidité d'activation. Même en utilisant un maximum de trois filtres, sa capacité à s'adapter aux évolutions rapides de l'environnement acoustique reste limitée à un temps de 200ms minimum, pour converger vers les pics de rétroaction [6]. Cette méthode reste aussi limitée par l'utilisation maximum de trois filtres, et donc à l'élimination de trois pics de fréquences lors de la rétroaction. C'est une technique qui a tendance à consommer plus de puissance de traitement, et donc à diminuer la durée de vie de la pile.

Ces filtres vont réduire le gain sur des fréquences spécifiques, mais aussi sur les régions avoisinantes. Cela peut avoir un impact d'audibilité dans cette région de fréquence.

2.2. Réduction du gain

Si les techniques classiques s'avèrent insuffisantes pour diminuer l'effet larsen, il est courant de voir une diminution du gain à un niveau où les sifflements se produisent. Cela oblige à faire un compromis entre effet larsen et limitation du gain. Ce compromis a un impact plus important pour des patients atteints de pertes

% de contributions

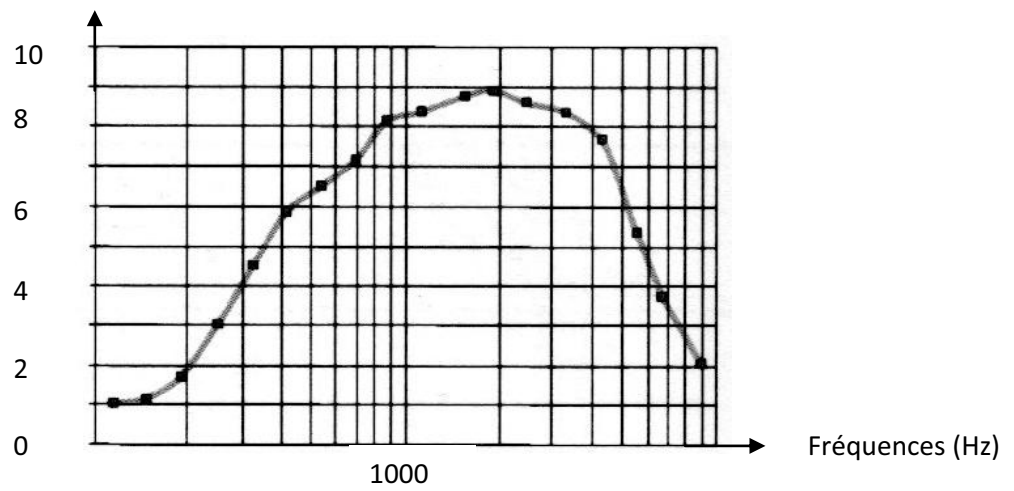


Fig. 12 : Théorie de l'indice d'articulation

auditives sévères à profondes, car elles exigent un degré plus élevé d'amplification [7].

Une limitation du gain à 45 dB est encore utilisée pour réduire l'amplification en milieu calme des sons faibles, ne changeant pas le gain pour des niveaux d'entrée moyens et forts [7]. Cependant, s'il y a une baisse du gain sur certaines fréquences, il peut se produire une baisse d'intelligibilité. D'après une étude réalisée par C. Pavlovic (1989), il existe une « *Théorie de l'indice d'articulation* » (figure 12). En effet, certaines bandes de fréquence contribuent plus à l'intelligibilité vocale que d'autres.

Plus l'indice d'articulation est élevé, plus il contribue à l'intelligibilité vocale. On peut interpréter en disant qu'une baisse de gain dans les fréquences $> 1\text{kHz}$, entraîne une diminution de l'intelligibilité.

2.3. L'opposition de phase

L'opposition de phase est un moyen efficace d'éliminer des signaux parasites sans interférer sur le signal d'origine. C'est un système de lutte « active » contre le larsen, et c'est la seule technique capable de le supprimer sans réduire le gain. Des changements dans l'environnement acoustique d'une prothèse auditive, peuvent entraîner une variation dans la composition du signal de retour. C'est ce type de problème que ne peut pas résoudre une méthode de lutte contre l'effet larsen dite « classique ».

Une utilisation de l'opposition de phase est retrouvée, dans un casque avec réducteur du bruit de fond. Un microphone permet de capter le bruit de fond, de générer un signal inversé (déphasage de 180°) de fréquences opposées et de l'ajouter au signal désiré, pour le délivrer à travers les écouteurs. Il va ainsi bloquer les bruits continus compris entre 50 Hz et 1000 Hz. L'idée est d'opposer le signal de

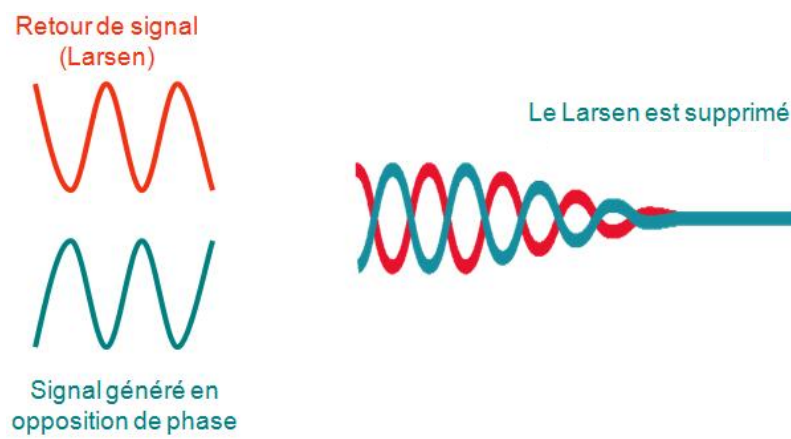


Fig. 13 : Illustration simplifiée du fonctionnement de l'opposition de phase

bruit de fond et son homologue déphasé pour qu'ils s'annulent, créant ainsi un environnement plus calme, favorable à l'écoute de la musique, par exemple.

Dans cette approche par opposition de phase, les ondes sonores sont supprimées par leur propre image en opposition (=signal d'annulation). Le signal généré possède le même contenu fréquentiel que celui du larsen (figure 13). Les algorithmes de suppression du larsen (anti-larsen), génèrent un signal supplémentaire destiné à compenser les fuites acoustiques. Contrairement au casque décrit ci-dessus, les algorithmes ne peuvent pas enregistrer le larsen séparément et l'utiliser pour réduire celui du signal d'entrée. Ainsi, le défi majeur des algorithmes utilisant l'opposition de phase, repose dans l'estimation du trajet de retour.

II. Les nouveaux systèmes anti-larsen numériques

Différentes approches de gestion anti-larsen ont été introduites dans les aides auditives. Cependant la plus efficace, utilisée par la plupart des fabricants, repose sur l'utilisation de l'opposition de phase. La première apparition d'un système d'annulation actif en opposition de phase remonte à 1992, plusieurs années avant l'introduction de la première aide auditive entièrement numérique [8]. Il a été développé et mis en place dans certains appareils « Danavox » comme le « Genius ». Une évolution fut possible grâce au développement des appareils numériques dans les années 2000. L'introduction de la technologie numérique a nettement amélioré la stabilité acoustique des aides auditives modernes. Les systèmes actuels permettent aux audioprothésistes d'exploiter au mieux la gamme dynamique résiduelle de chaque malentendant. Ceci est réalisable tout en utilisant

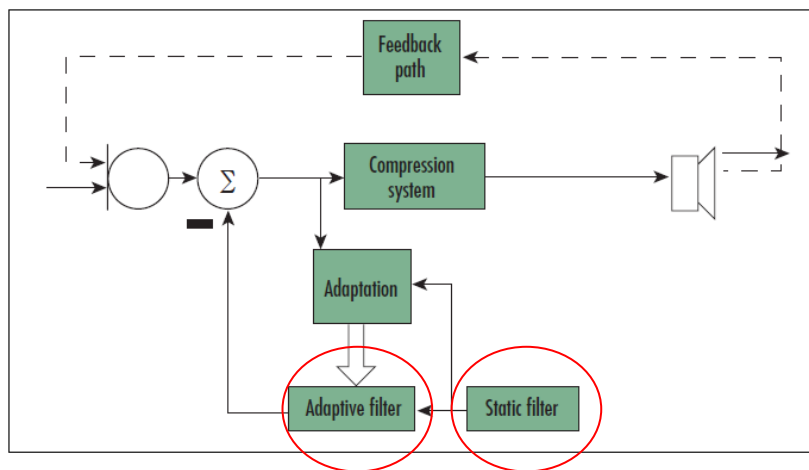


Fig. 14 : Combinaison d'un filtre « statique » et « dynamique » dans un système anti-larsen [13]

de plus gros événements. C'est donc logiquement qu'il a été possible d'adapter des embouts ouverts pour un plus grand confort.

1. Fonctionnement général

Aujourd'hui, ce sont des systèmes anti-larsen actifs et non plus passifs. D'après ce qui a été vu précédemment, on peut considérer l'apparition d'un larsen dans une situation dite « statique » ou « dynamique ». Ainsi, ces systèmes anti-larsen intègrent deux types de filtres (figure 14).

1.1. Filtre dit « statique »

Le premier filtre se concentre sur les propriétés statiques (telles que la taille de l'événement, l'orientation de l'écouteur, la taille et la forme du conduit auditif externe). La fonction de transfert est l'un des principaux paramètres des filtres numériques. On appelle réponse impulsionnelle l'état de la sortie d'un système avec pour entrée une impulsion de Dirac [16]. Ces filtres « statiques » correspondent à des filtres à réponse impulsionnelle finie (filtres RIF). Ils sont conçus avec des algorithmes qui jouent sur la réinjection d'échantillons retardés, cependant on réinjecte des échantillons d'entrée uniquement. Ces échantillons sont ceux déterminés lors du calibrage (ou *étalonnage*) réalisé lors de l'adaptation de l'aide auditive.

De manière générale, les filtres RIF peuvent être décrits par l'équation de récurrence suivante :

$$y_{(n)} = b_0 \cdot x_{(n)} + b_1 \cdot x_{(n-1)} + \dots + b_N \cdot x_{(n-N)}$$

$$y_{(n)} = \sum_{k=0}^N b_k \cdot x_{(n-k)}$$

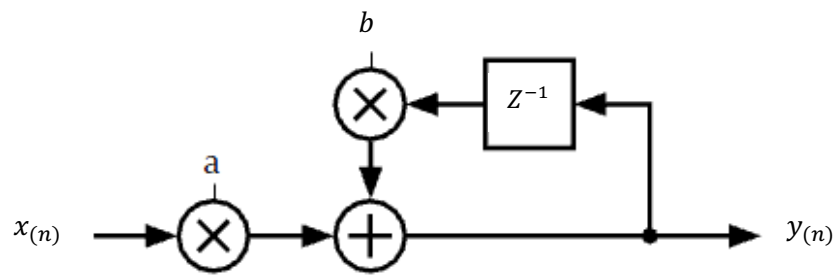


Fig. 15 : exemple d'un filtre récursif de premier ordre : $y_{(n)} = x_{(n)} + b \cdot y_{(n-1)}$ [15]

En utilisant la « transformé en Z » avec ses propriétés de linéarité et de décalage, on obtient la fonction de transfert d'un filtre « statique » :

$$H_{(Z)} = \frac{Y_{(Z)}}{X_{(Z)}} = \frac{\sum_{k=0}^N b_k \cdot Z^{-k}}{1}$$

Remarques : les coefficients b_k et la variable polynomiale Z^{-k} sont calculés par les algorithmes des systèmes anti-larsen numériques.

Un des avantages de ces filtres est la stabilité numérique car un grand nombre de coefficients sont calculés. Cependant, ces opérations vont diminuer l'autonomie des aides auditives [16].

1.2. Filtre dit « dynamiques »

En association avec le filtre « statique », un second type de filtre dit « dynamique » ou « adaptatif » est activé. Il va adapter ses caractéristiques en fonction de l'évolution du trajet du larsen (approche d'un combiné téléphonique, par exemple). Ces filtres correspondent à des filtres à réponse impulsionnelle infinie (filtres RII), c'est-à-dire qu'ils ne se stabiliseront peut-être jamais, même à l'infini. Ce type de filtre est un montage à contre-réaction (ou filtres récurrents). Ces filtres RII sont conçus avec des algorithmes qui jouent sur la réinjection d'échantillons retardés. Ils réinjectent des échantillons précédemment calculés par ce même algorithme. En effet, ces filtres sont caractérisés par des réponses basées à la fois sur les valeurs du signal d'entrée, et les valeurs des sorties précédentes (voir exemple figure 15).

De manière générale, les filtres RII peuvent être décrits par l'équation de récurrence suivante :

$$y_{(n)} = b_0 \cdot x_{(n)} + b_1 \cdot x_{(n-1)} + \dots + b_N \cdot x_{(n-N)} \\ - a_1 \cdot y_{(n-1)} - a_2 \cdot y_{(n-2)} - \dots - a_M \cdot y_{(n-M)}$$

$$y_{(n)} = \sum_{k=0}^N b_k \cdot x_{(n-k)} - \sum_{k=1}^M a_k \cdot y_{(n-k)}$$

En utilisant la « transformé en Z » avec ses propriétés de linéarité et de décalage, on obtient la fonction de transfert d'un filtre « dynamique » :

$$H_{(Z)} = \frac{Y_{(Z)}}{X_{(Z)}} = \frac{\sum_{k=0}^N b_k \cdot Z^{-k}}{1 + \sum_{k=1}^M a_k \cdot Z^{-k}}$$

Remarques : les coefficients a_k , b_k et la variable polynomiale Z^{-k} sont calculés par les algorithmes des systèmes anti-larsen numériques.

Un des avantages de l'utilisation d'un filtre récursif est de réduire considérablement le calcul du nombre de coefficients. Le retard entre les entrées et les sorties peut être minimisé pour une efficacité plus importante, face aux problèmes de larsens dynamiques. Ceci permet d'avoir une autonomie de l'aide auditive plus importante [16]. Cependant, ces filtres présentent une moins bonne stabilité numérique qui peut entraîner des artéfacts en sortie.

1.3. Calibrage des systèmes anti-larsen numériques

Pour gérer un effet larsen, il est donc crucial de bien l'identifier (en fréquence et en intensité), car pour chaque appareillage, ses caractéristiques sont uniques. Elles dépendent principalement du microphone et de l'écouteur, de la forme et de la

texture du conduit auditif externe, de l'embout ou la coque avec leur étanchéité et leur longueur, de l'évent, mais aussi de l'étanchéité de différents éléments tels que les tubes acoustiques, par exemple. Il s'avère nécessaire de faire une mesure individuelle pour prendre en compte tous ces paramètres. Pour ce faire, le calibrage est nécessaire afin d'activer les nouveaux systèmes anti-larsen numériques.

L'étalonnage est une mesure in vivo automatisée, utilisant un signal de test à bande large (spectre d'un bruit blanc) pendant une durée de quelques secondes (\approx 10s). Ce signal est généré par l'aide auditive. Le patient doit se trouver dans une situation calme, sans bruit ambiant pendant la mesure. Le signal est envoyé via l'appareil auditif par l'écouteur et capté en retour par le microphone.

Une comparaison de la réponse en fréquence du signal d'initialisation générée à la sortie de l'écouteur, et de la réponse en fréquence détectée au niveau du microphone, indique le niveau d'atténuation fourni par l'aide auditive (ou embouts, dômes) ainsi que les zones fréquentielles où le larsen est le plus susceptible de se produire. Il est important de savoir que le trajet du signal dans l'appareil auditif est désactivé au cours de cette mesure. De ce fait, l'appareil ne pourra pas émettre de sifflement lors de la mesure. Le succès d'un étalonnage va dépendre du rapport Signal/Bruit (SNR). Le bruit d'étalonnage doit être plus fort que le bruit ambiant capté par le microphone. C'est pour cette raison qu'il est calculé (selon la perte d'audition) pour être subjectivement le plus fort, sans être inconfortable. Des recherches ont révélé qu'il était possible d'obtenir un SNR favorable en réduisant le signal présenté. Si le SNR est favorable, le « trajet de retour » sera modélisé. Le logiciel effectue une analyse de la voie de rétroaction et représente une courbe de gain stable maximum avant l'apparition de larsen.

Gain (dB)

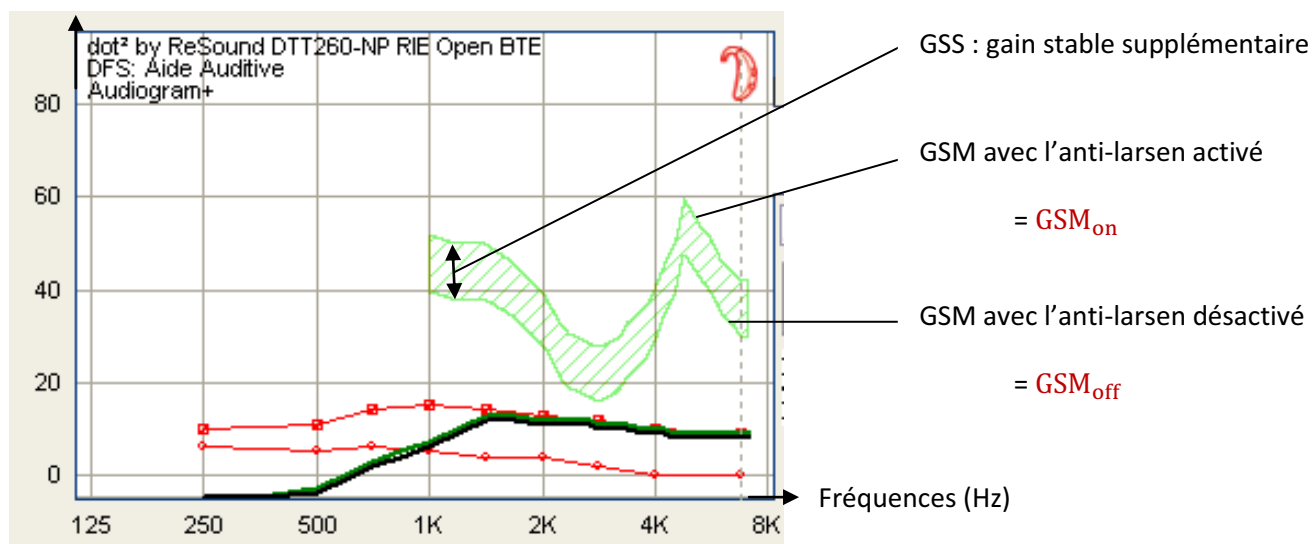


Fig. 16 : Gain stable maximum (GSM) établi après calibrage de l'anti-larsen Dual Stabilizer II DFS

Le calibrage ne peut pas faire de différence dans la cause d'apparition du larsen. En effet, on ne pourra pas savoir si la cause provient plus de l'évent ou de l'étanchéité de l'embout, par exemple. Il est important qu'après un changement d'étanchéité ou d'un volume d'évent, un nouveau calibrage soit mis en place, car la modélisation du trajet de retour du larsen sera différente.

