HAL
open science

L'intérêt d'un appareillage haut de gamme ou entrée de gamme dans la compréhension de la parole dans le bruit

Salomé Pinto

To cite this version:

Salomé Pinto. L'intérêt d'un appareillage haut de gamme ou entrée de gamme dans la compréhension de la parole dans le bruit. Médecine humaine et pathologie. 2015. hal-01769129

HAL Id: hal-01769129

https://hal.univ-lorraine.fr/hal-01769129v1

Submitted on 16 Oct 2019

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

UNIVERSITÉ DE LORRAINE

AVERTISSEMENT

Ce document est le fruit d'un long travail approuvé par le jury de soutenance et mis à disposition de l'ensemble de la communauté universitaire élargie.

Il est soumis à la propriété intellectuelle de l'auteur. Ceci implique une obligation de citation et de référencement lors de l'utilisation de ce document.

D'autre part, toute contrefaçon, plagiat, reproduction illicite encourt une poursuite pénale.

Contact : ddoc-memoires-contact@univ-lorraine.fr

LIENS

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 122. 4
Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 335.2- L 335.10
http://www.cfcopies.com/V2/leg/leg_droi.php
http://www.culture.gouv.fr/culture/infos-pratiques/droits/protection.htm

Université de Lorraine
Faculté de Pharmacie

L'INTÉRÊT D'UN APPAREILLAGE HAUT DE GAMME OU ENTRÉE DE GAMME DANS LA COMPRÉHENSION DE LA PAROLE DANS LE BRUIT

Mémoire présenté en vue de l'obtention du diplôme d'Etat d'Audioprothésiste

PINTO Salomé

Année 2015

REMERCIEMENTS

Tout d'abord je souhaiterai remercier mon maitre de stage de troisième année et maître de mémoire : Madame Dominique Pircher. Merci pour sa patience, sa passion pour le métier d'audioprothésiste, sa générosité, son savoir, son organisation et sa pédagogie.

Je tiens également à remercier Monsieur Jean-Marc Darves, directeur du comité scientifique d'Audika, pour m'avoir orienté dans le choix de tests pour mon étude.

Merci à Monsieur Yves Lasry, audioprothésiste D.E et fondateur du logiciel Biosound System, pour m'avoir prêté son logiciel durant la totalité de mon stage. Merci de me l'avoir installé et expliqué soigneusement.

Je tiens à remercier tous les patients qui m'ont permis de réaliser mon étude. Je les remercie de leur patience, de leur gentillesse, de leur générosité et de leur compréhension. Ils ont toujours su être ponctuels, disponibles et sérieux.

Un grand merci à Monsieur Joël Ducourneau, directeur de l'école d'audioprothèse de Nancy pour ces trois années de disponibilité. Je tiens à le remercier pour son dévouement personnel quant au développement de l'école et de la qualité de sa formation. Merci pour sa grande générosité envers moi pour mon étude mais ainsi qu'envers tous mes camarades. Merci de m'avoir soutenu pour mon mémoire et de m'avoir permis d'utiliser le K.E .M.A.R.

Merci également à Madame Sylvie Griffon, d'être la « Maman » de cette magnifique formation. Merci d'avoir toujours été présente pour nous tous, que ce soit pour des raisons scolaires tant que personnelles. Merci pour votre immense amour et générosité.

Je voudrai remercier mes camarades pour ces trois années inoubliables que j'ai passé en leur compagnie à Nancy, merci pour cette belle ambiance et cette entraide.

Enfin, je tiens à remercier David Naparstek, mon fiancé, pour tout son soutient, sa passion pour notre métier et son amour inconditionnel.

TABLE DES MATIERES

INTRODUCTION **1**

PARTIE THEORIQUE **2**

I) LE BRUIT ET LA PAROLE 3
1) Le bruit *3*
a) Définition physique 3
b) Un phénomène subjectif 4
2) La parole *4*

II) LES FACTEURS INTERVENANTS DANS LA COMPREHENSION DE LA PAROLE EN MILIEUX BRUYANTS 9
1) L'effet de masque *10*
2) Les repères utilisés par l'auditeur en situation de « Cocktail Party » *12*
a) Les caractéristiques vocales 12
b) Les fluctuations temporelles 13
c) La localisation spatiale des sources sonores 13
3) Compréhension de la parole en milieu bruyant et presbyacousie *14*
a) La distorsion fréquentielle 14
b) La distorsion d'intensité 15
c) La distorsion temporelle 15
d) Lien entre surdité et SNR 17

III) COMPARAISON ENTRE LES APPAREILS AUDITIFS ENTREE DE GAMME ET HAUT DE GAMME .. 17
1) Le nombre de canaux *17*
2) Le nombre de programmes *18*
3) Le choix de la méthode de présélection *19*
4) Connectivité *19*
5) Traitements du signal *20*

IV) LES SYSTEMES PERMETTANT L'AMELIORATION DE LA COMPREHENSION DE LA PAROLE ET DU CONFORT AUDITIF 21
1) Les différents modes de directionnalité microphonique *21*
a) Le mode omnidirectionnel 22
b) Le mode directionnel fixe 23
c) Le mode directionnel adaptatif 25
2) Les réducteurs de bruits *27*
a) Les réducteurs de bruits de vent 28
b) Les réducteurs de bruits ambiants 29
c) Les réducteurs de bruits impulsionnels 30
3) L'anti larsen *32*
4) La bande passante *35*
5) La communication binaurale *36*

PARTIE EXPERIMENTALE **38**

OBJECTIF ET HYPOTHÈSE DE L'ÉTUDE 39

1/ UTILISATION DU KEMAR **40**

I) MATÉRIEL UTILISÉ 40
II) DISPOSITIF 40

III) DÉROULEMENT DES TESTS 42
1) Placement des aides auditives sur le KEMAR 42
2) Configuration du logiciel de simulation 43
3) Lancement de la liste 1 de Dodelé à l'aide du logiciel Biosound et de l'acquisition n°1 avec aides auditives 43
4) Analyse des résultats obtenus 44
a) Rapport signal/bruit de +6 dB avec les aides auditives entrée de gamme et haut de gamme 44
b) Rapport signal/bruit de +3 dB avec les aides auditives entrée de gamme et haut de gamme 48
c) Rapport signal/bruit de 0 dB avec les aides auditives entrée de gamme et haut de gamme 51
d) Rapport signal/bruit de - 3 dB avec les aides auditives entrée de gamme et haut de gamme 55

2/ ETUDE CLINIQUE 56

I) POPULATION SÉLECTIONNÉE POUR L'ÉTUDE CLINIQUE 56
1) Critères de sélection 56
2) Présentation des patients 57

II) PROTOCOLE D'EXPERIMENTATION 59
1) Technique d'appareillage 59
2) Matériel utilisé 60
a) Les appareils entrée de gamme et haut de gamme de chez Oticon 60
b) Le test d'Audiométrie Verbo-fréquentielle dans le Bruit (AV_fB) de Dodelé 61
c) Le logiciel Biosound System 62
3) Les tests réalisés 63
4) Questionnaire 65

III) RÉSULTATS, INTERPRÉTATIONS ET CRITIQUE DE L'ÉTUDE 67
1) Analyse de la population étudiée 67
2) Résultats des tests et interprétations 67
a) Comparaison des résultats obtenus, au test AV_fB de Dodelé avec les appareils EDG et HDG, pour chaque rapport signal/bruit (SNR) 69
b) Comparaison des résultats obtenus, au test AV_fB de Dodelé avec les appareils EDG et HDG, pour les SNR de +9 à +3 dB en fonction du degré de perte auditive. 74
c) Comparaison des résultats obtenus, au test AV_fB de Dodelé avec les appareils EDG et HDG, pour les SNR de 0 à -6 dB en fonction du degré de perte auditive. 76
3) Etude du questionnaire 78
4) Critique de l'étude 79

CONCLUSION 81
BIBLIOGRAPHIE 82
ANNEXES 88

INTRODUCTION

Avec le temps, et avec l'âge, les problèmes de déficience auditive apparaissent, dû au vieillissement naturel de l'oreille.

La presbyacousie (perte d'audition liée à l'âge) accentuée par un monde qui devient de plus en plus bruyant est un obstacle à la communication.

En effet, les personnes malentendantes ont tendance à se replier sur elles-mêmes lorsqu'il s'agit de discuter en réunion, et ceci un enjeu majeur pour l'audioprothésiste.

Lors de mes différents stages en laboratoire d'audioprothèse, j'ai constaté une gêne récurrente. Tous les patients ont à un moment évoqué les gênes qu'ils rencontrent lorsqu'il s'agit de comprendre la parole et notamment dans le bruit. Il m'a parut évident de traiter ce sujet.

Quasiment tous les patients ont déjà dit : « j'entend mais je ne comprend pas ».

Si j'ai pu constaté que certains étaient réticents dans le port d'appareils auditifs, j'ai trouvé qu'en général les personnes malentendantes étaient prêtes à « franchir » le pas si l'audioprothésiste pouvait leur donner une nette amélioration en terme de compréhension, dans le calme mais surtout dans le bruit.

Le rôle de l'audioprothésiste est donc d'orienter le patient vers l'appareil auditif qui lui convient le mieux.

C'est pour les personnes présentant des problèmes de compréhension dans le bruit que l'audioprothésiste proposera des appareils avec les meilleurs traitements du signal acoustique. Parmi ces traitements, nous distinguons les réducteurs de bruit, les microphones directionnels…

L'évolution technologique qu'a connue l'audioprothèse est conséquente, et cette évolution a permis de développer ces systèmes qui auparavant n'existaient pas. Et aujourd'hui l'audioprothésiste possède des outils qui peuvent, nous verrons dans quelles mesures, améliorer la compréhension de la parole dans le bruit.

L'objectif de mon mémoire est donc de savoir si les systèmes sophistiqués que nous trouvons dans les appareils haut de gamme montrent une différence significative dans l'intelligibilité en milieu bruyant en comparaison avec les appareils d'entrée de gamme.

Nous réaliserons dans un premier temps une partie théorique où nous développerons les différents aspects de la compréhension de la parole avec et sans bruit ainsi que les traitements du signal, et nous présenterons une partie expérimentale réalisée à l'aide du K.E.M.A.R. puis avec 20 patients à qui nous ferons passer différents tests de compréhension dans le bruit.

PARTIE THÉORIQUE

Afin de traiter notre sujet, concernant la compréhension de la parole dans le bruit avec différentes gammes de technologie, il est nécessaire de définir ce qu'est le bruit et la parole, d'expliquer les différents facteurs pouvant intervenir dans la compréhension de la parole en milieux bruyants et enfin de comparer les différents traitements du signal disponibles dans les appareils entrée de gamme et haut de gamme.

I) LE BRUIT ET LA PAROLE

1) Le bruit

a) Définition physique

Le bruit est un phénomène physique d'origine mécanique consistant en une variation de pression, de vitesse vibratoire ou de densité du fluide, qui se propage en modifiant progressivement l'état de chaque élément du milieu considéré, donnant ainsi naissance à une onde acoustique. **[1]**

Le bruit est caractérisé par son intensité, sa fréquence et sa durée.

L'intensité du bruit

Elle équivaut au volume sonore et se mesure en décibels à l'aide d'un sonomètre.

Pour quantifier le niveau réellement ressenti par l'oreille, c'est à dire la pression de l'air exercée sur l'oreille, on utilise un décibel physiologique appelé le décibel A, dB (A) **[2]**. 0 dB (A) correspond au seuil d'audibilité et 120 dB (A) au seuil de la douleur.

Il faut savoir que les niveaux sonores ne sont pas cumulables. En effet lorsqu'on additionne deux sources sonores, on ne multiplie pas le niveau sonore par deux mais on rajoute simplement 3 dB à la première source sonore. Cette règle est tirée de la formule logarithmique suivante :

$$L = 10 \log (I / I_0)$$

L étant le niveau sonore,
I, l'intensité de la source sonore et
I_0, l'intensité de référence fixée à 1.10^{-12} W/m^2
Exemple : 1 tronçonneuse = 90 dB(A), 2 tronçonneuses = 93 dB(A).

De plus, si l'intensité d'un signal sonore est très supérieure à celle d'un autre son, celui-ci peut ne pas être perçu.

La fréquence du bruit

Elle représente le nombre d'oscillations par seconde et se mesure en Hertz (Hz).

Plus les variations seront lentes, plus les fréquences seront faibles et plus le bruit sera grave. Ainsi, si les variations sont rapides, les fréquences sont élevées et le bruit est alors plus aigu.

Les fréquences audibles par l'oreille humaine sont comprises entre 20 Hz (très grave) et 20 000 Hz (très aigu). L'oreille humaine reste, tout de même incapable, de percevoir les infrasons (fréquences en dessous de 20 Hz) et les ultrasons (fréquences au dessus de 20 000 Hz) **[2] [3]**.

La durée du bruit

Elle correspond au temps de production de la source sonore et se mesure en secondes (s). Elle varie d'un bruit à un autre. Cette caractéristique est fondamentale pour le ressenti du bruit. En effet plus le bruit sera long, plus il sera gênant ; d'autant plus si son intensité est élevée **[2] [3]**.

b) Un phénomène subjectif

Selon la norme NFS 30001, le bruit est un «phénomène acoustique produisant une sensation auditive considérée comme désagréable ou gênante».

En effet, la perception du bruit est subjective, elle varie selon :

- *La personne* : d'un individu à l'autre, un niveau sonore peut être perçu différemment mais également la fréquence du signal sonore. De plus, une musique « classique », par exemple, peut être agréable pour une personne comme gênante pour une autre.
- *Le lieu* : une chanson, à un certain niveau sonore pourra être ressentie trop « forte » dans un appartement mais tout à fait appréciée lors d'un concert.
- *Le moment* : au moment du réveil, une sonnerie pourra être perçue trop bruyante voire désagréable, alors que celle-ci sera tolérée en milieu de journée **[4]**.

D'autres facteurs sont également à prendre en compte : la répétitivité du bruit, sa continuité, mais aussi l'impuissance à contrôler ce bruit **[4]**.

2) La parole

La parole est un ensemble de sons périodiques ou non. On définit plusieurs types de sons :

- Les voyelles : produites uniquement avec une source périodique intense.
- Les consonnes non voisées (sourdes) / p,t,k,f,s,S/ : produites uniquement avec une source de bruit.

- Les consonnes voisées (sonores) / b,d,g,v,z,Z/ : produites avec une source de périodicité et une source de bruit.
- Les consonnes vocaliques : produites avec une source de périodicité intense et une source de bruit faible. **[5]**

Il existe trois types de représentations des signaux de la parole : le signal temporel, le spectre et le spectrogramme.