1.4. Résultats du calibrage

Le résultat du calibrage du « Dual Stabilizer II DFS » est visible sur l'écran de réglage par une zone verte rayée. La figure 16 montre un exemple de calibrage terminé avec succès.

L'affichage reflète trois choses :

- Le gain stable maximum, estimé sans l'action de l'anti-larsen (courbe inférieure : GSM_{off})
- Le gain stable maximum, estimé avec l'action de l'anti-larsen (courbe supérieure : GSM_{on})
- La différence entre les deux représente le gain stable supplémentaire sans risque de larsen, une fois le calibrage activé

Le gain stable maximum est le gain maximal qui peut être donné sans risque d'apparition de larsen.

La zone verte apparaissant à la fin du calibrage, est dérivée des informations renseignant la fréquence et l'intensité à laquelle le larsen risque de se produire. C'est ainsi qu'une extrapolation est faite pour connaître ses limites inférieures (GSM_{off}) et supérieures (GSM_{on}). Ces limites vont nous permettre de visualiser des variabilités

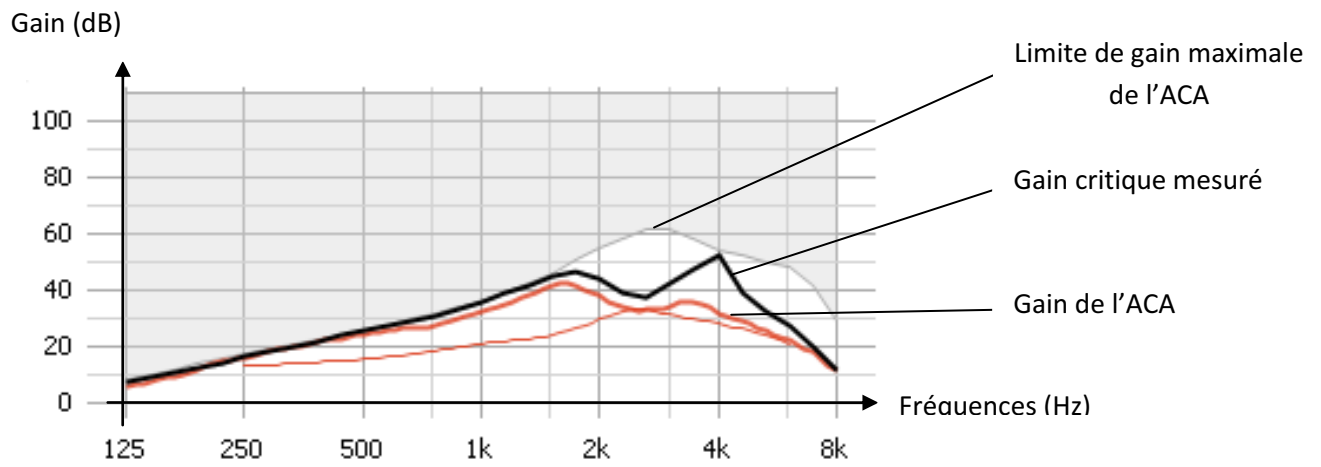


Fig. 17 : exemple d'un résultat de gain critique après calibrage

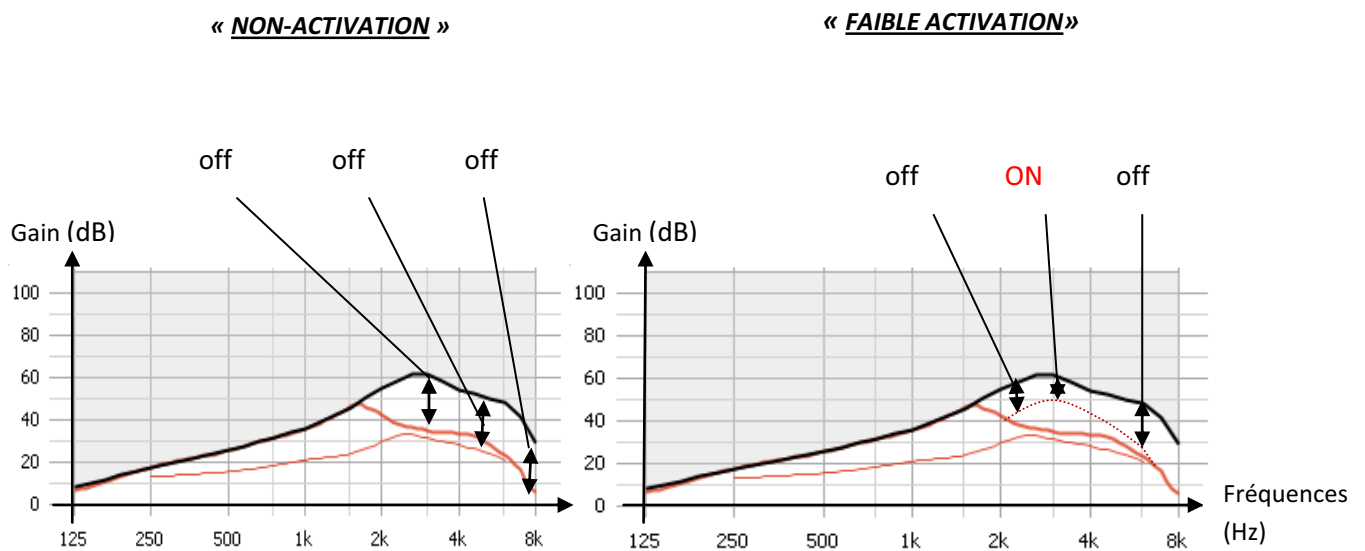


Fig. 18 : exemple d'activation « faible » par rapport à une « non activation »

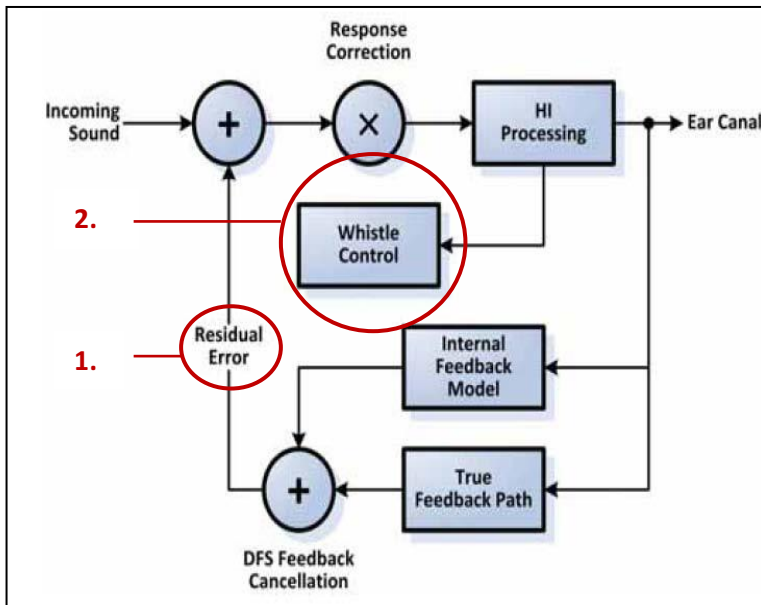
dans le trajet de retour, dues à des placements ou des profondeurs d'insertion différentes. Le calibrage peut fournir deux types de renseignements :

- Il peut suggérer que la coque ou l'embout sont trop amples, ou que l'évent n'est pas approprié pour le gain désiré
- Il fournit un repère visuel, permettant de procéder avec prudence lors de l'augmentation du gain, dans la zone de gain stable supplémentaire

Le résultat du calibrage du « LarsenBloc » se présente avec l'apparition d'une courbe statique correspondant au gain critique, au-delà duquel le système a défini qu'il y aurait des risques d'instabilité pouvant provoquer l'apparition de larsen (figure 17). Lorsqu'il y a une bonne étanchéité, la courbe de gain critique mesuré est repoussée vers la limite de gain maximum de l'appareil. Plus la courbe de gain de l'ACA (Appareil de Correction Auditive) est proche de celle du Gain critique mesuré, plus il y a un risque d'apparition d'un effet larsen. Le LarsenBloc peut se régler sur différentes positions : réglé sur « faible », il va s'activer pour les fréquences dont la courbe de gain est la plus proche du gain critique. Plus on augmente son pouvoir d'action, plus il s'activera pour les fréquences aux alentours des pics de gain (figure 18).

2. Fonctionnements particuliers

Le système « Dual Stabilizer II DFS » présente la particularité de fonctionner en association avec un anti-sifflement appelé « WhistleControl » (figure 19). C'est un système qui met en œuvre, pour des conditions particulièrement difficiles comme porter un téléphone à l'oreille ou faire une accolade, une réduction partielle du gain



- 1 : Persistence d'un résidu de larsen
- 2 : Intervention secours du WhistleControl

Fig. 19 : Représentation du WhistleControl en complément du DSF [12]

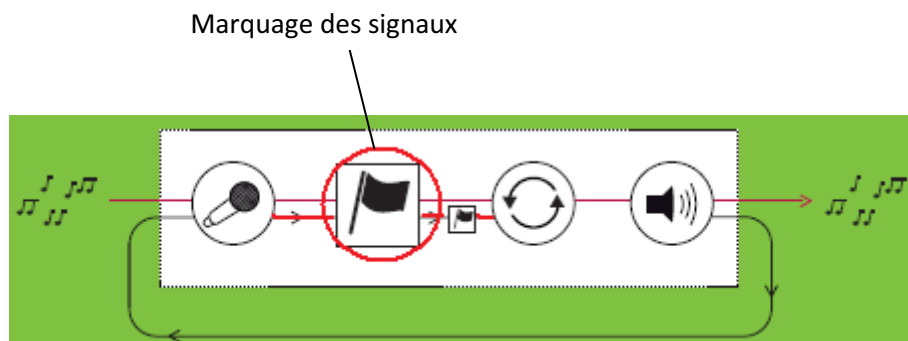


Fig. 20 : Présence d'un marquage spécifique intégré au traitement du signal, différenciant les sons naturels du larsen [13]

pour la partie inutile du signal responsable du sifflement. Il va venir épauler le DFS, quand celui-ci est poussé à l'extrême.

Le système « LarsenBloc » est apparu sur la plateforme « CORE » des appareils de la marque Phonak. Cet anti-larsen bénéficie d'un module supplémentaire de marquage du signal entrant (figure 20). Ainsi, si un son s'échappe, il aura été préalablement marqué et sera alors reconnu comme déjà amplifié. Il sera ajouté en entrée à d'autres signaux sonores, comme de la musique par exemple, et pourra être neutralisé par l'action du système anti-larsen.

Le système « PureWave Feedback Eliminator » présente 3 positions de réglages :

- Off : suppression inactive des sifflements
- Statique (fixe) : suppression active des sifflements, sans adaptation du filtre « dynamique » aux variations acoustiques du larsen.
- Adaptatif : suppression active des sifflements, avec adaptation du filtre « dynamique » aux variations acoustiques du larsen.

3. Défis des systèmes anti-larsen numériques actuels

De nombreux défis des systèmes anti-larsen actuels sont recherchés :

- Etre efficace dans la prévention du larsen
- Modéliser correctement le « trajet de retour » du larsen
- Réduire les pics de larsen sans réduire le gain à large bande
- Agir le plus rapidement, pour s'adapter aux variations acoustiques rapides : à des taux d'adaptabilité « rapides » (très inférieurs à 50ms), le déplacement d'un téléphone vers l'oreille ne produit aucun larsen, contrairement à des taux

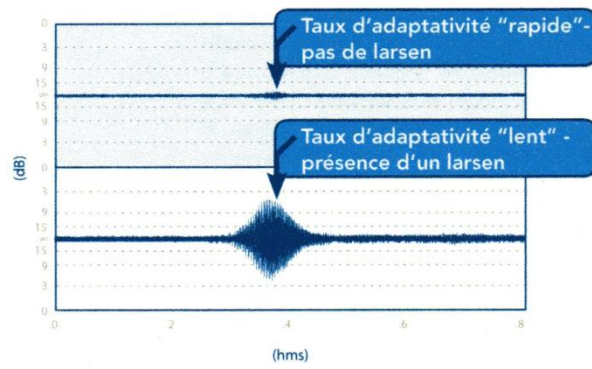


Fig. 21 : Impact du taux d'adaptabilité sur la réaction de l'anti-larsen avec un téléphone placé contre l'oreille [14]

d'adaptabilité « lents » (figure 21). En effet, les oscillations produites lors de la rétroaction, peuvent amener un appareil auditif à saturation en moins de 200ms [2].

Cette rapidité d'adaptation va permettre une marge de gain supplémentaire, que l'on appelle Gain stable supplémentaire. Elle va permettre aussi de réduire l'apparition du larsen dans les situations dynamiques.

- Fournir une bonne qualité sonore
- Ne pas produire d'artéfacts, particulièrement ceux associés à une imitation erronée des sons externes ressemblant à un larsen (musiques, sonneries ...)

4. L'aspect consommation

4.1. Les piles Zinc-air (ZnO_2)

Les piles fonctionnent à partir de réactions électrochimiques non réversibles. Elles sont donc, à la différence des accumulateurs, à usage unique.

Composée de zinc, l'activation de la pile se fait uniquement au contact de l'air. Pour cette raison, un autocollant est apposé sur le petit orifice en arrière de la pile, pour empêcher l'air d'y pénétrer afin d'en conserver la fraîcheur. Il faut donc enlever l'autocollant juste avant d'insérer la pile dans la prothèse. Un temps d'attente d'environ 1minute est nécessaire pour que la pile donne son plein rendement.

Les piles zinc-air ont une forme et des dimensions identiques aux piles au mercure ; elles comportent : une anode de zinc et un électrolyte alcalin (potasse ou soude), une cathode en carbone poreux qui est mise en communication avec l'air extérieur, par des ouvertures prévues dans le boîtier de la pile [5].

Ses caractéristiques techniques sont :

- Un voltage nominal de 1,4 volt
- Une tension de décharge constante jusqu'à ce que la pile soit presque vide
- Une capacité (c'est la quantité d'électricité qu'elle peut rendre lors de sa décharge complète) plus élevée que les piles au mercure ou à l'argent

4.2. Autonomie d'une aide auditive

Les caractéristiques d'une pile sont son autonomie d'une part, et le courant (la puissance) fourni d'autre part. Ces deux paramètres dépendent de la quantité d'oxygène dans la pile, pour le courant, et la quantité de masse active, pour l'autonomie.

Une des premières questions que se pose un nouvel utilisateur d'aide auditive est : « Combien de temps vont durer mes piles ? ». La réponse est complexe. On peut estimer la durée de vie d'une pile par une simple équation:

$$\text{Autonomie (heure)} = \text{valeur de pile (mAh)} / \text{valeur de l'aide auditive (mA)} \quad [9]$$

L'utilisation de cette formule permet de connaître la durée en heures d'utilisation d'un appareil auditif. Cependant, ce nombre ne reste qu'une estimation. L'autonomie est affectée par de nombreuses variables telles que le gain, le niveau d'entrée, différents traitements de signal, tels que les systèmes anti-larsen numériques, l'humidité, la température et d'autres facteurs environnementaux. Le mode de vie du patient est un facteur important pour l'autonomie.

La valeur de la consommation d'une aide auditive donnée par le fabricant, est issue de la méthode indiquée par l'American National Standards Institution (ANSI

S3.22-1996). Elle est mesurée avec le réglage de gain en situation de référence : c'est-à-dire qu'un son pur est utilisé en signal d'entrée à 1000 Hz à un niveau de 65 dB SPL [9].

Le courant augmente si la valeur du gain augmente, ce qui diminue l'autonomie. En effet, la « non linéarité » des aides auditives actuelles, utilise un mode de compression. Ceci implique une amplification dont le gain dépend du signal d'entrée. Le spectre de ce signal joue un rôle primordial dans le mode de traitement et d'enclenchement de systèmes, comme les réducteurs de bruit ou les systèmes anti-larsen.

4.3. Consommation en appareillage « open » d'un système anti-larsen

La suppression active du larsen exige de tels calculs, qu'auparavant, la plupart des aides auditives numériques n'avaient pas la puissance suffisante pour l'utiliser. Aujourd'hui, on retrouve ces anti-larsens numériques sur la plupart des appareils des fabricants, qu'ils soient en entrée de gamme ou en haut de gamme. Leur fonctionnement par l'utilisation de filtre multi-bande, permet de cibler la présence des pics et maintenir une certaine autonomie de pile.

Lors du calibrage, les filtres « statiques » s'activent pour fonctionner en continu. Par contre, les filtres « dynamiques » ne sont pas actifs en permanence.

L'augmentation du Gain Stable maximum est limitée, essentiellement par les capacités de traitement de la puce dont est équipée l'aide auditive. La performance des piles zinc-air, freine par leur autonomie l'utilisation d'algorithmes gourmands comme l'anti-larsen numérique, en plus des autres systèmes de traitement du signal (réducteurs de bruit...). Il faudrait une évolution des systèmes d'alimentation, pour fournir une bonne efficacité en plus d'une meilleure autonomie des aides auditives.

Il est intéressant de voir la consommation de ces systèmes en fonctionnement statique, mais aussi en fonctionnement dynamique.

L'étude de la consommation va essayer de montrer si un système provoquerait une surconsommation ou non pour des situations où le risque d'apparition d'un effet Larsen est quasi nul.

Partie II : ETUDE EXPERIMENTALE

Notre étude a pour but de montrer dans un premier temps l'efficacité des nouveaux systèmes anti-larsen numériques dans les fréquences aiguës. Elle sera appuyée par l'évaluation de l'augmentation du gain disponible pour chaque algorithme d'anti-larsen (GSS), ainsi que du gain stable maximum disponible. Dans un second temps, il sera intéressant d'étudier la consommation induite par l'enclenchement de ces systèmes, dans des situations acoustiques statiques et dynamiques.