Le signal temporel permet de modéliser l'amplitude d'un son en fonction du temps. Les sons périodiques correspondent à la répétition d'un même mouvement. **[5]** On distingue :

- *Les sons purs* : correspondants à un mouvement vibratoire simple, représentés par une sinusoïde

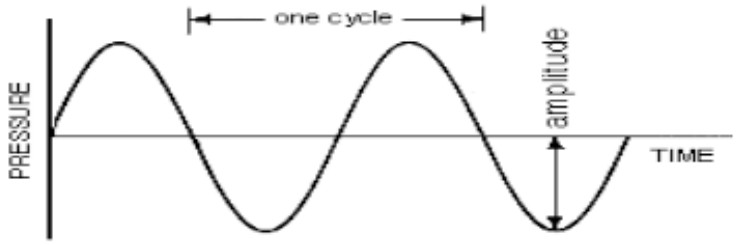


Figure 1 : Signal temporel d'un son pur 5 [Bonneau A., Cours de phonétique, D.E. d'Audioprothésiste 2ème année, Nancy, 2013]

- *Les sons périodiques complexes* : correspondants à la somme de plusieurs sinusoïdes

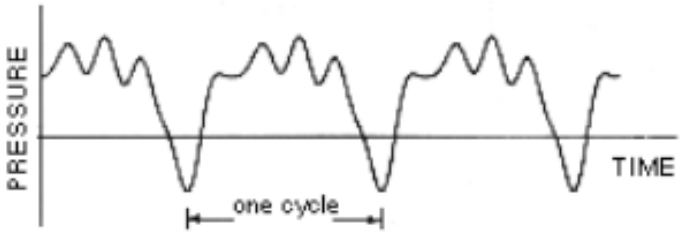


Figure 2 : Signal temporel d'un son périodique complexe [Bonneau A., Cours de phonétique, D.E. d'Audioprothésiste 2ème année, Nancy, 2013]

`

- *Les sons non périodiques* : correspondants aux bruits, ne présentent pas de répétition d'un même mouvement.

Figure 3 : Signal temporel d'un son non périodique [Bonneau A., Cours de phonétique, D.E. d'Audioprothésiste 2ème année, Nancy, 2013]

En parole, nous avons une alternance de signaux périodiques, de bruits, de signaux à la fois périodiques et bruités et de silences.

Le spectre correspond à l'image d'un son à un instant « t ». Il met en évidence l'amplitude du son en fonction de sa fréquence. **[5]**
Il est surtout intéressant pour l'identification des sons et tout particulièrement des voyelles.

Il existe un lien entre amplitude et étendue fréquentielle. L'amplitude des harmoniques décroit en fonction de leur fréquence.

En effet, les sons ayant une structure périodique faible, n'ont que quelques harmoniques visibles (en bas du spectre). Et les sons dotés d'une structure périodique ample possèdent de nombreuses harmoniques, couvrant une grande étendue fréquentielle.

Représentation spectrale de sons périodiques : spectre de raies

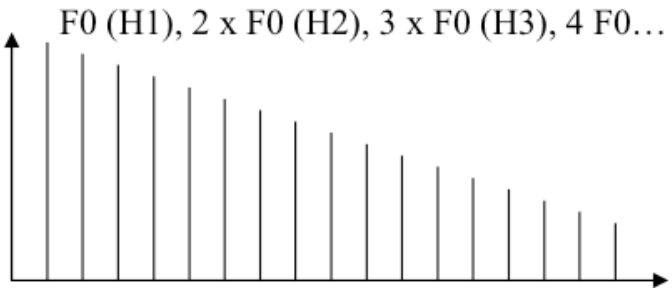


Figure 4 : Spectre de sons périodiques [Bonneau A., Cours de phonétique, D.E. d'Audioprothésiste 2ème année, Nancy, 2013]

Représentation spectrale de bruits : il n'y a pas d'harmoniques, excitation de toutes les fréquences d'une région du spectre.

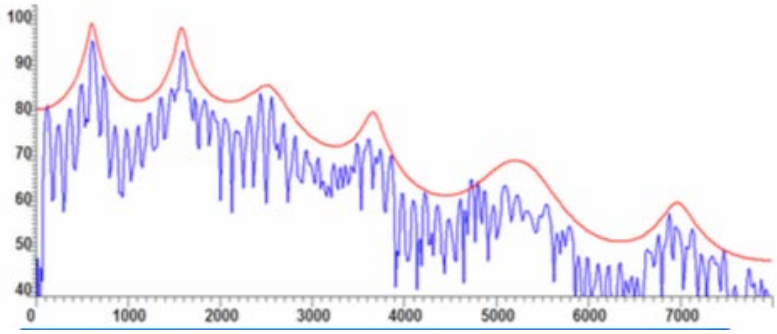


Figure 5 : Spectre de bruit [Bonneau A., Cours de phonétique, D.E. d'Audioprothésiste 2ème année, Nancy, 2013]

Représentation spectrale de la parole : présence d'harmoniques et/ou bruit.

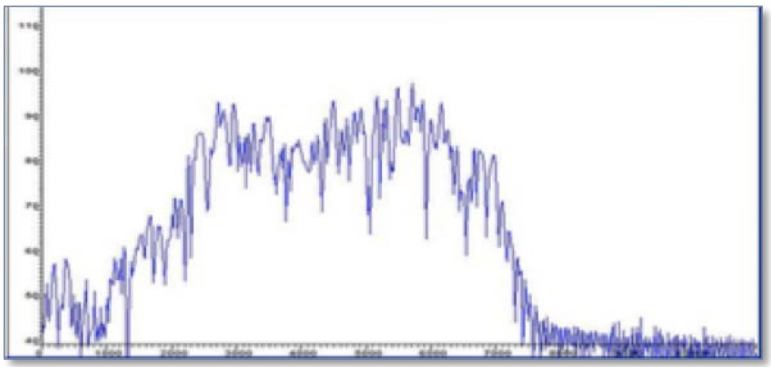


Figure 6 : Spectre de la parole [Bonneau A., Cours de phonétique, D.E. d'Audioprothésiste 2ème année, Nancy, 2013]

Le spectrogramme, quant à lui, représente les variations de l'amplitude en fonction de la fréquence et du temps. Il permet donc de visualiser l'évolution de l'énergie dans l'échelle des fréquences en fonction du temps. **[6]**

- L'axe des abscisses représente l'axe des temps
- L'axe des ordonnées représente l'axe des fréquences
- Les zones de noirceur correspondent à des zones de concentration d'énergie.

Plus le degré de noirceur est important, plus l'énergie est forte. Nous allons pouvoir déterminer la périodicité d'un son et sa structure harmonique.

Il existe deux types de spectrogrammes :

- *Le spectrogramme bande étroite* : observation des harmoniques des sons périodiques. Analyse du signal avec des filtres d'environ 45 Hz. (A)
- *Le spectrogramme bande large* : observation des formants et leur évolution. Analyse du signal avec des filtres d'environ 300 Hz. (B)

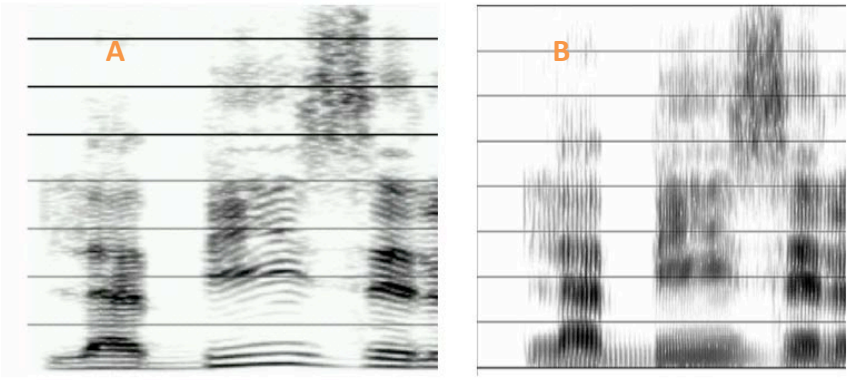


Figure 7 : Spectrogramme bande étroite (A) et spectrogramme bande large (B) [Bonneau A., Cours de phonétique, D.E. d'Audioprothésiste 2ème année, Nancy, 2013]

Nous utilisons d'avantage le spectrogramme bande large, car il permet de séparer le bruit et le signal périodique avec plus de précision.

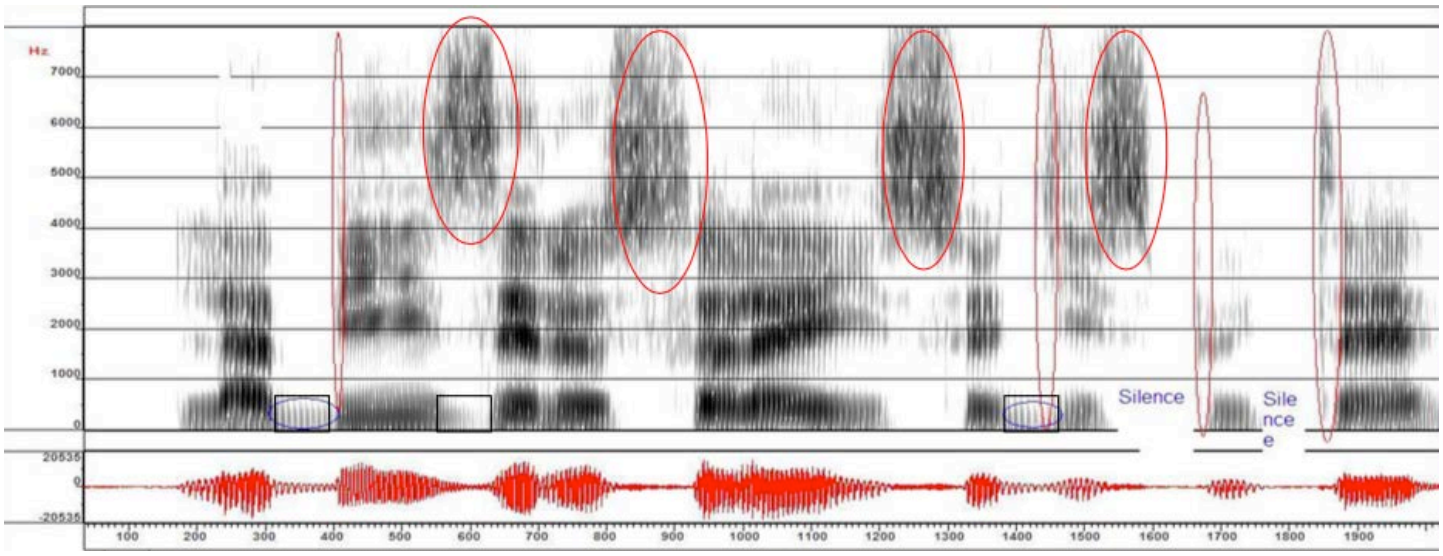


Figure 8 : Exemple de spectrogramme bande large [Bonneau A., Cours de phonétique, D.E. d'Audioprothésiste 2ème année, Nancy, 2013]

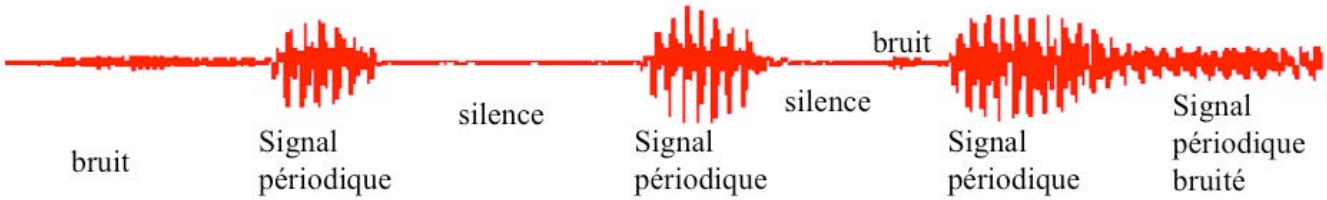


Figure 9 : Interprétation des signaux sur un spectrogramme bande large [Bonneau A., Cours de phonétique, D.E. d'Audioprothésiste 2ème année, Nancy, 2013]

Grace à cette analyse tridimensionnelle, nous allons pouvoir distinguer tous types de consonnes : les occlusives, les fricatives, les vocaliques mais aussi les voyelles.
Voici la correspondance entre les signaux et les sons **[7]**:

- Signal périodique ample et non bruité : voyelles
- Signal périodique ample et faiblement bruité : consonnes vocaliques
- Signal périodique faible suivi d'un bruit bref : consonnes occlusives voisées
- Signal périodique faible continu : consonnes fricatives voisées
- Pas de signal périodique et bruit fort continu : consonnes fricatives non voisées
- Pas de signal périodique : une phase de silence puis un bruit bref : consonnes occlusives non voisées.

II) LES FACTEURS INTERVENANTS DANS LA COMPREHENSION DE LA PAROLE EN MILIEUX BRUYANTS

Il faut savoir que la parole est très rarement perçue dans les conditions optimales requises.
En effet, les signaux de la parole sont souvent accompagnés de parasites, que cela soit d'un point de vue phonétique, comme les accents pour les étrangers, ou bien d'un point de vue bruyant, bruits de travaux ou plusieurs voix en même temps, par exemple.

Même dans ces conditions, peu favorables à une bonne compréhension, le système cognitif de l'homme est capable de se focaliser sur le message auditif qui l'intéresse et d'extraire les informations nécessaires à la bonne compréhension de ce dernier. **[9]**

Ce phénomène est appelé « Cocktail Party » et est décrit par M. Edward Colin Cherry en 1953. Cherry était un scientifique britannique spécialisé sur le système cognitif. Bon nombre de ses études ont été focalisé sur l'attention, la compréhension et la perception de la parole. Mais son travail emblématique réalisé en 1953 portait sur la compréhension de la parole dans le bruit avec pour spécificité le problème du « Cocktail party ». Son travail fut de

comprendre comment se focaliser sur une discussion au milieu de tant d'autres, dans une pièce bruyante. Il a alors réalisé de nombreux tests. **[10] [11]**

Une première série d'expériences est basée sur la perception de la parole lorsque deux flux de parole sont présentés simultanément aux participants. Le résultat montre que la quasi-totalité des participants réussit à différencier les deux messages.

Une deuxième série d'expériences est également basée sur la perception de la parole, mais cette fois ci, lorsque deux messages différents sont émis sur chaque oreille. Les résultats montrent encore que les participants ont la capacité de se focaliser sur le message auditif le plus intéressant des deux.

Depuis les expériences de Cherry, de nombreuses études ont été porté sur les différents mécanismes qui nous permettent de percevoir et de comprendre le message auditif qui nous est adressé.

En effet, le message auditif à percevoir, va être confronté aux bruits du milieu environnant. C'est ce qu'on appelle l'effet de masque ou masquage. Le système auditif va donc devoir éliminer les bruits parasites et se focaliser sur les informations auditives qui l'intéressent **[11]**.

Deux processus sont importants en situation de « Cocktail Party » **[12]**.