I. Mesures de Gains

1. Les patients

Notre groupe d'étude est constitué de 11 patients, 1 femme et 10 hommes, âgés de 58 à 77 ans (moyenne d'âge 68 ans), tous atteints d'une surdité, moyenne à modérément sévère, de type « perception ». Cependant, les tests ont été effectués sur 12 oreilles : 8 oreilles droites et 4 oreilles gauches. Ce choix s'est fait selon la disponibilité des patients pouvant bien nous accorder du temps pour faire des mesures sur leurs deux oreilles.

C'est au cours de différents rendez-vous ou d'interventions diverses, que nous avons eu l'occasion de leur demander l'autorisation d'effectuer les tests dans le cadre de ce mémoire. Ils sont tous appareillés, mais pas avec les modèles testés. En



Fig. 22 : Illustration des appareils auditifs testés

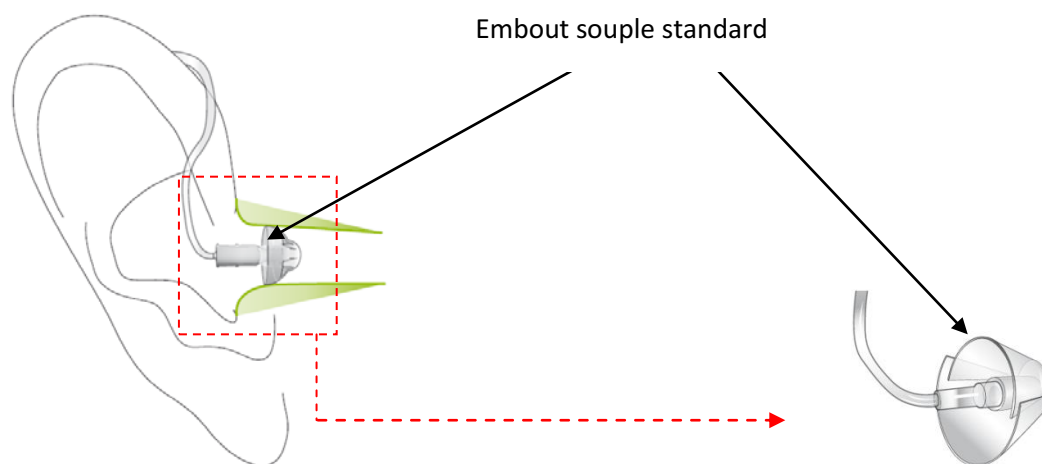


Fig. 23 : Illustration d'un embout souple standard « dôme »

effet, nous avons préféré utiliser trois modèles d'appareils non portés par les patients, pour avoir une homogénéité d'appareillage.

2. Le matériel utilisé

Le matériel utilisé lors de cette étude se compose :

- D'une cabine insonorisée
- Du module Audiogramme de l'AURICAL Plus de Gn OTOMETRICS :
référence logiciel 4.0.3.0222
- Du module REM de l'AURICAL Plus, pour la réalisation des mesures in-vivo :
référence système 2.42
- D'un casque porte-micros (micro tubule et micro de référence)
- De sondes de mesure en silicones très fines
- D'un haut-parleur d'émission du stimulus (celui de la chaîne de mesure)
- D'un ordinateur, du logiciel d'audioprothèse Noah 3.
- Des logiciels de réglages fabricants : → IPFG 2.6 de Phonak
 - Inspire 2010.2 de Starkey
 - Aventa 2.9 de GnResound
- De trois aides auditives de type « contours à écouteurs déportés » (figure 22).
Ces appareils représentent une part importante du marché. Etant donné que dans le métier un grand nombre d'écouteurs déportés s'adaptent avec des embouts de type « dômes » (=embouts souples standards entourant l'écouteur dans le C.A.E, voir figure 23), et moins avec des embouts « sur mesure », il est

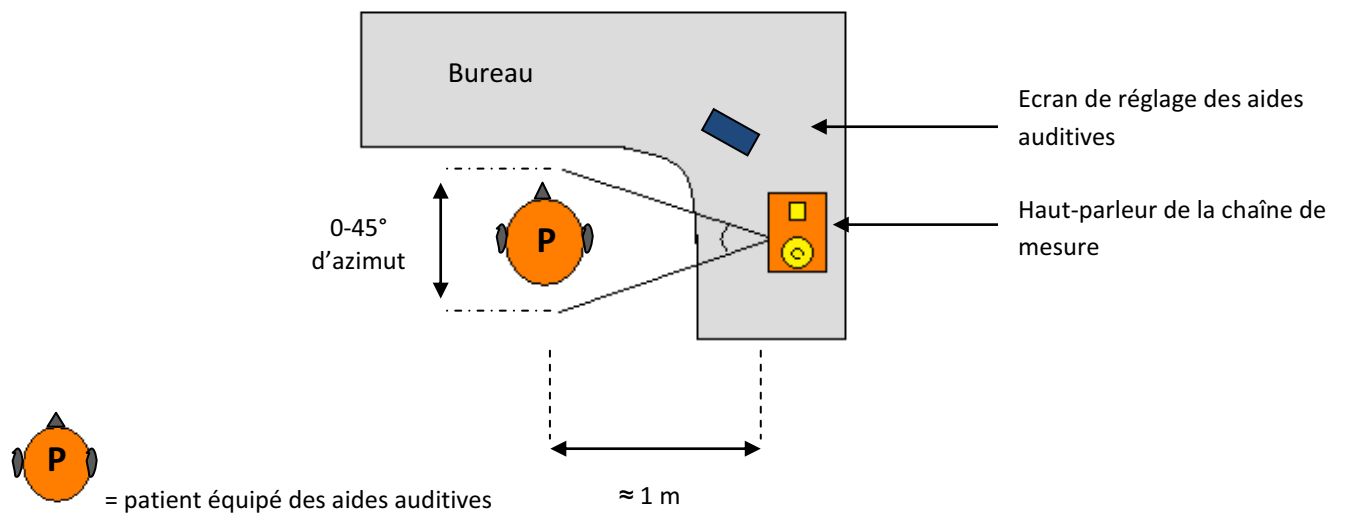


Fig. 24 : Schéma du dispositif des mesures in-vivo réalisées en cabine

utile de se préoccuper de la performance des systèmes anti-larsen. Ils doivent surtout pallier un manque d'étanchéité.

→ Audéo Yes V de Phonak (CRT), pile 312 avec écouteurs standards,

Matrix Maximum : 109/44 *

→ Dot² 20 de GnResound (RITE), pile 10 avec écouteurs NP (Normal

Power), Matrix Maximum : 117/52 *

→ S Series 7 de Starkey (RIC standard), pile 312 avec écouteurs 40 dB,

Matrix Maximum : 110 /40 *

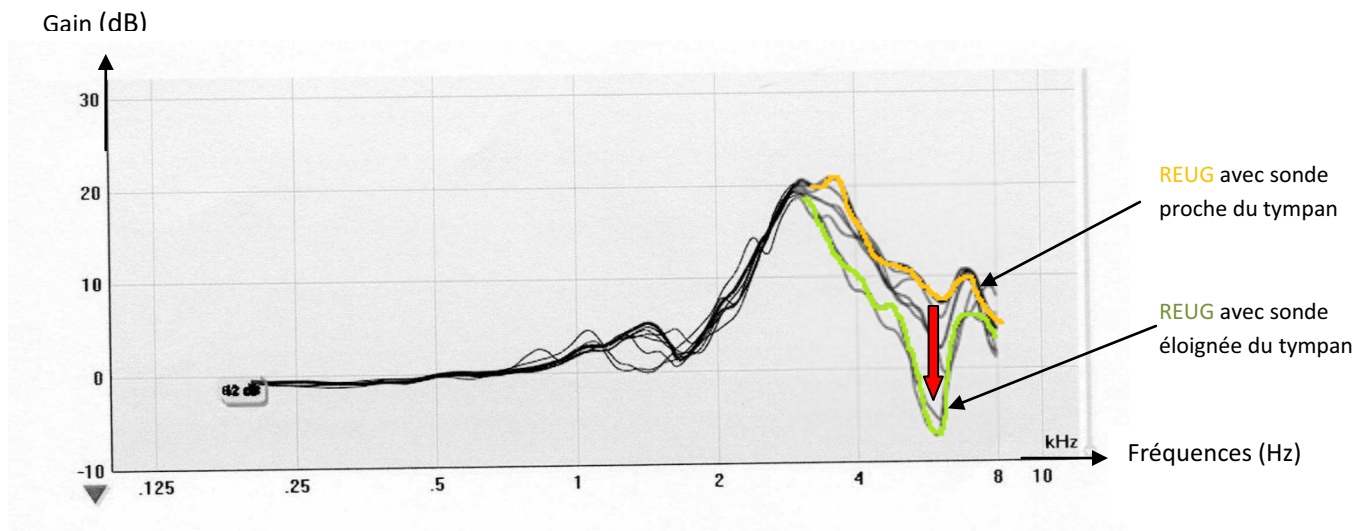
- D'aucun embout, dôme ou autre protection sur l'écouteur, pour supprimer la variabilité d'occlusion selon les types de dôme et d'écouteurs. De plus, ceci facilite l'apparition du larsen et facilite les mesures.

3. Les tests utilisés

Le recueil des résultats a été fait par la réalisation d'une mesure in-vivo (MIV). Celle-ci permet de recueillir un gain d'insertion en fonction de la fréquence mesurée. Cette mesure détermine les Gains Stables Maximum sans et avec l'anti-larsen activé. Une soustraction de ces deux Gains est faite, pour obtenir le Gain Stable Supplémentaire.

Pour la réalisation de la MIV (voir dispositif figure 24), les étapes on été les suivantes :

* données techniques obtenues en utilisant les normes ANSI S3.22 (2003) au coupleur 2CC



: Affaissement du REUG dans les aigus (de 3kHz à 8kHz) = sonde mal placée

Fig. 25 : Effet du placement de la sonde sur la mesure in-vivo oreille nue

- **Examen otoscopique** : pour s'assurer qu'aucun bouchon de cérumen ne vienne provoquer un effet Larsen involontaire, ni que des débris ne bouchent la sonde de mesure. Cette examen permet le bon positionnement du tube sonde pour la suite.
- **Etape de calibrage du tube sonde** : émission d'un balayage en fréquence (Warble Tone) et mise en mémoire des différences entre les deux micros. Distance prise pour le calibrage : $\approx 25-50$ cm
- **Positionnement du patient** par rapport au Haut-parleur : ≈ 1 m du Haut-parleur et à $0-45^\circ$ d'azimut. Les patients ont tous été positionnés au même endroit, et sont tous restés à la même place pendant la durée des mesures.
- **Positionnement du tube sonde** : à environ ≈ 5 mm du tympan, il est le même pour toutes les mesures faites pour un patient avec les 3 appareils. La bague du tube permet de repérer le bon positionnement, et de faire des mesures reproductibles. En effet, le positionnement de la sonde va être important pour le gain dans les fréquences aiguës : plus elle est loin du tympan, plus la courbe de gain naturel du conduit auditif externe REUG (**Real Ear United Gain** ou aussi appelée «gain étymotique») s'affaisse dans les aigus, et plus l'erreur de mesure est importante (figure 25).
- **Utilisation d'un bruit de balayage unique** (stimulus modulé de 200 à 8000 Hz) à 65 dB SPL par le haut-parleur d'émission, pour masquer le bruit de fond ambiant.
- **Mesure du REUR** (Real Ear United Response) : mesure du niveau sonore en fond de conduit, sans appareil, en dB SPL. Par calcul, cette mesure donne le gain apporté par le pavillon et le conduit auditif. Elle sert de base au calcul du gain d'insertion.

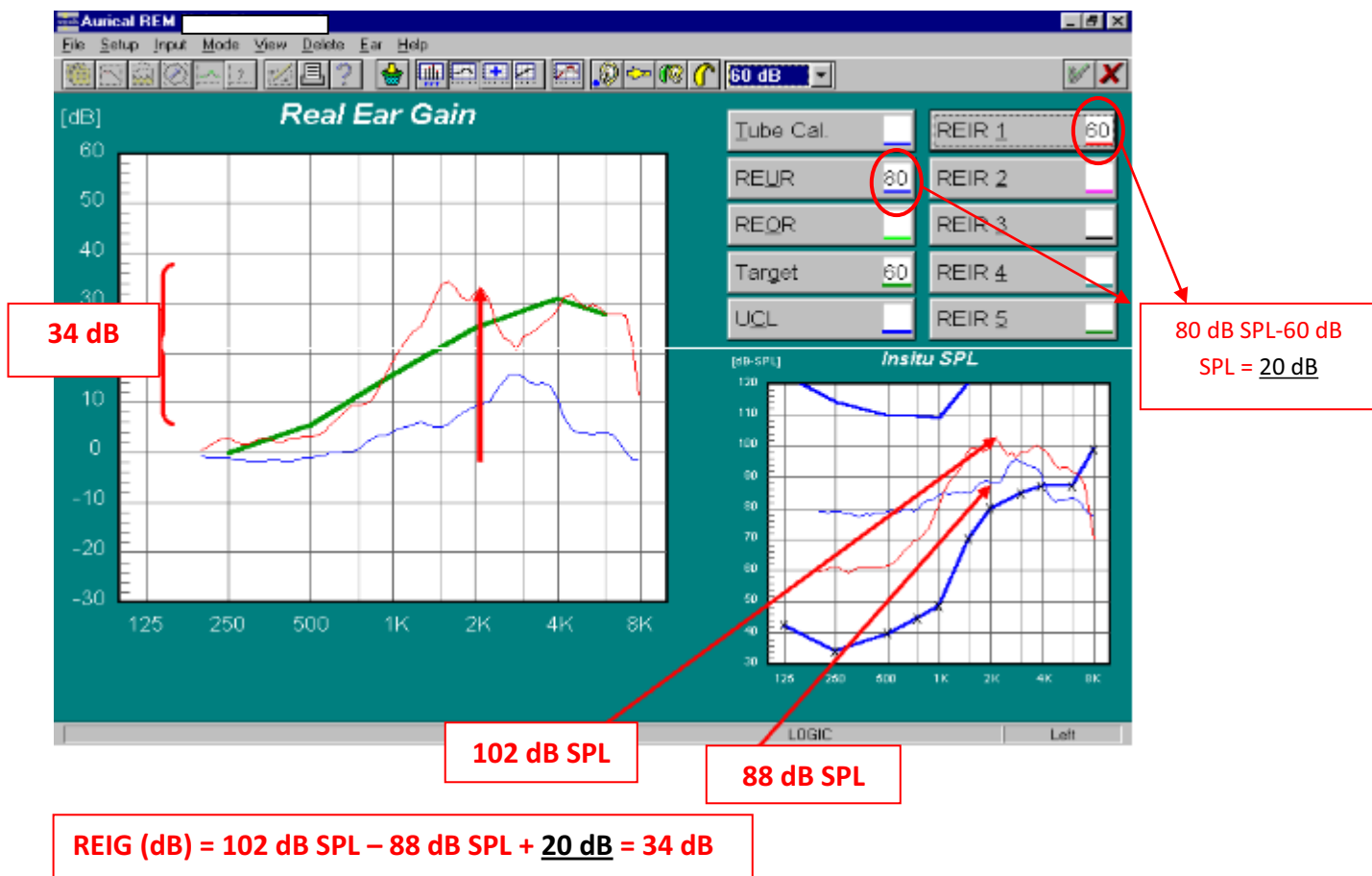


Fig. 26 : Exemple d'un gain d'insertion (REIG) mesuré à 2000 Hz

- **Mesure relative du REIR** (Real Ear Insertion Response) : mesure de l'oreille appareillée en dB SPL, l'AA (Aide Auditive) en marche ; la sonde est dans le conduit au même endroit que pour la mesure du REUR. Cette mesure tient compte du REUR mesuré précédemment. On obtient deux affichages : le REIR en niveau de sortie de l'appareil (dB SPL), et le REIG correspondant au gain d'insertion (= Real Ear Insertion Gain). C'est ce dernier qui est utilisé par la suite, pour comparer l'apport de gain des systèmes anti-larsen (exemple d'un REIG figure 26).

Précautions de mesures :

- Tube sonde de mesure bien positionné : à ≈ 5 mm du tympan. Dans le cas de la MIV (**M**esure **I**n **V**ivo) chez l'adulte, la sonde peut se trouver dans un « nœud de fréquence » à 6000Hz, si elle n'est pas insérée suffisamment loin, et peut atteindre une atténuation de 10 à 20 dB dans les zones fréquentielles concernées [10].
- En appareillage ouvert, des fuites du signal amplifié peuvent atteindre le microphone de référence et donc atténuer l'émission du HP. C'est pourquoi, le micro de référence a été calibré avant les mesures, mis en mémoire, puis désactivé pour la suite des tests. Dans la chaîne de mesure utilisée, cette fonction s'appelle « Open REM » (REM = Real Ear Measurement).

4. Le protocole expérimental

La réalisation de l'ensemble du protocole a duré en moyenne 45 minutes, pour tester les trois modèles d'appareils choisis, avec chaque patient. Ce protocole suit plusieurs points, reproductibles et utilisés pour chaque appareil testé :

- Saisie d'une audiométrie à 40 dB HL à toutes les fréquences : en effet, l'audiométrie des patients n'a pas été utilisée, le but n'étant pas que chaque malentendant ait un réglage propre. Il ne s'agit pas de tester le préréglage, mais de tester sur 12 oreilles l'apparition d'une instabilité, puis de montrer de combien est repoussée cette instabilité avec l'anti-larsen.

Cette audiométrie permet de démarrer avec peu de gain au départ, pour ne pas obtenir directement un effet larsen.

- Examen otoscopique : permet, à ce stade, de valider la poursuite des tests, pour ne pas être confronté à un bouchon de cérumen lors de la réalisation des mesures.

- Réglage des appareils : Les ratios ainsi que les seuils d'enclenchement de la compression sont définis comme étant les plus bas possibles, pour ne pas limiter le gain des sons faibles et favoriser l'apparition du larsen. Ils ont été réglés séparément par bandes de fréquences. En effet, une façon de diminuer les risques d'apparition d'effet larsen, consiste à ne pas trop amplifier les sons faibles dans le calme. Cependant, le but est de provoquer l'apparition d'instabilité le plus facilement possible, pour les mesures.

Tous les algorithmes et fonctions possibles ont été désactivés : réducteurs de bruit, microphone directionnel, expansions. Les programmes ont été désactivés, et les patients réglés en mode « *expérimentés* » sur le logiciel. Le MPO (Maximum Output Power) est réglé pour ne pas limiter le niveau de sortie, pouvant fausser la prise des mesures. Dans les logiciels, les réglages « événements » ont tous été choisis pour être le plus ouvert possible, correspondant aux conditions d'adaptation des AA. Les écouteurs correspondants ont été choisis dans les logiciels.