Le premier est la séparation des flux. En effet, dans une scène auditive, les signaux vocaux vont se mélanger et ne former plus qu'un seul signal vocal. Le système auditif va alors devoir extraire les informations importantes et séparer chaque source en source individuelle.

Le second processus est la capacité à se focaliser sur une seule source sonore en ignorant les autres et à orienter son attention.

Nous allons donc étudier les mécanismes perceptifs en situation de « Cocktail Party ».

1) L'effet de masque

Il est important, dans un premier temps, de distinguer les deux types de masquages qui existent : le masquage énergétique et le masquage informationnel.
Ces masquages ont été définis, en 2001, par Douglas Brungart, Brian Simpson, Mark Ericson et Kimberly Scott, chercheurs pour le laboratoire « Air Force Research Laboratory », dans l'Ohio aux USA. **[11] [12] [17]**

Le masquage énergétique apparaît lorsqu'un bruit dont les compositions, spectrale et temporelle, sont similaires au signal vocal étudié. Le masquage dépend de plusieurs facteurs : de la composition du masqueur, de la cible, et du rapport signal sur bruit (SNR). Plus le SNR diminue plus le masquage augmente et donc plus l'intelligibilité diminue. **[13] [15] [17]**

Une étude a été menée par R.L. Wegel et C.E. Lane en 1924 sur l'action de sons purs sur d'autres sons purs. Cette étude a montré que l'effet de masque est maximal pour les fréquences proches du son masquant, qu'il est presque nul quand le niveau du masque est faible, et qu'il croit plus vite que l'intensité du son masquant. **[16]**
L'étude a également montré que les basses fréquences sont les plus masquantes et que les hautes fréquences sont les plus masquées.

Le masquage informationnel est un tout autre masquage puisque le masque possède la même composition que le signal. Le signal étant la parole, le bruit que représente le masque est aussi de la parole. Dans cette situation précise la parole est masquée par de la parole, et ce sont les informations linguistiques qui vont rentrer en jeu, telles que informations phonétiques, lexicales et sémantiques. **[12] [17]**

Une étude a été réalisée par Kristin J. Van Engen et Ann R. Bradlow en 2007 sur les interférences linguistiques qui peuvent être produites par le masquage informationnel.
Ils ont testé l'intelligibilité de la parole présentée en masquant avec un cocktail de langues similaires et étrangères. **[18]**

Les résultats ont montré qu'avec un masque composé de 6 voix, quelque soit la langue utilisée, l'intelligibilité est réduite. Alors que si le masqueur était composé de deux voix seulement, l'intelligibilité était plus faible quand les voix étaient de langues étrangères.
On comprend d'après cette étude que les bruits de fond, composés d'éléments linguistiques, sont plus masquants que les bruits large bande.

Ces résultats confirment les travaux réalisés par Simpson et Cook en 2005. Ils avaient montré que le bruit « Cocktail Party » était plus masquant qu'un bruit au spectre identique de la parole. **[14] [19]**

Dans leur étude ils ont mesuré des scores d'identification de consonnes présentées contre un bruit de parole. L'étude a montré que le masque était plus important lorsqu'il y avait de la parole que lorsque le masque était composé de bruits modulés en amplitude. Pour le bruit de parole naturelle, l'intelligibilité obtenue était en fonction du nombre de voix contenues dans le masqueur. Et ils ont constaté cela jusqu'à une valeur de 8 voix puis une légère amélioration est montrée entre 8 et 132 voix. **[11] [19]**

2) Les repères utilisés par l'auditeur en situation de « Cocktail Party »

Il existe de nombreux repères pouvant être utilisés par l'auditeur afin de résoudre les problèmes du « Cocktail Party ».
En effet, l'auditeur peut utiliser :

- les caractéristiques vocales
- les fluctuations temporelles
- la localisation spatiale des sources sonores **[20]**

a) Les caractéristiques vocales

Grace aux caractéristiques vocales, il est possible d'analyser et de séparer les flux sonores des voix cibles et des voix concurrentes.

Comme mentionné précédemment, Brungart s'est intéressé, en 2001, à l'incidence de l'effet de masque sur la compréhension de la parole dans le bruit.

Parmi ses études, il a montré que l'intelligibilité de la parole est meilleure lorsque le signal cible et le masquage appartiennent aux sexes opposés. En fonction du genre des voix, il serait donc plus facile d'analyser un signal vocal si le masquage appartient au genre opposé. **[21]**

En s'appuyant sur cette théorie, d'autres études ont été réalisées afin de comprendre les propriétés de chaque genre de voix et d'examiner leurs effets individuels sur l'intelligibilité de la parole.

De nombreux indices sont impliqués dans le genre de la voix comme par exemple, la fréquence fondamentale f_0 et la longueur du tractus vocal.
Il a été démontré que les hommes ont une fréquence fondamentale plus basse et un tractus vocal long que les femmes.

En 2003, Brungart et Simpson ont montré que l'intelligibilité de la voix cible serait nettement améliorée si la différence de f_0, entre la voix cible et la voix concurrente, était de deux demi-tons ; mais également si les tractus vocaux étaient différents, avec un ratio de 1,08.
Enfin la combinaison de ces deux indices améliorerait significativement l'intelligibilité de la parole dans le bruit. **[22]**

Ces études montrent donc que l'intelligibilité de la parole en présence de parole concurrente (« Cocktail Party ») est fortement dépendante des indices permettant la caractérisation des voix.

b) Les fluctuations temporelles

Il est important de noter que tout signal vocal présente, au cours du temps, des variations d'amplitude. Ces variations se présentent sous deux formes : l'enveloppe temporelle qui contient les variations lentes du signal vocal et la structure temporelle fine qui, elle, contient les variations rapides du signal.

D'après une étude de P.A. Howard-Jones et S. Rosen en 1993, il semblerait que les variations lentes du masquage entraîneraient des « vides » dans le signal, ce qui permettrait au signal de la parole cible de prendre le dessus sur le signal concurrent (le bruit). En d'autre terme, le rapport signal/bruit (SNR) augmenterait, ce qui provoquerait un « démasquage » du signal cible. **[23]**

Ainsi, d'après ces auteurs, un mot qui serait présenté dans un bruit stationnaire serait moins bien perçu qu'un bruit présenté dans un bruit modulé en amplitude.

Concernant l'enveloppe temporelle, ils ont démontré que plus la profondeur de la modulation d'amplitude est importante, plus le démasquage est important.

Enfin, pour la structure temporelle fine, Christian Lorenzi et al. ont démontré, en 2006, que cette dernière agirait en signalant la présence du signal de parole à l'intérieur des « vides ». **[24]**

c) La localisation spatiale des sources sonores

La localisation spatiale est un repère important en situation « Cocktail Party ». En effet, il permet de localiser le signal cible et le masquage dans l'espace. Ainsi s'ils sont séparés dans l'espace, il sera facile de percevoir distinctement la cible et le masque.

La localisation spatiale utilise les différences interaurales de temps, ITD, et les différences interaurales d'intensité, ILD. **[25]**

D'après Freyman et al., en 1999, les ITD correspondent à la différence, dans le temps d'arrivée, du son entre les deux oreilles et les ILD résultent de la différence d'intensité lorsque le son atteint les deux oreilles. Enfin, ces différences sont traitées, d'après Freyman et al., dans le complexe olivaire supérieur. **[26]**

De plus, il faut savoir que la localisation spatiale des sons basses fréquences est traitée principalement par les ITD et la localisation spatiale des sons hautes fréquences par les ILD.