Aucun calibrage des systèmes anti-larsens n'a été fait aux préréglages des AA.

- Changement et calibrage du tube sonde pour chaque patient
- Mesure du REUR : mise en place du tube sonde à l'aide de l'otoscope et du « pousse coton »
- Mise en place de l'AA : positionnée de telle sorte que l'écouteur soit de la bonne longueur, avec une tige de maintien pour une meilleure tenue dans le conduit auditif externe. Une vérification du tube sonde est nécessaire, pour s'assurer qu'il ne se soit pas déplacé lors de la mise en place.

L'Aide Auditive (AA) est connectée en parallèle sur le logiciel fabricant. Deux fenêtres sont mises en place : la mesure de la MIV, et celle du réglage de l'AA.

- Détermination du « GSM off » : elle se fait par l'augmentation du Gain Général par pas de 1 dB, dans chaque bande de fréquence, en commençant par les fréquences graves jusqu'aux plus aiguës :

- 6 bandes pour *Audeo Yes V*
- 7 bandes pour *Dot² 20*
- 8 bandes pour *S Série 7*

Dès l'obtention d'un larsen légèrement audible dans chaque bande, le Gain Stable Maximum est obtenu en diminuant le Gain Général jusqu'à faire disparaître ce larsen. C'est le GSM dit « off », car l'anti-larsen n'a pas été activé.

Cette détermination du **GSM_{off}** est la même pour toutes les bandes de fréquence de chaque appareil.

- Mesure du REIR 1 : lorsque tous les **GSM_{off}** sont déterminés pour chaque bande de fréquence, une réponse de l'oreille réelle appareillée est enregistrée : c'est le REIR.

- Activation du système anti-larsen numérique : le calibrage est lancé via le logiciel, pour activer le fonctionnement des différents systèmes anti-larsen.
- Vérification de mise en marche : l'activation des systèmes anti-larsen est vérifiée dans les logiciels ; ils sont réglés sur « *adaptatif* » chez Starkey, « *arrêt* » pour l'anti-sifflement de GnResound (car la mesure porte sur le DFS en lui-même).
- Mesure du REIR 2 : lorsque l'anti-larsen vient d'être activé, une seconde mesure est réalisée, tout en gardant les réglages obtenus lors du **GSM_{off}**.
- Détermination du « GSM on » : elle se fait par l'augmentation du Gain Général, à partir des valeurs trouvées précédemment, par pas de 1 dB dans chaque bande de fréquences, en commençant par les fréquences graves jusqu'aux plus aiguës.

Dès l'obtention d'un larsen légèrement audible dans chaque bande, le Gain Stable Maximum est obtenu en diminuant le Gain Général, jusqu'à faire disparaître ce larsen. C'est le GSM dit « on », car l'anti-larsen a été activé.

Cette détermination du **GSM_{on}** est la même pour toutes les bandes de fréquences de chaque appareil.

- Mesure du REIR 3 : lorsque tous les **GSM_{on}** sont déterminés pour chaque bande de fréquences, une réponse de l'oreille réelle appareillée est enregistrée : c'est le REIR.

Récapitulatif du Protocole

<u>Etapes</u>	<u>Activités effectuées</u>
1	▪ Saisie d'une audiométrie à 40 dB HL à toutes les fréquences
2	▪ Examen otoscopique
3	▪ Réglage des appareils
4	▪ Changement et calibrage du tube sonde
5	▪ Mesure du REUR
6	▪ Mise en place de l'AA
7	▪ Détermination du « GSM off »
8	▪ Mesure du REIR 1 → obtention du gain d'insertion REIG 1
9	▪ Activation du système anti-larsen numérique
10	▪ Vérification de mise en marche
11	▪ Mesure du REIR 2 → obtention du gain d'insertion REIG 2
12	▪ Détermination du « GSM on »
13	▪ Mesure du REIR 3 → obtention du gain d'insertion REIG 3

II. Mesures de consommations

1. Le matériel utilisé

Le matériel utilisé lors de cette étude se compose :

- D'une cabine insonorisée
- Du module Audiogramme de l'AURICAL Plus de Gn OTOMETRICS :
référence logiciel 4.0.3.0222



Fig. 27 : *Oreille artificielle*

- Des logiciels de réglages fabricants : → IPFG 2.6 de Phonak
 - Inspire 2010.2 de Starkey
 - Aventa 2.9 de GnResound
- D'un « battery drain meter » permettant de visualiser la consommation.
- D'une oreille artificielle, pour adapter les différents appareils tout en mesurant la consommation en temps réel (figure 27).
- Des trois aides auditives de type « contours à écouteurs déportés » étudiées précédemment :
 - Audéo Yes V de Phonak (CRT), pile 312 : consommation **1,1 mA**
 - Dot² 20 de GnResound (RITE), pile 10 : consommation **0,8 mA**
 - S Series 7 de Starkey (RIC standard), pile 312: consommation **1, 2 mA**
- D'aucun embout, dôme ou autre protection sur l'écouteur, pour supprimer la variabilité d'occlusion selon les types de dôme et d'écouteurs. De plus, ceci facilite l'apparition du larsen et facilite les mesures.

2. Le protocole expérimental

Ce protocole fait suite à de nombreuses réflexions développées précédemment sur la mesure de consommation d'un appareil auditif. Il se veut reproductible pour comparer les différents systèmes entre eux. Les mesures concernent différentes conditions selon l'activation ou non du système anti-larsen et de son mode d'analyse.

Les différentes étapes sont les suivantes :

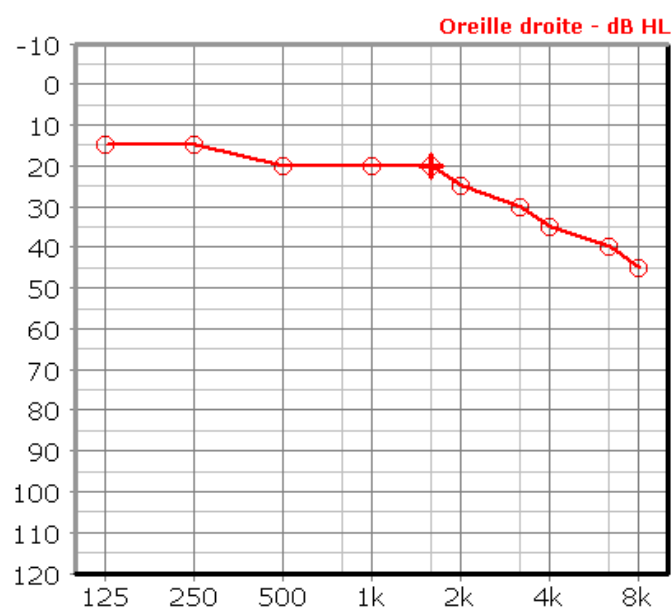


Fig. 28 : Audiogramme utilisé pour la mesure de la consommation

- Adaptation de l'appareil : choix de la taille de l'écouteur pour l'oreille artificielle
- Saisie de l'audiogramme : (figure 28) de type presbyacousie, surdité légère, pour ne pas provoquer une situation de larsen lors de l'adaptation de l'appareil sur l'oreille artificielle en condition 1.
- Réglages des appareils : tous les algorithmes et fonctions possibles ont été désactivés : réducteurs de bruit, microphone directionnel, expansions. Les programmes ont été désactivés et le « data-logging » arrêté.
- Condition 1 : mesure de la consommation, système anti-larsen désactivé, sans larsen provoqué
- Condition 2 : mesure de la consommation, système anti-larsen désactivé, en situation instable, avec larsen provoqué par un plan de réflexion
- Condition 3 : mesure de la consommation, système anti-larsen activé, sans larsen provoqué (en mode « analyse »)
- Condition 4 : mesure de la consommation, système anti-larsen activé, en situation instable avec larsen provoqué par un plan de réflexion (en mode « suppression de larsen »)

Plusieurs conditions spécifiques à chaque appareil ont été rajoutées. Elles ne permettent pas la comparaison de la consommation des systèmes entre eux.

- **Pour Audeo Yes :**

- ▀ Condition 3* : la courbe de Gain statique lors du calibrage est repoussée en bouchant la sortie de l'écouteur ; puis la consommation sans larsen est mesurée.

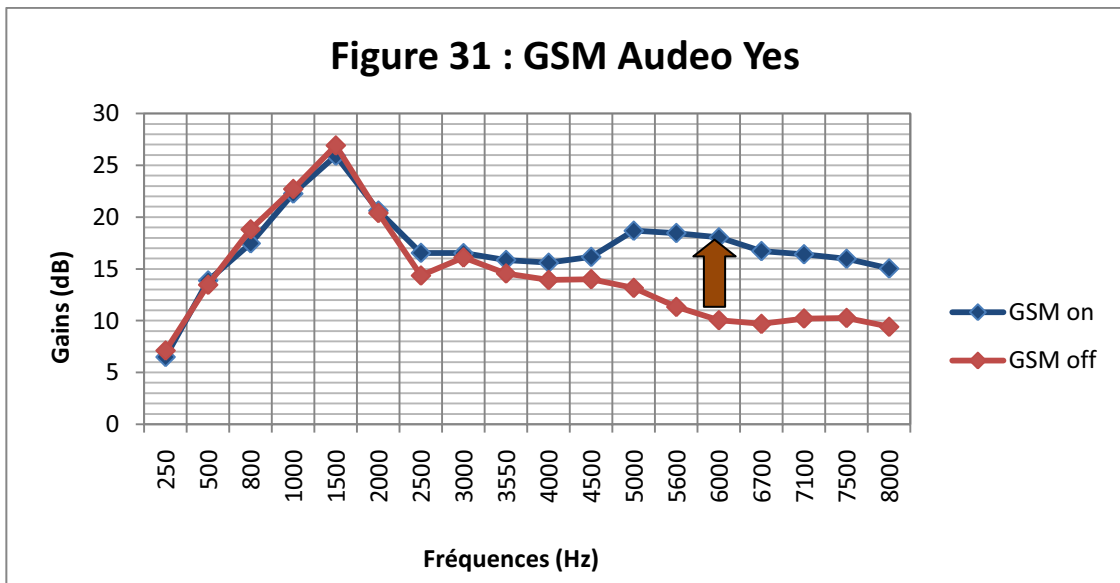
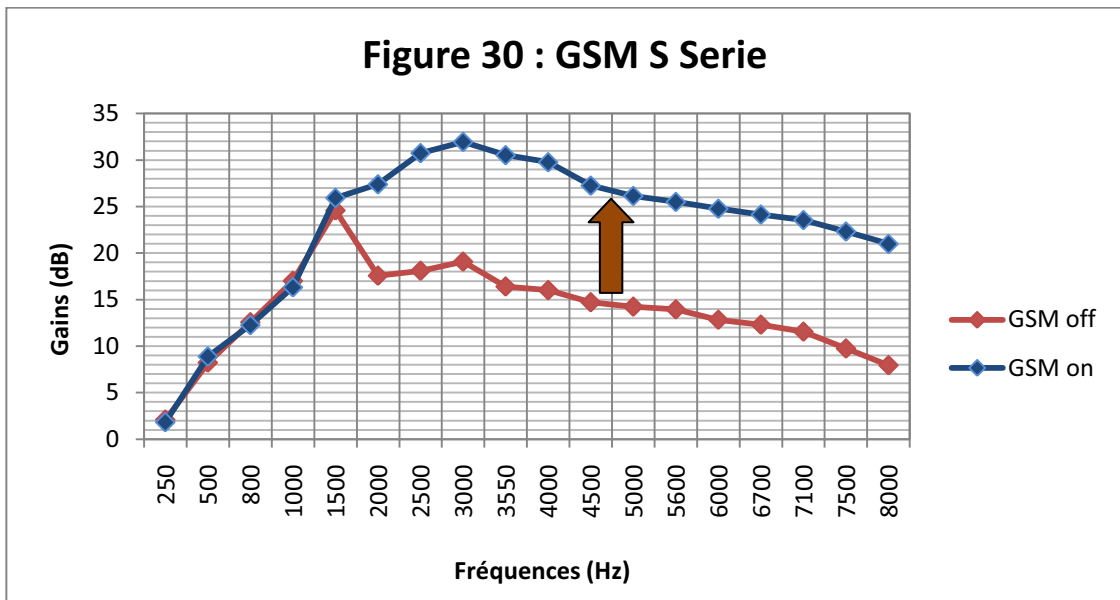
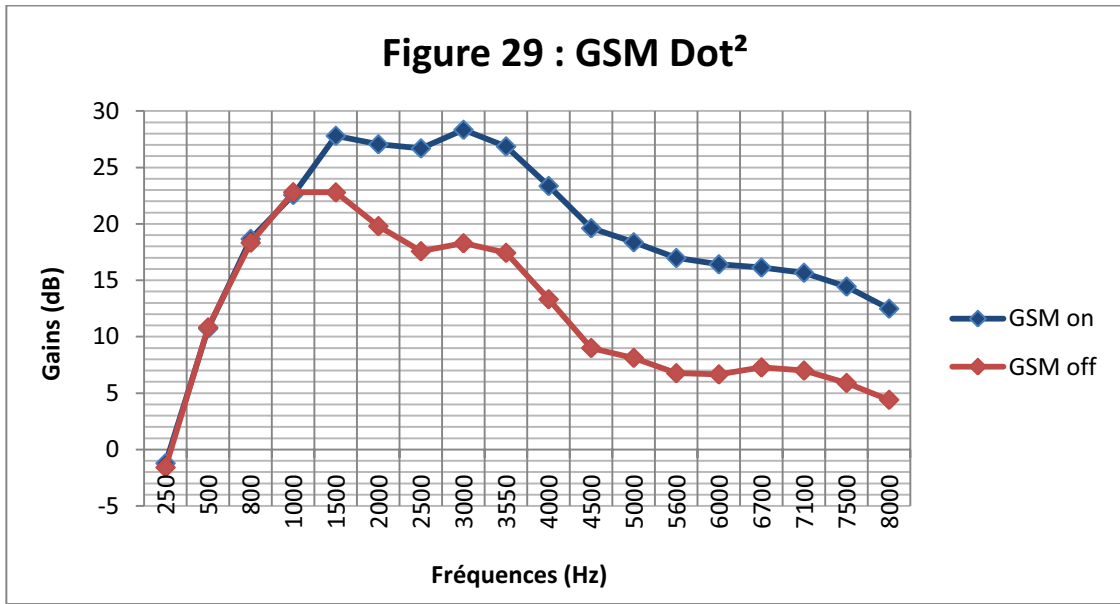


Figure 29, 30 et 31 : Amélioration du gain lors de l'activation des différents systèmes anti-larsen, sans manifestation d'effet larsen

GSS : Gain Stable Supplémentaire (dB) = GSM on – GSM off
GSM on : Gain Stable Maximum avec l'anti-larsen activé (dB)
GSM off : Gain Stable Maximum sans l'anti-larsen activé (dB)

Résultats expérimentaux

Dans ce chapitre, tous les tests seront repris sous forme de graphique et sont étudiés à l'aide de statistiques. Les résultats sont présentés en deux parties distinctes : une première concernant la mesure de gains, la seconde au sujet de la consommation des systèmes anti-larsen et de leur impact sur l'autonomie des appareils.

▪ Résultats des mesures de gains

Tous les patients ont été testés avec les trois appareils successivement. Ces mesures ont abouti à l'obtention d'un Gain Stable Supplémentaire (GSS), plus ou moins important pour chaque appareil.

Les résultats des mesures du REIG 1, 2, et 3 ont été regroupés sous forme de tableaux (voir annexe 4). Une moyenne est calculée pour les valeurs obtenues (REIG 1, 2, 3, GSS) à chaque fréquence, sur l'ensemble des 12 oreilles testées. Pour chaque appareil, les moyennes sont présentées dans un grand tableau (voir annexe 1).

L'utilisation de statistiques descriptives unidimensionnelles (1 variable à la fois : le Gain) permet de représenter les résultats sous forme de distributions de fréquences à l'aide de courbes et d'histogrammes.

Les courbes de GSM_{off} et de GSM_{on} mettent en évidence une amélioration du Gain disponible sans générer d'effet larsen. Elle se caractérise par un GSS, qui est la différence entre les valeurs obtenues en REIG 3 et REIG 1 (figures 29, 30, 31).

$$GSS (dB) = GSM_{on} - GSM_{off}$$

On constate une répartition en fréquence du GSS différente d'un appareil à l'autre. Il est difficile de dire si les différences de répartition sont significatives, ce qui permettrait d'affirmer qu'un système anti-larsen apporte plus de gain qu'un autre.

Afin d'évaluer une aide auditive 2 par rapport à un autre modèle d'aide auditive 1, les résultats de GSS des deux modèles pour 18 fréquences sont regroupés dans un même tableau (voir annexe 2). Le test statistique le plus indiqué est le test t de Student, utilisé en général dans la comparaison de deux moyennes observées pour le cas de petits échantillons ($N < 30$) et de séries appariées. Nous sommes dans le cas de variables quantitatives.

Trois tests de Student bilatéraux sont réalisés : entre Dot² et S Serie, Dot² et Audeo Yes, entre S Serie et Audeo Yes (voir annexe 2). Pour cela, nous posons les hypothèses suivantes :

Hypothèse 0 (H0) : Les deux appareils ont un apport de GSS équivalent.

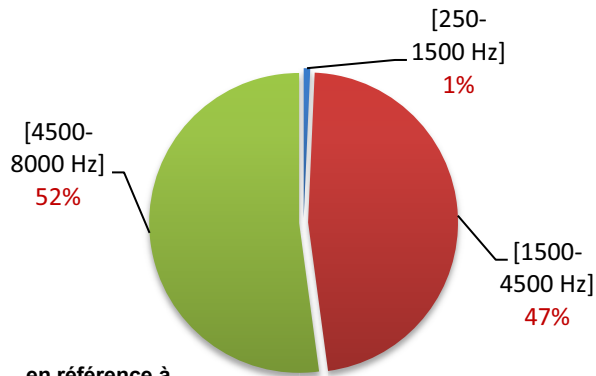
Hypothèse 1 (H1) : Les deux appareils ont un apport de GSS significativement différent.

Le risque α des tests est de $\frac{5\%}{\text{nombre de tests}}$ d'après la correction de Bouférioui ;

soit $\frac{0,005}{18} \approx 0,0028$. La valeur p (probabilité) correspond au niveau de signification du test qui est comparée à α .