Ainsi, en situation de compréhension de la parole dans le bruit, la localisation spatiale des sources sonores va permettre d'améliorer l'intelligibilité de la parole en créant un « démasquage spatial ». **[27]**

3) Compréhension de la parole en milieu bruyant et presbyacousie

Il est important de comprendre, dans un premier temps, qu'une personne atteinte de surdité liée au vieillissement naturel de l'oreille aura plus de difficultés à percevoir un signal de parole qu'un normoentendant, et ce d'autant plus en milieu bruyant.
En effet, la perte d'audition va entrainer des distorsions qui vont rendre le discours faussé voire inaudible.

C. Lorenzi, X. Debrouille, M. Ardoint et M. Husson ont réalisé une étude en 2006, dans laquelle ils mettent en relief l'effet d'une lésion cochléaire sur le « démasquage » de la parole en milieu bruyant. **[28]**
Ils ont donc démontré que de nombreuses distorsions pouvaient rendre le décodage de la structure fine difficile. C'est donc pour cette raison que l'intelligibilité de la parole dans le bruit est compromise.

Nous allons donc décrire, dans la suite de ce mémoire, les différentes distorsions qui peuvent causer une mauvaise intelligibilité de la parole dans le bruit. Pour finir, nous rappellerons le lien entre la surdité et le rapport signal/bruit (SNR).

a) La distorsion fréquentielle

La presbyacousie, surdité de perception endocochléaire, se caractérise par une perte de cellules ciliées, au niveau de l'organe de Corti, dans la cochlée.
Cette lésion au niveau des cellules ciliées entraine alors une baisse de la sélectivité fréquentielle.

En effet, les cellules ciliées reproduisent la tonotopie de la membrane basilaire, en l'affinant et en la précisant. Cette tonotopie est responsable de la sélectivité et de la sensibilité en fréquence de l'oreille. Ainsi en perdant en sélectivité fréquentielle, le malentendant perdra en compréhension dans le bruit. **[29]**

b) La distorsion d'intensité

Ce phénomène se caractérise par le « recrutement », terme créé par les travaux de Fowler en 1936 et de Steinberg & Gardner en 1937, présent chez un bon nombre de personnes atteintes de surdité perceptionnelle.

Le recrutement se défini par l'accroissement anormal de sonie, sensation d'intensité sonore, sans pour autant que le signal sonore émis augmente de la même façon. Ainsi la cochlée ne fonctionne plus de manière logarithmique. **[30]**

Il est aussi dû à un dysfonctionnement au niveau des cellules ciliées externes (CCE). En effet, ces dernières ont un rôle important dans la sonie. Elles sont capables d'amplifier les sons faibles et d'atténuer les sons forts. Ainsi, en étant affectées, les CCE ne pourront pas remplir leur rôle initial, d'où le phénomène de recrutement.

c) La distorsion temporelle

La mesure de la résolution temporelle permet de mettre en évidence la capacité du système auditif à analyser la structure temporelle fine d'un signal vocal. Ainsi, cette mesure permet de mettre en évidence les troubles rencontrés pour comprendre la parole. **[31]**

Le malentendant, atteint de surdité perceptionnelle endocochléaire, analyse moins vite le phénomène d'interruption/reprise du stimulus, entrainant alors un phénomène continuité du signal. Ceci est du à la détérioration de la résolution temporelle.

Ainsi nous pouvons analyser les conséquences de ce phénomène par un signal composé de deux phonèmes, séparés d'une pause.

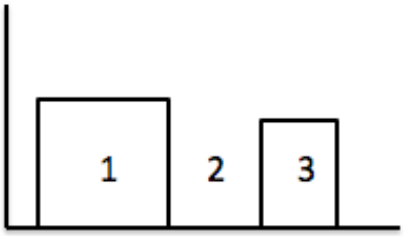


Figure 10 : Schématisation d'un signal composé de deux phonèmes (1 et 3) séparés d'une pause (2)

Voici la sensation de ce signal, ressenti par le normoentendant :

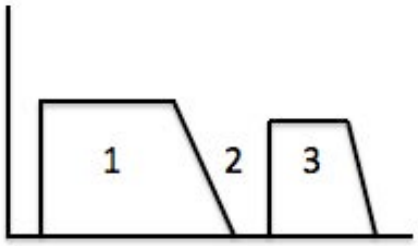


Figure 11 : Schématisation de ce signal ressenti par le normoentendant

A présent, voici le signal ressenti par le malentendant :

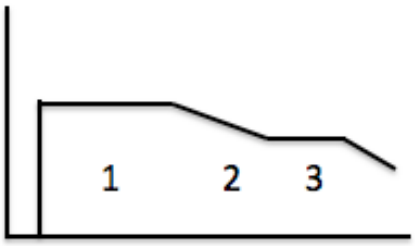


Figure 12 : Schématisation de ce signal ressenti par le malentendant

Nous constatons donc que la sensation provoquée par le premier phonème perdure, ce qui entraine un masquage de la pause entre ces deux phonèmes.

La détérioration de la résolution temporelle va donc entrainer des confusions phonétiques.

Pour conclure, si nous associons la baisse de sélectivité fréquentielle, le recrutement et la détérioration de la résolution temporelle, nous comprenons très vite l'ampleur des difficultés rencontrées par les malentendants dans la compréhension de la parole dans le bruit.

d) Lien entre surdité et SNR

En 1997, Killion a établi un lien entre le degré de surdité et le SNR nécessaire pour obtenir 50% d'intelligibilité. Voici le tableau reflétant cette relation. **[32]**

Degré de surdité en dB HL	SNR en dB SPL nécessaire pour obtenir 50% d'intelligibilité
30 dB HL	+ 4 dB
40 dB HL	+ 5 dB
50 dB HL	+ 6 dB
60 dB HL	+ 7 dB
70 dB HL	+ 9 dB
80 dB HL	+ 12 dB
90 dB HL	+ 18 dB

Tableau 1 : Relation entre degré de surdité et SNR

III) COMPARAISON ENTRE LES APPAREILS AUDITIFS ENTREE DE GAMME ET HAUT DE GAMME

Il existe de nombreux types d'aides auditives : l'intra-auriculaire, le contour d'oreille, le RITE,… mais également plusieurs « gammes de technologie » d'appareils auditifs. Il faut bien comprendre que ce n'est pas la forme de l'appareil qui rend compte de la performance mais plutôt les traitements du signal qui sont appliqués dans l'aide auditive.

En effet, il nous est possible d'avoir un intra-auriculaire très discret avec très peu de traitements du signal et en parallèle un contour d'oreille nettement plus performant.

Nous allons donc énumérer les différences que l'on peut retrouver entre un appareil auditif entrée de gamme et un appareil auditif haut de gamme.

1) Le nombre de canaux

La première différence entre ces deux types de gammes de technologie est le nombre de canaux. Les canaux permettent tout simplement de scinder la bande passante d'un appareil auditif en plusieurs bandes fréquentielles. On distingue plusieurs types de canaux :

Les canaux « de réglages »

Il sont accessibles à l'audioprothésiste et permettent la gestion, plus ou moins, indépendante du gain sur chaque bande de fréquence.

Selon le fabricant, ils sont de 4 à 6 pour un appareil auditif entrée de gamme et jusqu'à 22 pour une aide auditive haut de gamme. **[33]**

Les canaux « de traitement »

Ces canaux ne sont pas accessibles par l'audioprothésiste. Ils sont utilisés par les traitements du signal que disposent l'aide auditive comme les réducteurs de bruits, la directionnalité microphonique et les systèmes anti-larsen.

Certains fabricants ne divulguent pas leur nombre mais pour certains, on retrouve près de 50 canaux de traitement. **[34]**

Les canaux « de compression d'entrée »

Ce type de canaux permet de régler les différents paramètres de compression à savoir le seuil d'enclenchement de la compression mais également les temps d'attaque et de retour de la compression.

Le nombre de canaux varie selon la gamme de technologie choisie. Ce nombre sera plus important pour une gamme de technologie élevée.

2) Le nombre de programmes

Les programmes, dans les aides auditives, permettent de régler les appareils auditifs en fonction de chaque situation sonore.

En effet, il est possible dans certains appareils, d'activer un programme personnalisé pour une situation bruyante ou non. En général, les situations les plus utilisées sont : « au restaurant », « en réunion », pour la télévision…

Pour un appareil auditif entrée de gamme, l'audioprothésiste pourra activer seulement 1 à 3 programmes selon le fabricant alors que pour un appareil auditif haut de gamme, il pourra en activer jusqu'à 7.

3) Le choix de la méthode de présélection

La méthode de présélection des aides auditives permet de déterminer l'amplification de l'aide auditive à partir du seuil d'audition du malentendant.

Cette méthodologie d'adaptation permet d'optimiser la qualité sonore, l'intelligibilité de la parole et le confort auditif.

Aujourd'hui, chaque méthode de présélection utilisent des systèmes permettant de calculer avec précision, les cibles d'amplification de l'aide auditive en tenant compte des différents niveaux d'entrée, des paramètres de compression à savoir, les seuils d'enclenchement, les rapports de compression et les temps d'attaque et de retour.

A présent, chaque fabricant, a réussi à créer sa propre méthodologie d'appareillage en se basant sur leurs connaissances techniques et audiologiques.

Selon la gamme de technologie choisie, le choix de la méthode de présélection sera plus ou moins restreint. En effet, pour un appareil auditif entrée de gamme, l'audioprothésiste disposera seulement d'un ou deux choix de méthodologie d'adaptation, contre 5 pour un appareil auditif haut de gamme.

4) Connectivité

Cette fonctionnalité connaît un grand succès depuis sa sortie. En effet, il est désormais possible d'utiliser ses aides auditives sous plusieurs fonctions.

Les fabricants ont réussi à créer de vrais appareils hi-tech. Il est désormais possible d'utiliser ses aides auditives, à l'aide d'une télécommande, pour répondre au téléphone (fixe, mobile ou de bureau), écouter de la musique, écouter la télévision mais également se connecter à son ordinateur afin de pouvoir utiliser des applications de communication et passer des appels vidéo.

Il existe d'autres fonctionnalités comme la boucle d'induction, qui permet désormais une connexion facile dans de nombreux espaces équipés de ce système (théâtre, musée,…).

Il est également possible d'utiliser un microphone, pour faciliter l'entente dans des environnements d'écoute difficiles.

Enfin, il est possible d'utiliser le système FM, grâce à la télécommande, même avec un appareil trop petit pour accueillir un récepteur FM.

Cette fonctionnalité n'est pas disponible pour les appareils auditifs entrée de gamme.

5) Traitements du signal

C'est dans cette partie que nous allons rencontrer les plus grandes différences entre les appareils auditifs entrée de gamme et les appareils auditifs haut de gamme.

En effet, ce sont les différents traitements du signal qui vont rendre une aide auditive plus performante qu'une autre.

Les principaux objectifs du traitement du signal sont les suivants :

- L'audibilité du son
- La compréhension de la parole en situations d'écoutes difficiles
- Le confort auditif

L'audibilité du son

La surdité empêche l'audibilité de certains sons. Ainsi, certaines personnes atteintes de surdité pourront entendre que quelqu'un parle mais ne pas comprendre ce qu'il dit et d'autant plus dans un milieu environnant bruyant. **[35]**

Un des objectifs du traitement du signal est donc de redonner la compréhension du malentendant en faisant en sorte que le signal se situe au sein de la gamme dynamique du malentendant porteur d'aide auditive. Il est donc nécessaire de fournir le maximum d'informations sur la zone fréquentielle conversationnelle mais également sur la zone la plus atteinte.

La compréhension de la parole en situations d'écoute difficiles

J'ai pu constater que la plupart des personnes malentendantes présentent des difficultés de compréhension en milieux bruyants.

En effet, il suffit que le bruit de fond soit trop important pour que la personne malentendante soit gênée et se plaigne de problèmes de compréhension.

L'objectif de l'aide auditive est donc d'apporter une qualité sonore optimale, maximale sur la zone fréquentielle conversationnelle, tout en réduisant le bruit de fond.

Il existe donc plusieurs traitements du signal permettant de répondre à cette problématique, comme les microphones directionnels, les réducteurs de bruit… **[36]**

Ces traitements du signal seront développés dans la partie qui suit.

Le confort auditif

Il est capital de privilégier le confort auditif avant toute chose. En effet, lors des premières semaines d'adaptation aux aides auditives, les personnes se plaignent de certains sons forts, notamment, le tintement des couverts et de la vaisselle, le bruit de la chasse d'eau, les claquements de portes etc.

Il est donc important de minimiser ces sons forts pour que la personne appareillée puisse apprécier son expérience d'écoute et accepter son aide auditive. Ainsi, il faudra réduire le gain de l'appareil auditif pour ne pas que l'aide auditivite atteigne des niveaux sonores au dessus du champ auditif confortable du malentendant porteur d'aide auditive. **[36]**

IV) LES SYSTEMES PERMETTANT L'AMELIORATION DE LA COMPREHENSION DE LA PAROLE ET DU CONFORT AUDITIF

Il existe de nombreux systèmes dotés d'algorithmes permettant d'améliorer l'intelligibilité de la parole et le confort auditif dans le silence mais également en milieux bruyants.

C'est donc dans cette partie, que nous allons constater les plus grandes différences en terme de traitement du signal, entre les appareils auditifs entrée de gamme et les appareils auditifs haut de gamme.

Pour chaque traitement, un rappel sera fait sur les systèmes proposés par Oticon, fabricant avec lequel j'ai travaillé pour réaliser ma partie expérimentale.

1) Les différents modes de directionnalité microphonique

La directionnalité microphonique a pour but de se focaliser sur le signal sonore utile pour le patient, tout en réduisant le bruit environnant provenant d'autres azimuts.

La directivité microphonique correspond à la sensibilité de la source sonore par rapport à sa direction et à son angle directionnel.

En effet la directivité est la manière dont le son est capté par le microphone. Ainsi en fonction de la position du locuteur, le porteur d'aides auditives pourra choisir le mode de directionnalité microphonique préconisé pour telle ou telle situation d'écoute ou pourra utiliser le mode automatique.

De nombreux modes de directivité microphonique sont disponibles sur les aides auditives selon la gamme de technologie à laquelle elles appartiennent, mais les plus importants sont les microphones omnidirectionnels et directionnels.

a) Le mode omnidirectionnel

Ce mode de directivité microphonique permet de capter tous les sons de manière homogène, peu importe leur provenance.

« Le microphone omnidirectionnel est sensible de manière uniforme à tous les angles, ce qui signifie qu'il capte les sons dans toutes les directions. Par conséquent, le microphone ne peut pas être dirigé vers une direction particulière mais n'a pas non plus besoin d'être positionné de façon précise pour offrir ses pleines performances (caractéristique notamment utile pour les micros-cravates). Ce type de microphone peut s'avérer problématique dans des endroits bruyants (larsens fréquents) ou avec de nombreux parasites. » **[37] [40]**

Le modèle de directivité d'un microphone peut être illustré par un diagramme omnidirectionnel appelé diagramme polaire. Ce dernier illustre la sensibilité du microphone en fonction de l'angle d'incidence de la source sonore, mesuré en champ libre à une fréquence donnée.