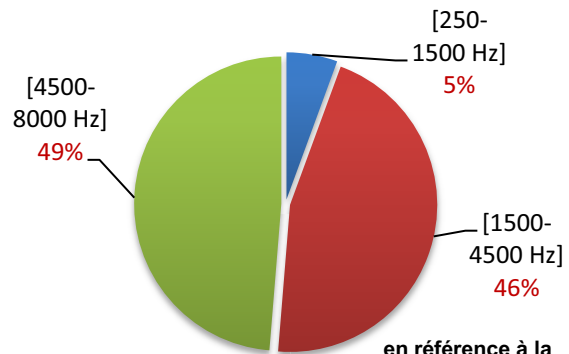
Si H1 est accepté, l'utilisation des moyennes peut servir à donner un sens aux résultats.

Figure 32 : Répartition fréquentielle du GSS pour S Serie



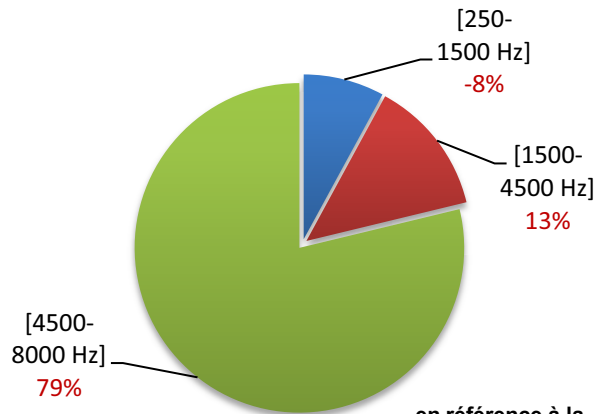
en référence à la [figure 30](#)

Figure 33 : Répartition fréquentielle du GSS pour Dot²



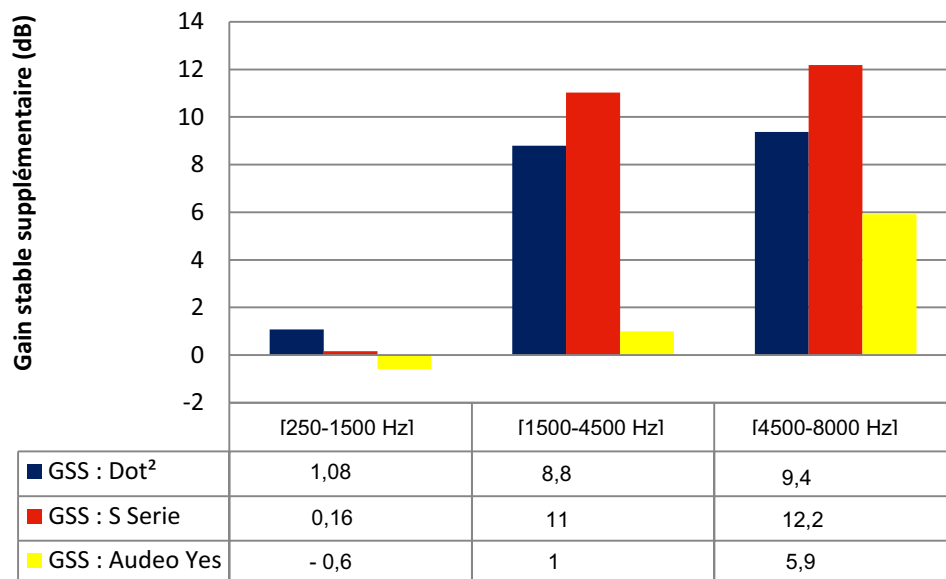
en référence à la [figure 29](#)

Figure 34 : Répartition fréquentielle du GSS pour Audeo Yes



en référence à la [figure 31](#)

Figure 35 : Présentation groupée du GSS



Valeurs de p obtenues lors des tests t Student (voir annexes 2):

	<u>Dot²/S Serie</u>	<u>Dot²/Audeo Yes</u>	<u>S Serie/Audeo Yes</u>
P (niveau de signification du test)	0,24	0,0014	0,00032

Si : $p < 0,0028$ Alors : p est significatif et noté valeur.

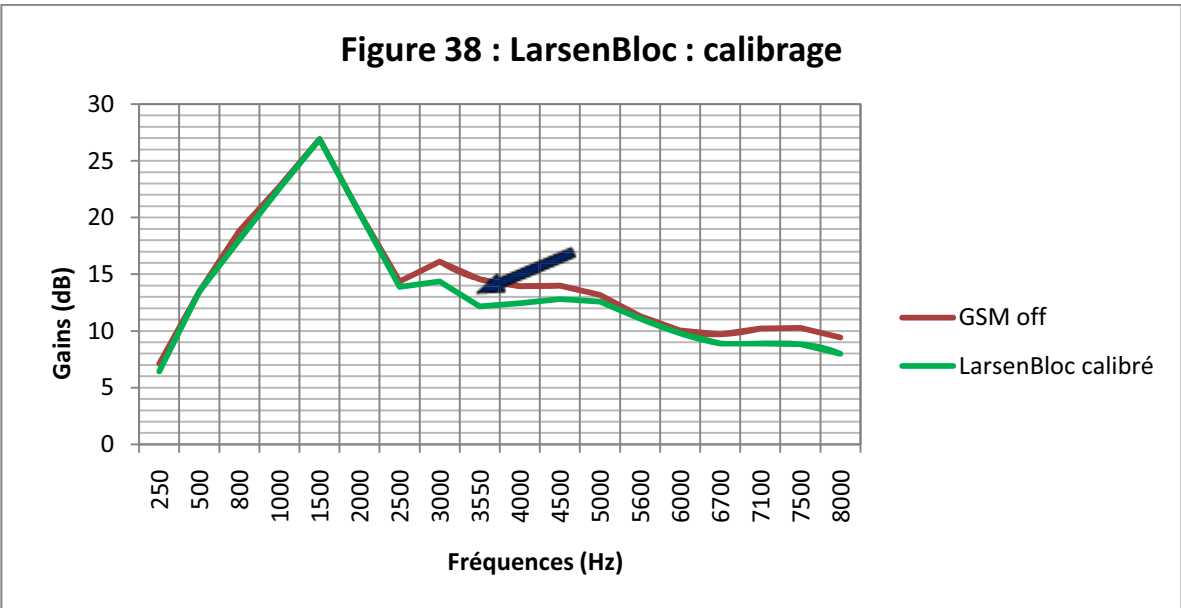
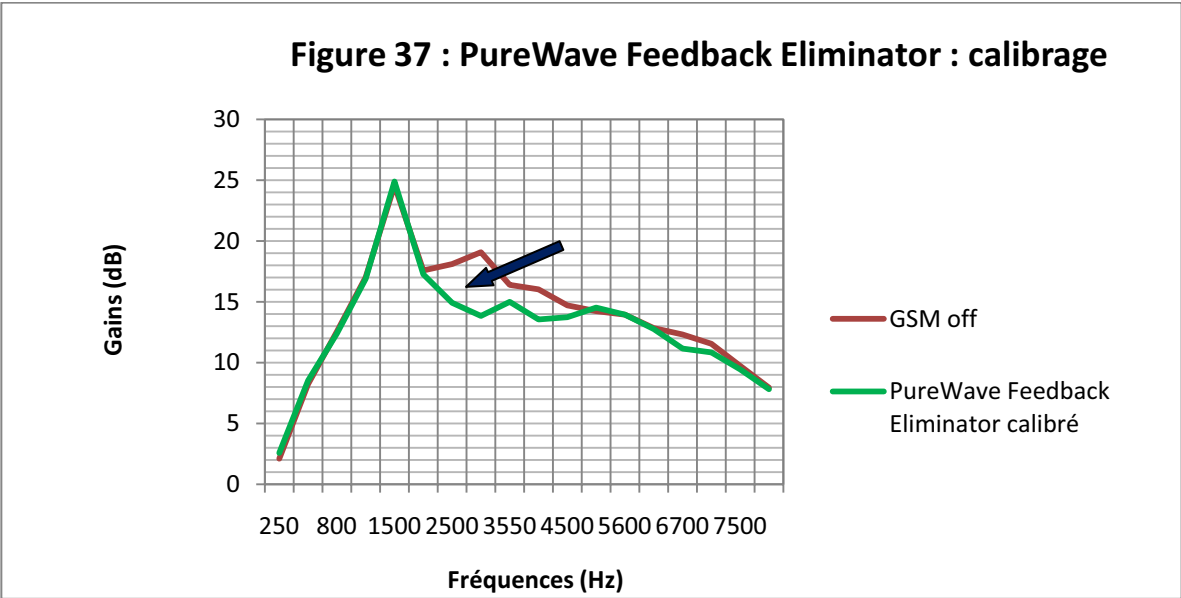
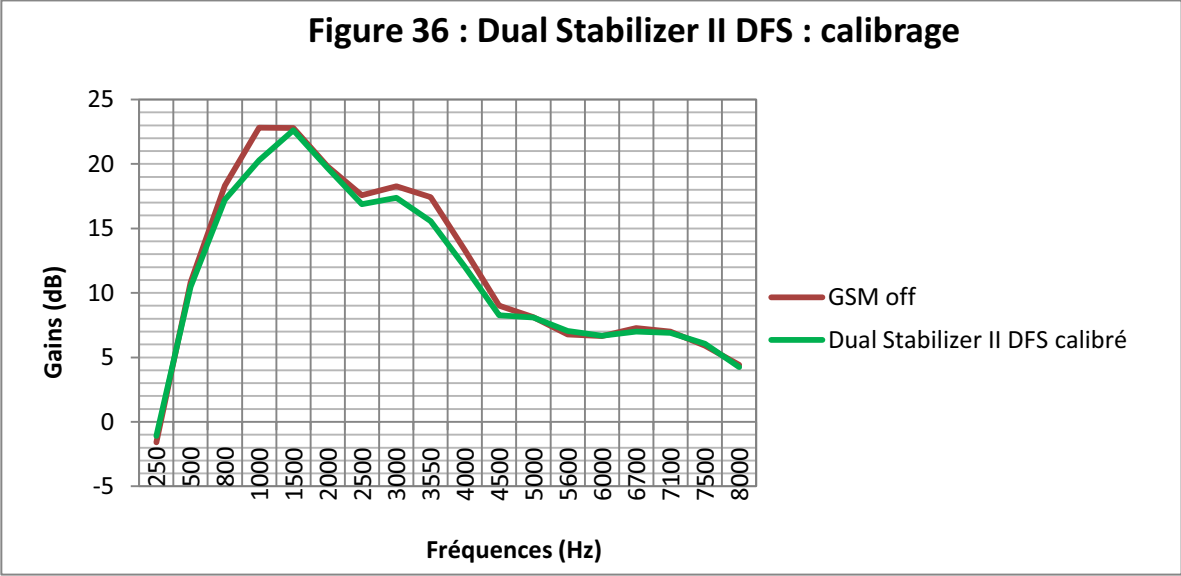
On peut donc en conclure qu'entre les appareils Dot² et S Serie, l'apport de GSS n'est pas significatif. Pour les deux autres tests, H0 étant rejeté, les deux appareils ont un apport de GSS significativement différent.

	<u>Dot²</u>	<u>S Serie</u>	<u>Audeo yes</u>
Moyenne de Gain Stable Supplémentaire (dB)	7,014	8,976	2,789

Grâce au calcul des moyennes, on peut attribuer caractériser les effets significatifs :

- Dot² procure une GSS supérieur à celui de l'Audeo Yes
- S Serie procure un GSS supérieur à celui de l'Audeo Yes

L'étude du GSS sur plusieurs fréquences permet une description plus précise. On constate, par la comparaison du GSM, que l'apport de gain peut être réparti en trois catégories : [250-1500 Hz], [1500-4500 Hz], et [4500-8000 Hz]. La répartition en secteurs (figures 32, 33, 34), montre que le GSS sur le [250-1500 Hz] ne représente pas plus de 5% sur l'ensemble des trois appareils. Pour les appareils Dot² et S Serie, la répartition du GSS est quasi identique entre [1500-4500 Hz] et [4500-8000 Hz].



Figures 36, 37 et 38 : Impact de l'activation des différents systèmes anti-larsen sur le GSM off

Calibrage : Gain (dB) obtenu immédiatement après calibrage de chaque anti-larsen
GSM off : Gain Stable Maximum sans l'anti-larsen activé (dB)

Les résultats obtenus avec l'Audeo Yes, montrent que 79% du GSS est répartis dans la catégorie [4500-8000 Hz].

D'après la figure 35, les résultats avec le S Serie montrent un apport de GSS plus efficace de 12 dB de moyenne pour les fréquences de [4500-8000 Hz], et de 11 dB pour les [1500-4500 Hz]. L'Audeo Yes quant à lui, n'apporte que très peu d'amélioration sur les fréquences de [1500-4500 Hz] : 1 dB en moyenne.

Le dernier point illustré, lors de ces mesures, est représenté par la différence entre le REIG 2 et le REIG 1. La mesure du GSM_{off} a été faite lorsque le gain maximum a été déterminé, avant l'activation des systèmes anti-larsen : ce sont les valeurs du REIG 1. A ce moment-là, l'activation des systèmes anti-larsen est effectuée par le lancement du calibrage. Une fois ce dernier terminé, aucune recherche de gains stables maximum n'a été faite. C'est à ce moment-là qu'une mesure de gains est effectuée, correspondante aux valeurs du REIG 2. Celles-ci devraient être identiques à celle obtenues en REIG 1, car aucun changement de gains n'a été fait ; la seule différence étant le calibrage des systèmes anti-larsen. Elle montre l'impact de cette activation, sans changer les réglages des appareils. Une représentation pour chaque appareil est réalisée entre le REIG 1 et 2 (figures 36, 37, 38). Lors de chaque calibrage, une diminution plus ou moins importante du GSM_{off} se produit dans les fréquences de [1500-4500 Hz] : pour le S Serie, cette diminution est la plus marquée avec une perte de 2,5 dB en moyenne de 2000 à 4000 Hz, allant jusqu'à -5 dB à 3000 Hz.

▪ **Résultats des mesures de consommations**

Plusieurs rapprochements peuvent être faits dans l'analyse des résultats. L'ensemble des résultats est regroupé dans le tableau ci-dessous.

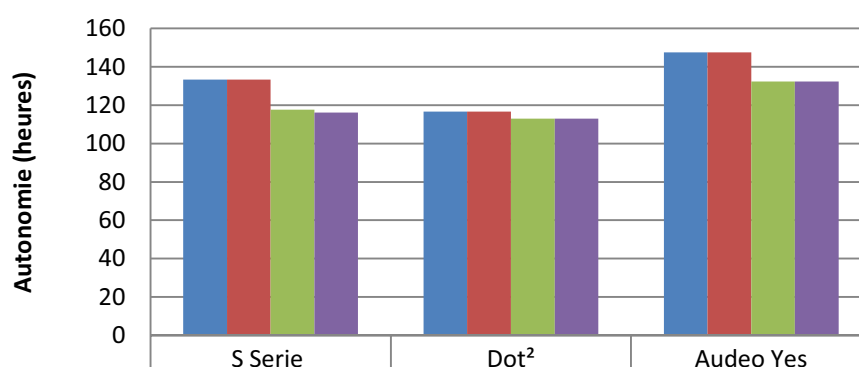
Principaux résultats des mesures de consommations en mA :

Consommations (mA) Conditions	<u>Dot² 20</u>	<u>S Serie 7</u>	<u>Audeo Yes V</u>
Condition 1 : anti-larsen « off », sans larsen provoqué	0,9	1,35	1,22
Condition 2 : anti-larsen « off », larsen provoqué	0,9	1,35	1,22
Condition 3 : anti-larsen « on », sans larsen provoqué	0,93	1,53	1,36
Condition 4 : anti-larsen « on », larsen provoqué	0,93	1,55	1,36

Pour une meilleure interprétation des résultats, la consommation en mA est convertie en autonomie « estimée », par l'intermédiaire du calcul de conversion (voir annexe 3).

Tout d'abord, la consommation des trois appareils change selon les différentes conditions acoustiques. Leur mise en difficulté par l'approche d'un plan de réflexion, montrent qu'il se produit des changements de consommation. Ils atteignent des pics plus ou moins élevés selon l'intensité du larsen produit. Cependant, le retour à une consommation normale se fait très rapidement pendant la mesure en *Condition 2*. Malgré la persistance d'un effet larsen « *continu* » à la fin du rapprochement du plan de réflexion, la consommation revient à la normale, identique à celle en *Condition 1*. Nous retrouvons dans les trois tableaux une consommation identique entre *Condition 1* et *Condition 2*. Cette constatation est la même avec l'approche d'un plan de réflexion lorsque l'anti-larsen est activé. En situation de suppression active du larsen, les trois systèmes d'anti-larsen consomment de la même façon qu'en situation stable : résultats *Condition 3* (anti-larsen « on », sans larsen provoqué) ⇔ *Conditions 4* (anti-larsen « on », larsen provoqué).

Figure 39 : Comparaison de la consommation des systèmes anti-larsen



	S Serie	Dot ²	Audeo Yes
■ Condition 1 : anti-larsen <u>off</u> , sans larsen provoqué	133,3	116,7	147,5
■ Condition 2 : anti-larsen <u>off</u> , larsen provoqué	133,3	116,7	147,5
■ Condition 3 : anti-larsen <u>on</u> , sans larsen provoqué	117,6	112,9	132,4
■ Condition 4 : anti-larsen <u>on</u> , larsen provoqué	116,1	112,9	132,4

Un deuxième aspect est constaté lors du calibrage de ces trois systèmes. Après chaque activation, il se produit une augmentation nette de la consommation. Comme le montre la figure 39, cette augmentation se traduit par une diminution de l'autonomie de : 11,8 % (15,7 heures) pour le S Serie, 3,3 % (3,8 heures) pour le Dot² et 10,2 % (15,2 heures) pour l'Audeo Yes. Le Dot² est l'appareil pour lequel l'activation du système anti-larsen diminue le moins son autonomie. Les deux autres présentent une diminution semblable d'environ 11% soit 15 heures. La consommation de ces systèmes en mode « analyse » ou « suppression active » est similaire d'après les résultats en *Condition 3* et en *Condition 4*.

Dans ces situations de mesures, on observe bien que l'augmentation de la consommation provient de l'enclenchement des systèmes anti-larsen numériques. L'utilisation d'un plan de réflexion sonore (la main) a montré que l'augmentation du niveau d'entrée, et donc du gain, n'était pas significative dans la mesure des consommations.

L'analyse des conditions particulières, spécifiques pour chaque système anti-larsen, apportent différents résultats.

- S Serie : la condition 3* met en avant la différence de consommation qu'il y a entre le mode « fixe » et le mode « adaptatif » : 4,8 heures d'autonomie en plus pour le mode « fixe ». La condition 4* montre qu'il n'y a pas de différence de consommation en situation de larsen avec le mode « fixe ».
- Audeo Yes : la condition 3* montre qu'en changeant les conditions d'étanchéité (écouteur bouché), la courbe de Gain Statique est repoussée. De ce fait, l'enclenchement du LarsenBloc se fait moins rapidement, mais on constate une consommation identique à la condition 3. Or dans cette dernière,

l'étanchéité était moins bonne et le LarsenBloc s'enclenche plus vite. Encore une fois, en situation de larsen, il n'y a pas de différence de consommation, mais le larsen apparaît beaucoup plus facilement.

Discussion

L'évaluation de la performance d'un système de suppression du larsen dans une aide auditive est compliquée. En effet, les variables extrinsèques (anatomie du CAE, adaptation de l'embout ou de la coque, modèle de l'aide auditive) ont un impact considérable sur ses performances. Ainsi, les systèmes anti-larsen peuvent fonctionner de façon exceptionnelle dans une situation donnée, et de façon décevante dans une autre. L'étude menée a permis de mettre en avant un des avantages de ces systèmes. Leur activation permet de contrôler l'effet larsen tout en apportant de réels gains, surtout dans les hautes fréquences en appareillage « ouvert ». Le « PureWave Feedback Eliminator » apporte une marge de « **Gain Stable Supplémentaire** » de 11 dB dans les fréquences importantes : celles nécessaires à la compréhension de la parole [1500-4500 Hz]. Le « Dual Stabilizer II DFS » est légèrement moins performant avec 9 dB de GSS dans cette zone de fréquences. L'activation du « LarsenBloc », quant à elle, est très limitée pour ces fréquences. Son efficacité se fait surtout ressentir pour les plus aiguës de [4500-8000 Hz] avec 6 dB de GSS. Grâce à cette optimisation du gain de 1500 à 8000 Hz, de nombreux avantages sont perçus :

- Fournir une marge de sûreté plus importante pour notre patient, avant le larsen, sans avoir à modifier les paramètres d'appareillage. Ainsi, il assure

une plus grande liberté de mouvement dans la vie de tous les jours et permet au patient de porter son appareil en l'oubliant plus facilement.

- Utiliser si nécessaire des plus gros événements, des dômes plus ouverts, pour réduire l'effet d'occlusion sans avoir à réduire le gain. En effet, bien trop souvent, il est difficile de trouver un compromis entre l'effet d'occlusion et la maîtrise de l'effet Larsen. L'anti-Larsen doit être efficace lors d'une adaptation en conduit ouvert, car les caractéristiques du Larsen diffèrent de celle avec un embout.
- Atteindre plus facilement les gains cibles dans ces fréquences sans Larsen.
- Connaître la plage de fréquences dans les aigus et le gain pour lesquelles peut apparaître le Larsen.
- Une meilleure audibilité des sons faibles (50dB)
- Pallier un manque d'étanchéité d'un embout ou d'une coque dans certaines situations (ouverture-fermeture de la mâchoire)
- Indiquer si un embout s'adapte parfaitement à l'oreille. Cela est particulièrement important pour les degrés de surdités sévères et profondes où l'adaptation de l'embout doit être aussi étanche que possible.

Il a été intéressant de montrer quel impact l'utilisation de tels systèmes pouvait avoir sur le gain désiré. En effet, l'activation du « PureWave Feedback Eliminator » entraîne une diminution du GSM_{off} , allant jusqu'à - 5 dB sur le 3000 Hz. Il est important lors de cette activation de procéder à un ajustement du réglage pour cette zone de fréquences. Il en est de même pour le système « LarsenBloc » pour qui la diminution est de - 1,7 dB sur les fréquences de [3000-4500 Hz].

Plusieurs inconvénients, lors de l'évaluation clinique du GSS ont été relevés :

- Le GSM_{on} n'a pas pu être déterminé par l'apparition de larsen, car le niveau maximal de l'aide auditive a été atteint, ce qui a entraîné un effet plafond.
- La détermination du GSM n'a pas été faite à l'aide de critères objectifs, c'est-à-dire que la présence de rétroaction est subjectivement observée par le clinicien.
- Ces méthodes peuvent soumettre les patients à des bruits désagréables et des gains excessifs.

C'est pourquoi, il aurait été avantageux d'utiliser un KEMAR avec un système de mesure en fond de conduit, pour observer l'apparition d'un effet larsen.

Lorsque de tels systèmes anti-larsen numériques sont activés, la plupart des utilisateurs ne se rendent pas compte de leur existence. Même s'ils sont continuellement actifs, c'est grâce à cette marge de GSS, que davantage d'utilisateurs, ayant des degrés plus importants de surdité, pourront bénéficier d'appareillages ouverts avec peu d'effet larsen.

L'efficacité de ces systèmes reste limitée par leur consommation. Effectivement, de réelles améliorations de gains dans les hautes fréquences sont observées. Cependant, leur activation a des répercussions sur la durée d'utilisation des aides auditives. Les résultats des mesures de consommation ont montré une nette diminution de cette durée, 15,7 heures (11,8%) pour le S Serie, 3,8 heures (3,3%) pour le Dot² et 15,2 heures (10,2%) pour l'Audeo Yes. Il est surtout intéressant de relever que la simple activation va directement bouleverser la consommation. En mode « analyse » ou en mode « suppression active » du larsen, la différence est quasi nulle.

Pour le « LarsenBloc », l'obtention de plus de gain est possible en retardant son activation. Ainsi la courbe de gain statique est repoussée, mais l'apparition de larsen se fera plus facilement. De plus, le système étant enclenché, la surconsommation sera tout de même présente.

Le simple fait d'enclencher un système anti-larsen dans une situation pour laquelle il n'est pas utile, induit une surconsommation. Il fonctionne alors en mode d'analyse permanente et nécessite une consommation plus importante.

Conclusion

Si la plupart des fabricants d'aides auditives utilisent l'opposition de phase comme système anti-larsen, il y a deux aspects qui les différencient. Le premier concerne leur capacité à augmenter le gain stable maximal avec l'anti-larsen activé, c'est-à-dire le gain stable supplémentaire disponible. Le deuxième intéresse leur capacité à limiter les artefacts, avec des taux d'adaptabilité plus ou moins rapides.

Les études ont montré que ces dispositifs permettent l'augmentation de la plage d'application, par la mise en évidence de Gain Stable Supplémentaire (GSS), sur trois systèmes d'anti-larsen numériques de dernière génération. En effet, leur activation entraîne des apports de gains variables selon les fréquences. Dans les fréquences graves ils n'excèdent pas 1 dB de gain supplémentaire. Dans les fréquences conversationnelles (1500-4500 Hz), l'apport est nettement significatif, puisqu'il permet d'obtenir jusqu'à 11 dB de gain. Il en est de même dans les aigus, avec 12 dB maximum de gain supplémentaire. Des performances variables ont été mises en évidence pour trois appareils de catégories équivalentes sur le marché.

Dans ces trois cas, on peut considérer que l'ajout d'un gain stable supplémentaire dans l'appareillage, est une réelle optimisation du gain. La consommation a permis de mettre en évidence les limites de l'enclenchement trop spontané de ces systèmes, lors des premières adaptations. Une perte d'autonomie allant jusqu'à 11,8 % a été constaté lors des différentes mesures.

Il est donc nécessaire, pour obtenir une efficacité optimale, de réaliser en complément un ajustement acoustique fiable (bonne orientation de l'écouteur déporté, par exemple). Tous les résultats obtenus avec ces trois systèmes ont montré que les paramètres de gains permettent d'être le plus augmenté possible. Cependant, une vérification systématique de ces paramètres est nécessaire après chaque calibrage. Il a été montré, suite aux différentes initialisations des systèmes, qu'une légère modification du gain se produit, pouvant aller jusqu'à - 5 dB.

Ce travail montre un aspect « quantitatif » de la performance des systèmes anti-larsen numériques. Il serait également intéressant de développer un aspect « qualitatif », important pour l'intelligibilité : l'effet de chaque algorithme sur les caractéristiques spectrales de la parole.

Les maîtres de mémoire :
Madame Christine LEVAUX
Et Monsieur Franck GOEREND

VU et PERMIS D'IMPRIMER
LYON, le 14 Octobre 2011

Le Responsable de l'Enseignement
Pr. Lionel COLLET

Bibliographie

[1]. Frank H. Netter, *Tête et cou* dans l'Atlas d'anatomie humaine. MASSON, 25/07/2008 ; p 14.

[2]. Don Hayes, Henry Luo, *Realtime Feedback Canceller* [en ligne]. [S.I.] Unitron. Disponible sur : <<http://www.unitronbrasil.com.br/realtime-feedback.pdf>> (consulté le 25/09/2010).

[3]. Kuk Francis, Ludvigsen Carl, Kaulberg Thomas. Understanding Feedback and Digital Feedback Cancellation Strategies, *Hearing Review*, Février 2002 ; pp 36-41.

[4]. Thomas Fillon, Jacques Prado, *Annulation d'écho acoustique dans les aides auditives*. Edition GRETSI - Groupe d'Etudes du Traitement du Signal et des Images, 24 Octobre 2003, Paris ; 6 p.

[5]. J.P. Morucci / J. Coll / J. Vales. L'appareillage auditif, édition MASSON, 1992 ISBN : 2-225-82580-7 ; pp 36-38, 94.

[6]. Brian Taylor, Lisa Berkeley. Limitations of Open canal Products, *Hearing Review*, Mai 2007 ; pp 34-38.

[7]. Widex A/S, Tredje udgave. Le son et l'audition, Troisième édition: 2007, Edition Widex® ; ISBN NO: 87-985233-9-2 ; pp 190-191.

[8]. Olson Laurel, Hannes Musch, Christopher Struck. Digital Solutions for Feedback Control, *Hearing Review*, Mai 2001 ; pp 44-49.

[9]. Denis Carpentier. *Battery Life: Technical Issues and Answer*. Disponible sur http://www.audiologyonline.com/articles/article_detail.asp?article_id=304 (consulté le 15/01/2011).

[10]. Xavier Delerce. *La mesure in-vivo d'efficacité de l'appareillage auditif*, Atelier 1, Congrès UNSAF-CNIT La Défense, 14 et 15 mars 2010 ; actes - pp 69-78.

[11]. Jennifer Groth. Digital signal processing has made active feedback suppression a reality, *The Hearing Journal*, Mai 1999 vol. 52. No.5; pp 32, 34-36.

[12]. Stephen Hallenbeck, Jennifer Groth. *Managing feedback with dual stabilizer II DFS and WhistleControl*. Disponible sur http://www.gnresound.com/us/Download%20Document%20Library/dot2%20by%20ReSound/dot2%20white%20papers/WhistleControl_MK602529rA_psing.pdf (consulté le 28/10/2010).

[13]. Phonak. *Technologie LarsenBloc : Le nouvel anti-larsen de référence*. Janvier 2008. Editeur Phonak ; Zurich, Suisse.

[14]. Shilpi Banerjee. Active Feedback Intercept : A State-of-the-Art Algorithm, *Hearing review*, Avril 2006 ; pp 18-22.

[15]. James L. Crowley. *Traitement du signal*. Cours ENSIMAG 3^{ème} Bimestre, 3 Avril 2000 ; p 4.

[16]. E. Perrin. *Filtrage numérique*. Cours de 3^{ème} année d'Audioprothèse. Lyon, 08 Mars 2011.

Annexes

Annexe 1 :

Tableau 1 : résultats « mesures de Gains » : Dot² 20

Fréquences (Hz)	Moyenne REIG 1	Moyenne REIG 2	Moyenne REIG 3	GSS (dB)	REIG 2-REIG 1
250	-1,58	-1,1	-1,22	0,37	0,48
500	10,83	10,47	10,73	-0,1	-0,36
800	18,33	17,22	18,67	0,34	-1,11
1000	22,81	20,28	22,57	-0,24	-2,53
1500	22,79	22,61	27,81	5,02	-0,18
2000	19,8	19,68	27,06	7,26	-0,12
2500	17,58	16,88	26,69	9,12	-0,69
3000	18,28	17,37	28,34	10,06	-0,92
3550	17,43	15,57	26,87	9,43	-1,87
4000	13,32	12,03	23,36	10,04	-1,29
4500	9	8,26	19,62	10,62	-0,74
5000	8,13	8,09	18,37	10,24	-0,03
5600	6,77	7,05	16,98	10,21	0,28
6000	6,66	6,69	16,42	9,76	0,03
6700	7,28	7,01	16,13	8,86	-0,27
7100	7	6,91	15,67	8,67	-0,09
7500	5,9	6,06	14,44	8,54	0,16
8000	4,41	4,25	12,48	8,08	-0,16
[250-1500]	14,63		15,71	1,08	
[1500-4500]	16,88		25,67	8,79	
[4500-8000]	6,89		16,26	9,37	

Tableau 2 : résultats « mesures de Gains » : S Serie 7

Fréquences (Hz)	Moyenne REIG 1	Moyenne REIG 2	Moyenne REIG 3	GSS (dB)	REIG 2-REIG 1
250	2,09	2,57	1,83	-0,26	0,48
500	8,23	8,52	8,9	0,68	0,29
800	12,56	12,39	12,27	-0,29	-0,17
1000	17,01	16,89	16,33	-0,68	-0,12
1500	24,58	24,9	25,94	1,37	0,33
2000	17,57	17,26	27,4	9,83	-0,31
2500	18,09	14,93	30,75	12,66	-3,17
3000	19,08	13,84	31,96	12,88	-5,23
3550	16,4	14,98	30,53	14,13	-1,42
4000	16,01	13,53	29,78	13,77	-2,48

4500	14,71	13,73	27,26	12,55	-0,98
5000	14,23	14,52	26,15	11,92	0,28
5600	13,94	13,94	25,51	11,57	0
6000	12,83	12,77	24,78	11,95	-0,06
6700	12,3	11,14	24,15	11,85	-1,16
7100	11,55	10,83	23,56	12,01	-0,73
7500	9,74	9,43	22,33	12,58	-0,31
8000	7,94	7,82	20,99	13,05	-0,13
[250-1500]	12,89		13,06	0,16	
[1500-4500]	18,06		29,09	11,03	
[4500-8000]	12,16		24,34	12,18	

Tableau 3 : résultats « mesures de Gains » : **Audeo Yes V**

Fréquences (Hz)	Moyenne REIG 1	Moyenne REIG 2	Moyenne REIG 3	GSS (dB)	REIG 2-REIG 1
250	7,12	6,44	6,48	-0,64	-0,68
500	13,46	13,45	13,87	0,41	-0,02
800	18,81	18,03	17,46	-1,35	-0,78
1000	22,71	22,55	22,27	-0,44	-0,15
1500	26,91	26,88	25,94	-0,97	-0,03
2000	20,39	20,38	20,63	0,24	-0,01
2500	14,35	13,87	16,55	2,19	-0,48
3000	16,1	14,35	16,52	0,42	-1,75
3550	14,55	12,16	15,85	1,3	-2,39
4000	13,93	12,45	15,59	1,66	-1,48
4500	14	12,82	16,15	2,15	-1,18
5000	13,16	12,58	18,68	5,52	-0,58
5600	11,33	11,1	18,46	7,14	-0,23
6000	10,05	9,8	18,05	8	-0,25
6700	9,69	8,88	16,72	7,03	-0,81
7100	10,21	8,88	16,41	6,2	-1,33
7500	10,26	8,83	15,97	5,71	-1,44
8000	9,41	7,98	15,04	5,63	-1,43
[250-1500]	17,80		17,21	-0,6	
[1500-4500]	17,18		18,18	1	
[4500-8000]	11,01		16,94	5,92	

Légende :

GSS : Gain Stable Supplémentaire (dB)

REIG 1 : Real Ear Insertion Gain, GSM off atteint (dB)

REIG 2 : Real Ear Insertion Gain, calibrage terminé (dB)

REIG 3 : Real Ear Insertion Gain, GSM on atteint (dB)

Annexe 2 :

Test t de Student 1 : Dot²/ S Serie

	Fréquences (Hz)	GSS (dB)		Fréquences (Hz)	GSS (dB)
Dot²	250	0,37	S Serie	250	-0,26
	500	-0,1		500	0,68
	800	0,34		800	-0,29
	1000	-0,24		1000	-0,68
	1500	5,02		1500	1,37
	2000	7,26		2000	9,83
	2500	9,12		2500	12,66
	3000	10,06		3000	12,88
	3550	9,43		3550	14,13
	4000	10,04		4000	13,77
	4500	10,62		4500	12,55
	5000	10,24		5000	11,92
	5600	10,21		5600	11,57
	6000	9,76		6000	11,95
	6700	8,86		6700	11,85
	7100	8,67		7100	12,01
	7500	8,54		7500	12,58
	8000	8,08		8000	13,05
Moyennes :		7,014 dB			8,976 dB
P : Niveau de signification du test t		p = 0,24			

Test t de Student 2 : Dot²/ Audeo Yes

	Fréquences (Hz)	GSS (dB)		Fréquences (Hz)	GSS (dB)
Dot²	250	0,37	Audeo yes	250	-0,64
	500	-0,1		500	0,41
	800	0,34		800	-1,35
	1000	-0,24		1000	-0,44
	1500	5,02		1500	-0,97
	2000	7,26		2000	0,24
	2500	9,12		2500	2,19
	3000	10,06		3000	0,42
	3550	9,43		3550	1,3
	4000	10,04		4000	1,66
	4500	10,62		4500	2,15
	5000	10,24		5000	5,52
	5600	10,21		5600	7,14
	6000	9,76		6000	8

	6700	8,86		6700	7,03
	7100	8,67		7100	6,2
	7500	8,54		7500	5,71
	8000	8,08		8000	5,63
Moyennes :		7,014 dB			2,789 dB
<i>P</i> : Niveau de signification du test t		<i>p</i> = 0,0014			

Test t de Student 3: S Serie/ Audeo Yes


	Fréquences (Hz)	GSS (dB)		Fréquences (Hz)	GSS (dB)
S Serie	250	-0,26	Audeo yes	250	-0,64
	500	0,68		500	0,41
	800	-0,29		800	-1,35
	1000	-0,68		1000	-0,44
	1500	1,37		1500	-0,97
	2000	9,83		2000	0,24
	2500	12,66		2500	2,19
	3000	12,88		3000	0,42
	3550	14,13		3550	1,3
	4000	13,77		4000	1,66
	4500	12,55		4500	2,15
	5000	11,92		5000	5,52
	5600	11,57		5600	7,14
	6000	11,95		6000	8
	6700	11,85		6700	7,03
	7100	12,01		7100	6,2
	7500	12,58		7500	5,71
	8000	13,05		8000	5,63
Moyennes :		8,976 dB			2,789 dB
<i>P</i> : Niveau de signification du test t		<i>p</i> = 0,00032			

Annexe 3 :

Résultats «mesures de consommations » :

S Serie :


Conversions



	Consommation (mA)	Autonomie en h
Condition 1	1,35	133,3
Condition 2	1,35	133,3
Condition 3	1,53	117,6
Condition 4	1,55	116,1
Condition 3*	1,47	122,4
Condition 4*	1,47	122,4

Dot² :


Conversions



	Consommation (mA)	Autonomie en h
Condition 1	0,9	116,7
Condition 2	0,9	116,7
Condition 3	0,93	112,9
Condition 4	0,93	112,9

Audeo Yes :

Conversions



	Consommation (mA)	Autonomie en h
Condition 1	1,22	147,5
Condition 2	1,22	147,5
Condition 3	1,36	132,4
Condition 4	1,36	132,4
Condition 3*	1,35	133,3
Condition 4*	1,35	133,3

Annexe 4 :

Patient **1 (OD)** : appareil testé : **Dot² 20**

Fréquences (Hz)	REIG 1 (dB)	REIG 2 (dB)	REIG 3 (dB)	GSS (dB)
250	-1,8	1	1	2,8
500	11	11,7	10,9	-0,1
800	18	18	17,5	-0,5
1000	24,4	21,7	22,9	-1,5
1500	27,8	27,8	29,8	2
2000	23,3	22,5	27	3,7
2500	19,6	21	28,4	8,8
3000	24,4	21,8	30,1	5,7
3550	21,6	21,5	28,6	7
4000	18,3	17,5	23,8	5,5
4500	14,3	13,8	18,2	3,9
5000	16	14,8	21,9	5,9
5600	12,1	13,1	21	8,9
6000	9,9	9,8	19	9,1
6700	8,8	7,7	21	12,2
7100	8,2	7,9	22,9	14,7
7500	6,2	6,3	23,4	17,2
8000	4,1	3,7	23	18,9

appareil testé : **S Serie 7**

Fréquences (Hz)	REIG 1 (dB)	REIG 2 (dB)	REIG 3 (dB)	GSS (dB)
250	2,5	2,2	2,3	-0,2
500	6,5	7,6	7,7	1,2
800	14,1	15	13,8	-0,3
1000	20,4	19,5	19,3	-1,1
1500	22,9	22,4	23,1	0,2
2000	21,1	18,6	31,5	10,4
2500	24,3	21,7	32,9	8,6
3000	25,3	17,9	31	5,7
3550	24	22,3	26,8	2,8
4000	21,6	20,4	24	2,4
4500	17,8	16,2	20,7	2,9
5000	17	16,2	22,6	5,6
5600	14,5	11,9	16,3	1,8
6000	11,3	10,3	16,1	4,8
6700	7,3	6,2	16,6	9,3
7100	8,5	7,5	18,1	9,6
7500	9,1	8,3	18,4	9,3
8000	9	8,7	17,5	8,5

appareil testé : **Audeo Yes V**

Fréquences (Hz)	REIG 1 (dB)	REIG 2 (dB)	REIG 3 (dB)	GSS (dB)
250	6	4,9	6,3	0,3
500	12,6	11,4	13,6	1
800	17,8	16,1	13,2	-4,6
1000	23,2	23,7	21,2	-2
1500	25,2	25,1	26,3	1,1
2000	26,5	26,6	25,5	-1
2500	23,4	22,8	23,6	0,2
3000	25,2	20,9	24,2	-1
3550	22,2	20,4	25,7	3,5
4000	21	19,2	23,7	2,7
4500	18,4	17,6	18,6	0,2
5000	17,1	17,6	16,1	-1
5600	18,3	18,5	18,9	0,6
6000	20,3	18,7	20	-0,3
6700	20,9	17,5	17,5	-3,4
7100	23,5	18,7	19,4	-4,1
7500	27,6	20,6	22,3	-5,3
8000	29,4	21,1	23,4	-6

Patient **2 (OD)** : appareil testé : **Dot² 20**

Fréquences (Hz)	REIG 1 (dB)	REIG 2 (dB)	REIG 3 (dB)	GSS (dB)
250	-0,6	0,6	-0,5	0,1
500	8,5	8,9	7,9	-0,6
800	15,4	14,4	15,6	0,2
1000	20,7	18,6	20,3	-0,4
1500	12,7	16,7	25,9	13,2
2000	9,7	11,5	23,1	13,4
2500	10,8	13	22,9	12,1
3000	10,5	14,1	23,8	13,3
3550	8,4	11,8	19,7	11,3
4000	6,4	7,6	17,4	11
4500	4,9	3,3	13,3	8,4
5000	3,9	4,7	11,4	7,5
5600	4,7	5,7	12	7,3
6000	7,7	7,7	14,5	6,8
6700	8,9	9	16	7,1
7100	5,8	7	14,4	8,6
7500	4,1	6,4	13	8,9
8000	3,5	5,8	11,7	8,2

appareil testé : **S Serie 7**

Fréquences (Hz)	REIG 1 (dB)	REIG 2 (dB)	REIG 3 (dB)	GSS (dB)
250	3	3	2,5	-0,5
500	7,1	6,1	7,1	0
800	12,2	11,4	12,3	0,1
1000	16,5	20,2	17,5	1
1500	23,8	23,4	25,8	2
2000	18	16,5	30,3	12,3
2500	16,3	13,9	24,8	8,5
3000	16,6	9	28,5	11,9
3550	11,6	10,4	28	16,4
4000	12,9	6,3	26,4	13,5
4500	9,6	6,7	21,3	11,7
5000	7,6	7,9	21,4	13,8
5600	8,3	6,5	21,6	13,3
6000	10	8,4	23,3	13,3
6700	10,1	10,2	26,6	16,5
7100	7,6	9,3	26,6	19
7500	4,5	6,3	24,2	19,7
8000	2,2	3,9	22	19,8

appareil testé : **Audeo Yes V**

Fréquences (Hz)	REIG 1 (dB)	REIG 2 (dB)	REIG 3 (dB)	GSS (dB)
250	7,4	6,4	6,1	-1,3
500	12,9	14,3	15	2,1
800	20,8	18,2	17,2	-3,6
1000	24,8	23,6	25,6	0,8
1500	18,6	21,3	21,5	2,9
2000	14,5	15,1	19	4,5
2500	7,7	10	14,4	6,7
3000	10,6	8,5	10,1	-0,5
3550	6,6	5,2	6,2	-0,4
4000	5,6	2,2	5,4	-0,2
4500	4,9	2,7	4,2	-0,7
5000	4	3,5	6,8	2,8
5600	2,8	3,2	10,7	7,9
6000	3,6	4,1	13,9	10,3
6700	6,1	5	17,6	11,5
7100	5,9	5,8	17,5	11,6
7500	5,4	6,4	16,5	11,1
8000	4,9	5,9	15,2	10,3

Patient **2 (OG)** : appareil testé : **Dot² 20**

Fréquences (Hz)	REIG 1 (dB)	REIG 2 (dB)	REIG 3 (dB)	GSS (dB)
250	-2,1	-0,1	-1,5	0,6
500	7,3	6,9	6,6	-0,7
800	16,4	15,7	15,8	-0,6
1000	19,5	20,2	19,7	0,2
1500	20,2	20,2	27,8	7,6
2000	15,7	16,9	26	10,3
2500	10,6	11,6	22,1	11,5
3000	16,1	15,2	26,5	10,4
3550	18,6	13,9	24,4	5,8
4000	12,6	10,6	21,3	8,7
4500	7,8	7,6	18,7	10,9
5000	7,2	8,2	19	11,8
5600	5,5	6,8	18	12,5
6000	3,8	5,4	15,9	12,1
6700	2,2	2	12,5	10,3
7100	2	1,5	12,9	10,9
7500	1,7	1,4	12,7	11
8000	1,1	0,4	10,5	9,4

appareil testé : **S Serie 7**

Fréquences (Hz)	REIG 1 (dB)	REIG 2 (dB)	REIG 3 (dB)	GSS (dB)
250	1,6	2,6	0,3	-1,3
500	8,2	7,1	8,4	0,2
800	11,3	11,8	9,9	-1,4
1000	8,8	11,6	10,5	1,7
1500	18,7	18,9	18,9	0,2
2000	11,8	9,8	20,2	8,4
2500	13,6	6,4	32,4	18,8
3000	19,5	10,8	33,5	14
3550	12,3	11,8	30,4	18,1
4000	10,8	10,9	32,1	21,3
4500	9,5	8,5	31	21,5
5000	8,2	7	27,8	19,6
5600	7,1	7,1	25,3	18,2
6000	3,8	2,9	21	17,2
6700	-1,9	-3,5	12,7	14,6
7100	-4,4	-5,8	9,1	13,5
7500	-6,2	-7,5	6,6	12,8
8000	-7,4	-8	5	12,4

appareil testé : **Audeo Yes V**

Fréquences (Hz)	REIG 1 (dB)	REIG 2 (dB)	REIG 3 (dB)	GSS (dB)
250	4,6	4,1	2,4	-2,2
500	11,3	10,2	10,7	-0,6
800	16,6	15,1	13,6	-3
1000	18,2	17,3	18	-0,2
1500	25,3	26,7	26,5	1,2
2000	18,2	18,6	19,3	1,1
2500	9,5	9,2	10,7	1,2
3000	10,6	9,4	11,6	1
3550	11,6	9,9	13,8	2,2
4000	11,4	9,4	13,4	2
4500	9,6	7,2	14,6	5
5000	4,6	4,2	18	13,4
5600	4,1	4,2	19,8	15,7
6000	2,6	3,3	20,5	17,9
6700	0,9	1,7	23,3	22,4
7100	0,5	0,8	23,6	23,1
7500	0,8	0,9	22,4	21,6
8000	1,5	1,9	21,1	19,6

Patient **3 (OD)** : appareil testé : **Dot² 20**

Fréquences (Hz)	REIG 1 (dB)	REIG 2 (dB)	REIG 3 (dB)	GSS (dB)
250	-1	-2,6	-1,4	-0,4
500	11	11,2	11,1	0,1
800	13,8	15,9	18,8	5
1000	18,2	19,5	19,1	0,9
1500	19,9	19,8	24,2	4,3
2000	15,5	15,5	20,9	5,4
2500	12,7	12,6	22,1	9,4
3000	16,8	14,5	23,9	7,1
3550	13,7	10,1	19,6	5,9
4000	6,3	4,3	14,5	8,2
4500	-4,9	-4,2	4,3	9,2
5000	-10,6	-10,8	-0,5	10,1
5600	-12	-12,5	-1,2	10,8
6000	-8,2	-8,7	2,1	10,3
6700	-2,2	-2,2	9,1	11,3
7100	-0,7	-0,7	11,1	11,8
7500	0,2	0,4	13,1	12,9
8000	-0,1	0,2	12,8	12,9

appareil testé : **S Serie 7**

Fréquences (Hz)	REIG 1 (dB)	REIG 2 (dB)	REIG 3 (dB)	GSS (dB)
250	1	3,3	0,7	-0,3
500	7,8	4,9	8	0,2
800	9,2	10,1	9,1	-0,1
1000	13	13,4	12,4	-0,6
1500	22,5	22,8	24,5	2
2000	19,1	18,2	26,5	7,4
2500	19,2	17,7	28,2	9
3000	18,6	14,8	30,1	11,5
3550	13,8	9,4	27,5	13,7
4000	14,6	8	29,8	15,2
4500	8,4	7	24,2	15,8
5000	9,7	11,3	22,4	12,7
5600	12,8	15,3	24,8	12
6000	13,9	15,3	25,8	11,9
6700	16,7	16	28,3	11,6
7100	16,1	17,2	29,1	13
7500	15,5	18,3	29,3	13,8
8000	15,4	18,6	29,4	14

appareil testé : **Audeo Yes V**

Fréquences (Hz)	REIG 1 (dB)	REIG 2 (dB)	REIG 3 (dB)	GSS (dB)
250	2,9	3,1	2,5	-0,4
500	13,8	11,7	13,1	-0,7
800	16,9	18,4	16,6	-0,3
1000	20,1	20,7	21	0,9
1500	23,2	22,5	22,1	-1,1
2000	16,5	16,5	18,2	1,7
2500	11,8	11,8	14,7	2,9
3000	13,4	12,6	16,4	3
3550	10,8	7,9	11,2	0,4
4000	9,3	7,5	9	-0,3
4500	13	11,8	13,2	0,2
5000	17,6	16,5	19,7	2,1
5600	13,2	14,4	16,7	3,5
6000	9,7	10,4	12,7	3
6700	9,2	8,2	9,5	0,3
7100	9,8	8,1	9,2	-0,6
7500	10,2	8,1	8,2	-2
8000	9,7	7,4	5,7	-4

Patient **4 (OG)** : appareil testé : **Dot² 20**

Fréquences (Hz)	REIG 1 (dB)	REIG 2 (dB)	REIG 3 (dB)	GSS (dB)
250	-1,3	-0,9	-1,8	-0,5
500	8,4	6,9	9,6	1,2
800	16,7	13,2	16	-0,7
1000	21,3	19,2	23,8	2,5
1500	22,3	22,8	27,3	5
2000	20,2	20,4	25,2	5
2500	19,1	18,8	26,5	7,4
3000	20,2	20,7	28,9	8,7
3550	19,9	17,4	23,1	3,2
4000	16,4	14,7	19,6	3,2
4500	14,6	14,4	18,6	4
5000	11,9	13,3	16,4	4,5
5600	10,1	10,9	11,8	1,7
6000	9,3	10,1	9,7	0,4
6700	9,3	9,7	10,6	1,3
7100	9,4	10	10,9	1,5
7500	8,1	8	9,3	1,2
8000	6,7	4,7	7,6	0,9

appareil testé : **S Serie 7**

Fréquences (Hz)	REIG 1 (dB)	REIG 2 (dB)	REIG 3 (dB)	GSS (dB)
250	1,6	2	0,9	-0,7
500	5,3	4,8	5,7	0,4
800	11,2	12,6	10,7	-0,5
1000	15,5	13,4	14,1	-1,4
1500	21,7	21,8	23,4	1,7
2000	16,8	21	24,8	8
2500	24,5	21,3	33,3	8,8
3000	20,8	15,3	33	12,2
3550	14,7	14,4	29,6	14,9
4000	15	10,3	29,4	14,4
4500	16,6	15,7	24,4	7,8
5000	17	17,7	24	7
5600	16,2	17,4	25,7	9,5
6000	14,6	15,4	25,2	10,6
6700	12,8	11,7	24,1	11,3
7100	10,5	10,2	22,5	12
7500	7,7	8,8	21,9	14,2
8000	5,8	7,1	21,5	15,7

appareil testé : **Audeo Yes V**

Fréquences (Hz)	REIG 1 (dB)	REIG 2 (dB)	REIG 3 (dB)	GSS (dB)
250	4,1	3	3	-1,1
500	12,2	14	12,9	0,7
800	16,1	16,7	15,5	-0,6
1000	21,4	21,4	23,2	1,8
1500	29,1	26,2	26	-3,1
2000	24,2	23	23,1	-1,1
2500	15,5	14,8	14,5	-1
3000	12,1	10,8	13,4	1,3
3550	11,8	10,7	13,8	2
4000	11,1	11,1	12,7	1,6
4500	10,4	9,4	13,2	2,8
5000	13,3	12,3	13,2	-0,1
5600	17,2	17,7	19,3	2,1
6000	22,1	20,8	24,3	2,2
6700	18,4	19	23,6	5,2
7100	16	16,5	21,8	5,8
7500	16,2	16,7	18,5	2,3
8000	13,8	14,6	17,5	3,7

Patient **5 (OG)** : appareil testé : **Dot² 20**

Fréquences (Hz)	REIG 1 (dB)	REIG 2 (dB)	REIG 3 (dB)	GSS (dB)
250	-1	-0,8	-0,7	0,3
500	11,6	8,7	10,4	-1,2
800	14,8	16,8	15,5	0,7
1000	23,7	18,6	18,4	-5,3
1500	21,9	20,5	24,5	2,6
2000	20,4	19,2	25,3	4,9
2500	19,9	17,5	27,3	7,4
3000	20,8	18	29,6	8,8
3550	21,2	18	27,6	6,4
4000	18,6	14,4	23,7	5,1
4500	12,5	10,4	24,2	11,7
5000	7,7	8,1	22,8	15,1
5600	3,7	3,9	19,2	15,5
6000	1,6	1,5	17,3	15,7
6700	1,6	0,4	13,8	12,2
7100	0,8	0,2	10,5	9,7
7500	0,3	0,1	8	7,7
8000	0,2	0,1	7,2	7

appareil testé : **S Serie 7**

Fréquences (Hz)	REIG 1 (dB)	REIG 2 (dB)	REIG 3 (dB)	GSS (dB)
250	0,8	1,5	1,3	0,5
500	6,9	8	7,6	0,7
800	10,7	11,1	12,2	1,5
1000	16	15,7	15,2	-0,8
1500	25,3	26,9	27,3	2
2000	16,2	16,1	29,8	13,6
2500	19	17,5	32,4	13,4
3000	22,4	18,7	39,2	16,8
3550	19,1	17,5	39,9	20,8
4000	16,7	16,3	37,9	21,2
4500	18	19,3	35,4	17,4
5000	17,5	18,4	31,2	13,7
5600	16,9	17,4	27,2	10,3
6000	15,2	15,2	25,4	10,2
6700	12,5	10,4	22,4	9,9
7100	11,4	8,9	21	9,6
7500	10,4	6,8	18,3	7,9
8000	9,6	5,6	16,1	6,5

appareil testé : **Audeo Yes V**

Fréquences (Hz)	REIG 1 (dB)	REIG 2 (dB)	REIG 3 (dB)	GSS (dB)
250	5,9	5	5,5	-0,4
500	12,6	13,2	12,7	0,1
800	18,3	15,3	15,4	-2,9
1000	20,7	20,7	19,5	-1,2
1500	25,1	25,4	25,2	0,1
2000	18,2	18,4	18,6	0,4
2500	16,2	14,3	16,5	0,3
3000	22,4	17,6	19,4	-3
3550	20,2	16,9	18,7	-1,5
4000	21,6	17	19	-2,6
4500	16,3	11,2	17,1	0,8
5000	7,2	5,7	17,5	10,3
5600	3,5	2,6	17	13,5
6000	1,7	0,8	16,3	14,6
6700	1	-0,8	11,4	10,4
7100	1,1	-1,5	8,5	7,4
7500	0,9	-1,8	6,3	5,4

8000	1,1	-1,3	6	4,9
------	-----	------	---	-----

Patient **6 (OD)** : appareil testé : **Dot² 20**

Fréquences (Hz)	REIG 1 (dB)	REIG 2 (dB)	REIG 3 (dB)	GSS (dB)
250	-1,5	-1,6	-1,8	-0,3
500	13,1	11,9	11,3	-1,8
800	21,3	18,4	20,7	-0,6
1000	25,8	13,9	28,7	2,9
1500	27,1	23,8	28,9	1,8
2000	24,1	23,3	30,3	6,2
2500	20,6	19,1	28,5	7,9
3000	18	15,2	24,5	6,5
3550	21,5	15,6	27,3	5,8
4000	14,6	11,6	22,7	8,1
4500	10	9,9	20,3	10,3
5000	10,5	11,6	19,3	8,8
5600	8,3	9,8	17,4	9,1
6000	8	8,4	15,8	7,8
6700	7,7	8,3	14,9	7,2
7100	8,1	7,6	13,6	5,5
7500	6,6	6,5	11,6	5
8000	4	3,1	8,4	4,4

appareil testé : **S Serie 7**

Fréquences (Hz)	REIG 1 (dB)	REIG 2 (dB)	REIG 3 (dB)	GSS (dB)
250	2,8	3,1	3,3	0,5
500	8,5	12,8	11,9	3,4
800	12,3	13,5	14,1	1,8
1000	18,2	17,7	20,5	2,3
1500	26,4	26,4	28,3	1,9
2000	18,5	18	29,8	11,3
2500	17,9	18,2	36,8	18,9
3000	16,5	14,7	35	18,5
3550	14,6	13,2	35	20,4
4000	13,7	12	31	17,3
4500	13,6	12,4	29,9	16,3
5000	10,5	10	28,3	17,8
5600	8,8	8,9	27,5	18,7
6000	6,9	6,1	27,2	20,3
6700	9,6	7,7	28,2	18,6
7100	9,2	7,4	26,5	17,3
7500	5,2	5,2	24,1	18,9
8000	1,1	2,2	21,8	20,7

appareil testé : **Audeo Yes V**

Fréquences (Hz)	REIG 1 (dB)	REIG 2 (dB)	REIG 3 (dB)	GSS (dB)
250	8,6	7,2	7,5	-1,1
500	12	14,3	11,1	-0,9
800	20,4	19,4	21,8	1,4
1000	25,2	24,9	25,4	0,2
1500	30,5	30,1	27	-3,5
2000	23,8	22,8	23	-0,8
2500	17,6	16,1	17,5	-0,1
3000	12,5	11,3	13,3	0,8
3550	8,5	6,1	11,3	2,8
4000	7,6	6,8	12,1	4,5
4500	13	12,2	16,7	3,7
5000	14,3	13,5	17,7	3,4
5600	11,6	10,6	12,6	1
6000	10,2	9,3	10,4	0,2
6700	13,7	11	10,3	-3,4
7100	14,1	10,7	10,4	-3,7
7500	11,8	9,1	10,1	-1,7
8000	7,9	6	7	-0,9

Patient **7 (OD)** : appareil testé : **Dot² 20**

Fréquences (Hz)	REIG 1 (dB)	REIG 2 (dB)	REIG 3 (dB)	GSS (dB)
250	-1,5	-1,8	-1,9	-0,4
500	16,3	15,9	18,5	2,2
800	27	26,1	27	0
1000	31,3	30	26,5	-4,8
1500	25,6	25,6	29,2	3,6
2000	26,9	27,9	31,9	5
2500	21,3	21,9	31,7	10,4
3000	20,4	21,4	32,7	12,3
3550	20,9	17,8	31,3	10,4
4000	19,4	17,2	29,2	9,8
4500	14,1	11,1	26,8	12,7
5000	12,6	9,6	26,3	13,7
5600	10	7,4	24,6	14,6
6000	9,6	7,4	25,1	15,5
6700	11,6	11,3	25,9	14,3
7100	12,7	12,3	26,7	14
7500	11,7	11,9	25,5	13,8
8000	9,6	9,8	23,5	13,9

appareil testé : **S Serie 7**

Fréquences (Hz)	REIG 1 (dB)	REIG 2 (dB)	REIG 3 (dB)	GSS (dB)
250	3,2	3,8	3,1	-0,1
500	10,9	10,1	12,5	1,6
800	17,8	18,7	19	1,2
1000	23,1	21,5	17,4	-5,7
1500	30,2	30,7	31,2	1
2000	19,9	19,8	28,5	8,6
2500	19,1	19,4	30,6	11,5
3000	17,5	15,7	35,4	17,9
3550	15,2	16	34	18,8
4000	14,7	14,7	31,7	17
4500	15,2	15,8	33,6	18,4
5000	16,3	17,9	33,2	16,9
5600	17,1	18,4	30	12,9
6000	16,2	18,1	27,6	11,4
6700	16,4	16,9	28,3	11,9
7100	16	15,8	29,4	13,4
7500	13,8	14,1	29,1	15,3
8000	11,3	11,8	28,2	16,9

appareil testé : **Audeo Yes V**

Fréquences (Hz)	REIG 1 (dB)	REIG 2 (dB)	REIG 3 (dB)	GSS (dB)
250	14	13,6	12,9	-1,1
500	21,1	20,5	23,3	2,2
800	25,9	25,7	24,9	-1
1000	29,9	30	29,8	-0,1
1500	36,6	36,7	34,2	-2,4
2000	30,2	30	31,5	1,3
2500	19,5	19,1	24,6	5,1
3000	20,6	20,3	19,4	-1,2
3550	19,5	19,1	16,5	-3
4000	17,4	17,3	16,6	-0,8
4500	16,8	16,8	19,2	2,4
5000	12,3	12,2	23,9	11,6
5600	8,6	8	25,2	16,6
6000	6,2	5,2	26,1	19,9
6700	3,3	3,4	24,9	21,6
7100	3,2	2,5	25,8	22,6
7500	3,1	2,3	26,3	23,2
8000	1,8	1	26,1	24,3

Patient **8 (OG)** : appareil testé : **Dot² 20**

Fréquences (Hz)	REIG 1 (dB)	REIG 2 (dB)	REIG 3 (dB)	GSS (dB)
250	-1	-0,7	-0,7	0,3
500	14,1	12,9	13,4	-0,7
800	22,8	22,5	22,6	-0,2
1000	26,7	27,5	28,3	1,6
1500	27,4	27	33,2	5,8
2000	24,7	23,3	31,2	6,5
2500	23,4	21,7	31,3	7,9
3000	25,5	25,3	35,3	9,8
3550	28,5	25,3	34,9	6,4
4000	22,9	21,8	30,6	7,7
4500	16,7	16,1	24,7	8
5000	13,9	13,8	21,9	8
5600	12	11,8	19,3	7,3
6000	9,8	9,7	16,2	6,4
6700	6,7	6	12,2	5,5
7100	5,8	5,2	11,1	5,3
7500	2,8	2,4	7,5	4,7
8000	-0,9	-0,6	3,2	4,1

appareil testé : **S Serie 7**

Fréquences (Hz)	REIG 1 (dB)	REIG 2 (dB)	REIG 3 (dB)	GSS (dB)
250	1,9	2,7	0,8	-1,1
500	9,3	8,9	8,2	-1,1
800	13,5	11,7	13,2	-0,3
1000	19,3	21,1	16,8	-2,5
1500	28,4	28,9	28,3	-0,1
2000	21,9	21,4	24,9	3
2500	17,5	17,3	29,3	11,8
3000	22,8	12,7	34,1	11,3
3550	18,9	17,1	35	16,1
4000	19,2	18,2	32,3	13,1
4500	16,6	17,2	30	13,4
5000	13,8	17,5	31	17,2
5600	11,6	14,8	29,3	17,7
6000	9,3	11	24,5	15,2
6700	9,4	8,3	21,6	12,2
7100	8,8	8	20	11,2
7500	7,2	6,2	18,4	11,2
8000	5,9	4,6	17,3	11,4

appareil testé : **Audeo Yes V**

Fréquences (Hz)	REIG 1 (dB)	REIG 2 (dB)	REIG 3 (dB)	GSS (dB)
250	8,5	8,1	8,9	0,4
500	16,3	16,4	16,5	0,2
800	20,3	20,2	18,3	-2
1000	24,2	24,8	22,6	-1,6
1500	32,2	32,1	29,1	-3,1
2000	23	23,2	22,7	-0,3
2500	15,7	15,1	16	0,3
3000	19,6	19,2	20,8	1,2
3550	18,5	18,1	20	1,5
4000	19,1	19	21,3	2,2
4500	21	21,2	21,6	0,6
5000	16,9	16,7	20,8	3,9
5600	13,1	13,1	20	6,9
6000	9,4	9,3	19,4	10
6700	7,9	7,8	20,4	12,5
7100	8,3	8	20,8	12,5
7500	7,1	7,2	20,3	13,2
8000	4,9	5	19,2	14,3

Patient **9 (OD)** : appareil testé : **Dot² 20**

Fréquences (Hz)	REIG 1 (dB)	REIG 2 (dB)	REIG 3 (dB)	GSS (dB)
250	-1,9	-1,3	-1,7	0,2
500	9,2	9,2	8,8	-0,4
800	17	14,3	15,5	-1,5
1000	17,4	16,8	14,9	-2,5
1500	21,8	22,3	27,3	5,5
2000	16,3	15,8	26,5	10,2
2500	17,5	15,4	26,6	9,1
3000	16,8	14,3	28,4	11,6
3550	10,2	10,7	26,5	16,3
4000	5,8	5,9	22,6	16,8
4500	4,4	3,9	20,4	16
5000	7,3	7,8	19,3	12
5600	7,1	8	19	11,9
6000	7,3	7,1	17,1	9,8
6700	8,5	8	13,7	5,2
7100	8,9	9,2	12,9	4
7500	8,4	9	12,9	4,5
8000	7,3	6,8	12	4,7

appareil testé : **S Serie 7**

Fréquences (Hz)	REIG 1 (dB)	REIG 2 (dB)	REIG 3 (dB)	GSS (dB)
250	1,2	0,7	0,8	-0,4
500	11,1	12,5	11,9	0,8
800	9,4	8,7	7,3	-2,1
1000	12,9	9,9	12,1	-0,8
1500	22,9	24,7	24,7	1,8
2000	12,4	11,8	24,1	11,7
2500	10,3	4,4	27,2	16,9
3000	12,3	9,6	27,1	14,8
3550	9,9	10,3	24,4	14,5
4000	10,1	10,2	26,6	16,5
4500	11,1	10,5	26	14,9
5000	17,1	15,3	24,5	7,4
5600	18,2	15,4	25,1	6,9
6000	16,9	14,9	25,4	8,5
6700	16,5	15,2	26,9	10,4
7100	15,7	15,8	27,1	11,4
7500	13,8	14,7	25,9	12,1
8000	11	11,5	23,9	12,9

appareil testé : **Audeo Yes V**

Fréquences (Hz)	REIG 1 (dB)	REIG 2 (dB)	REIG 3 (dB)	GSS (dB)
250	7,7	5,5	6,4	-1,3
500	12,2	14	12,9	0,7
800	16,2	16,8	15	-1,2
1000	19,1	17,8	19,4	0,3
1500	31	27,2	27,4	-3,6
2000	19,5	18,4	18,3	-1,2
2500	11,7	11,3	12,9	1,2
3000	12,3	10,4	14,1	1,8
3550	10,6	10,4	12,4	1,8
4000	10,9	9,9	12,7	1,8
4500	15,9	15,5	15,3	-0,6
5000	20,3	20,3	23,5	3,2
5600	21	19,9	23,7	2,7
6000	18,4	19	23,6	5,2
6700	16,2	16,6	20,3	4,1
7100	16,7	16,6	19,2	2,5
7500	16,3	16,5	18,6	2,3
8000	14	14,6	17,2	3,2

Patient **10 (OD)** : appareil testé : **Dot² 20**

Fréquences (Hz)	REIG 1 (dB)	REIG 2 (dB)	REIG 3 (dB)	GSS (dB)
250	-2,3	-2,2	-1,4	0,9
500	9,7	9,8	10,2	0,5
800	17,9	18,2	20,5	2,6
1000	22,5	19,9	24,6	2,1
1500	23,3	22,3	28,1	4,8
2000	20,4	21	28,4	8
2500	19,8	17,5	25,6	5,8
3000	15,5	14,4	25,3	9,8
3550	15	15	27,5	12,5
4000	10,4	11,7	25,8	15,4
4500	7,4	7,9	23,5	16,1
5000	12,1	11,3	23,6	11,5
5600	16	16,1	24,8	8,8
6000	17,8	17,8	25,5	7,7
6700	16,8	16,6	23,1	6,3
7100	13,9	13,9	19,2	5,3
7500	11,1	10,3	14,5	3,4
8000	8,4	7,1	10,3	1,9

appareil testé : **S Serie 7**

Fréquences (Hz)	REIG 1 (dB)	REIG 2 (dB)	REIG 3 (dB)	GSS (dB)
250	2,9	2,7	2,6	-0,3
500	6,2	8,1	7,2	1
800	14,3	12	11,6	-2,7
1000	19,3	19,8	18,9	-0,4
1500	25,8	25,4	27,2	1,4
2000	18,7	19,3	31,4	12,7
2500	19,3	11,2	33,3	14
3000	12,7	12,8	25,7	13
3550	15,5	13,3	24,9	9,4
4000	16,2	10,4	27,2	11
4500	14	10,9	25,7	11,7
5000	15,6	13,7	27,3	11,7
5600	18,8	17,3	29,2	10,4
6000	20,4	19,4	31,8	11,4
6700	20,7	19,9	32,9	12,2
7100	20,1	19,7	32,4	12,3
7500	18,3	17,3	30,8	12,5
8000	15,4	13,6	27,8	12,4

appareil testé : **Audeo Yes V**

Fréquences (Hz)	REIG 1 (dB)	REIG 2 (dB)	REIG 3 (dB)	GSS (dB)
250	7,4	7,2	6,9	-0,5
500	10,8	10	12,9	2,1
800	20,5	21	19,9	-0,6
1000	24,2	23,8	23	-1,2
1500	24,5	24,6	23,4	-1,1
2000	19,1	20	15,9	-3,2
2500	14,8	13,1	17,3	2,5
3000	15,5	15,5	15,3	-0,2
3550	14,5	14,3	18,5	4
4000	15	15,6	18,6	3,6
4500	13,3	12,9	19,8	6,5
5000	15	14,6	21,9	6,9
5600	15,1	15,2	20,7	5,6
6000	15,8	15,7	19	3,2
6700	14,9	15,2	15	0,1
7100	15,8	15,9	13,3	-2,5
7500	15,3	15,1	11,5	-3,8
8000	13,5	13,1	10,2	-3,3

Patient **11 (OD)** : appareil testé : **Dot² 20**

Fréquences (Hz)	REIG 1 (dB)	REIG 2 (dB)	REIG 3 (dB)	GSS (dB)
250	-3	-2,8	-2,2	0,8
500	9,7	11,6	10	0,3
800	18,8	13,1	18,5	-0,3
1000	22,2	17,5	23,6	1,4
1500	23,5	22,5	27,5	4
2000	20,4	18,9	28,9	8,5
2500	15,6	12,5	27,3	11,7
3000	14,4	13,5	31,1	16,7
3550	9,7	9,7	31,9	22,2
4000	8,1	7	29,1	21
4500	6,2	4,9	22,4	16,2
5000	5	4,7	19	14
5600	3,7	3,6	17,8	14,1
6000	3,3	4	18,8	15,5
6700	7,4	7,3	20,8	13,4
7100	9,1	8,8	21,8	12,7
7500	9,6	10	21,8	12,2
8000	9	9,9	19,6	10,6

appareil testé : **S Serie 7**

Fréquences (Hz)	REIG 1 (dB)	REIG 2 (dB)	REIG 3 (dB)	GSS (dB)
250	2,6	3,2	3,4	0,8
500	10,9	11,3	10,6	-0,3
800	14,7	12,1	14	-0,7
1000	21,1	18,9	21,3	0,2
1500	26,3	26,5	28,6	2,3
2000	16,4	16,6	27	10,6
2500	16,1	10,1	27,8	11,7
3000	23,9	14,1	30,9	7
3550	27,2	24,1	30,9	3,7
4000	26,6	24,7	28,9	2,3
4500	26,1	24,6	24,9	-1,2
5000	20,5	21,3	20,1	-0,4
5600	17	16,9	24,1	7,1
6000	15,4	16,2	24	8,6
6700	17,5	14,7	21,2	3,7
7100	19,1	15,9	20,9	1,8
7500	17,6	14,7	20,9	3,3
8000	16	14,2	21,4	5,4

appareil testé : **Audeo Yes V**

Fréquences (Hz)	REIG 1 (dB)	REIG 2 (dB)	REIG 3 (dB)	GSS (dB)
250	5,3	5,7	5,9	0,6
500	12,5	11,9	10,8	-1,7
800	13,2	12,1	16,2	3
1000	20,2	20,8	19,5	-0,7
1500	23,8	24	22,6	-1,2
2000	14,8	14,6	14,9	0,1
2500	10	9,8	13,8	3,8
3000	14,4	12,2	17,1	2,7
3550	17,1	5,5	20,1	3
4000	14,3	13	19,7	5,4
4500	11,8	11,9	17,4	5,6
5000	15,5	13,6	19,6	4,1
5600	13,3	12,4	17,8	4,5
6000	12,6	12	16,6	4
6700	12,5	12,1	13,7	1,2
7100	13,4	12,1	12,8	-0,6
7500	14,4	12,7	13,2	-1,2
8000	14,8	13,1	14,3	-0,5