Figure 13 : Diagramme polaire d'un microphone omnidirectionnel [Site internet : http://www.claudegabriel.be/Acoustique, consulté en juillet 2015]

b) *Le mode directionnel fixe*

Ce mode de directivité privilégie les sources sonores provenant d'un azimut bien défini. Dans la majorité des cas, il s'agit des sources sonores situées face au patient. **[37]**

En général, le microphone directionnel est plus sensible aux sons arrivants face à lui.

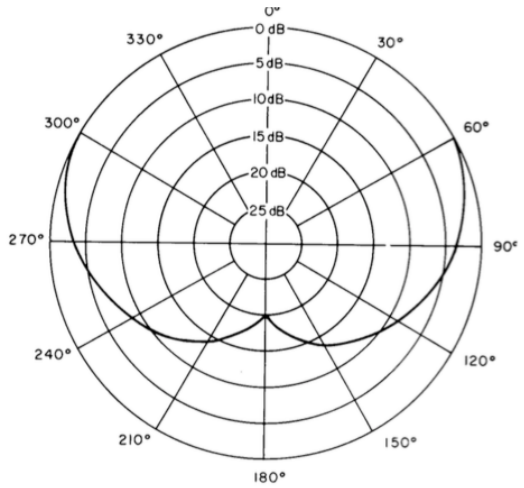
Le microphone directionnel a plusieurs entrées du son et sa directivité est obtenue en combinant les sons captés par ces entrées. C'est donc le résultat, du retard entre ces deux entrées, qui détermine les différentes caractéristiques directionnelles du microphone. **[41]**

Le microphone directionnel fixe est caractérisé par les sons provenant de l'entrée avant et de l'entrée arrière du microphone, agissant sur les cotés du diaphragme du microphone. La variation du temps de retard pour l'entrée arrière permet de modifier la sensibilité du microphone. **[38]**

Le modèle de directivité d'un microphone directionnel peut être illustré par un diagramme polaire.

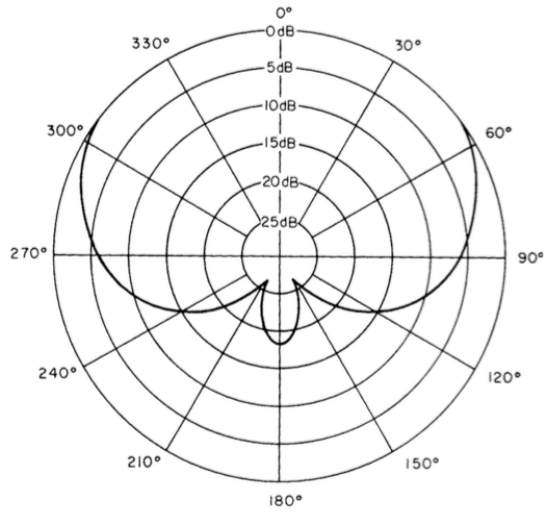
Figure 14 : Diagramme polaire d'un microphone directionnel
[Site internet : http://www.claudegabriel.be/Acoustique, consulté en juillet 2015]

Il existe plusieurs types de directivité concernant les microphones directionnels. Les voici :



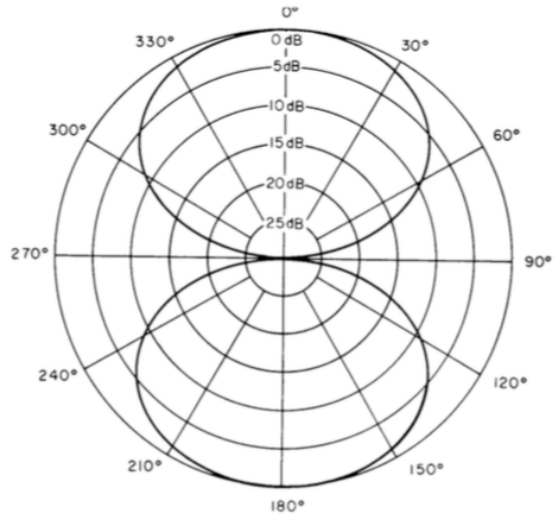
La sensibilité est réduite à l'arrière. L'atténuation à 90° est d'environ 6 dB et atteint plus de 20 dB à l'arrière.

Figure 15 : Courbe polaire d'un microphone cardioïde [Site internet : http://www.claudegabriel.be/Acoustique, consulté en juillet 2015]



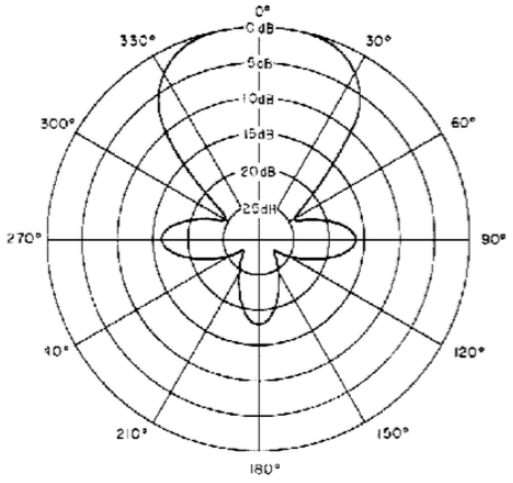
Le champ sonore est plus allongé vers l'avant et présente une atténuation plus prononcée à 90° (8 à 10 dB), presque totale à 150° environ, mais retrouve une certaine sensibilité à l'arrière.

Figure 16 : Courbe polaire d'un microphone supercardioïde [Site internet : http://www.claudegabriel.be/Acoustique, consulté en juillet 2015]



Le champ sonore est ici en forme de 8. Il est très intéressant pour les dialogues où les personnes sont face à face. Et le bruit venant d'ailleurs est atténué.

Figure 17 : Courbe polaire d'un microphone bidirectionnel [Site internet : http://www.claudegabriel.be/Acoustique, consulté en juillet 2015]



Le lobe avant est très allongé. Le champ sonore présente toujours une certaine sensibilité à l'arrière, mais la sensibilité latérale est très fortement atténuée.

Figure 18 : Courbe polaire d'un microphone superdirectionnel [Site internet : http://www.claudegabriel.be/Acoustique, consulté en juillet 2015]

Concernant les aides auditives, ce mode de directionnalité est utilisé pour les privilégier les sources sonores arrivant face au patient.

c) Le mode directionnel adaptatif

Ce mode de directionnalité n'est pas disponible sur toutes les aides auditives. Il faudra alors « monter » en gamme pour bénéficier de ce système.

La particularité de ce système de directivité est d'adapter la sensibilité directionnelle du microphone à la situation sonore.

On utilise souvent ce système pour les situations sonores bruyantes. Ainsi pour optimiser la compréhension de la parole en milieu bruyant, la parole, captée par le microphone avant, va être amplifiée tandis que les bruits environnants vont être atténués. **[41]**

Ce système utilise donc un algorithme qui analyse en permanence la situation d'écoute réelle et permet grâce aux microphones de garantir une perception sonore optimale.

« Afin que ce système soit efficace, les microphones sont appariés quant à l'amplitude et la phase. Cet appariage sert à éliminer toutes différences de phase et d'amplitude entre les deux microphones ». **[38]**

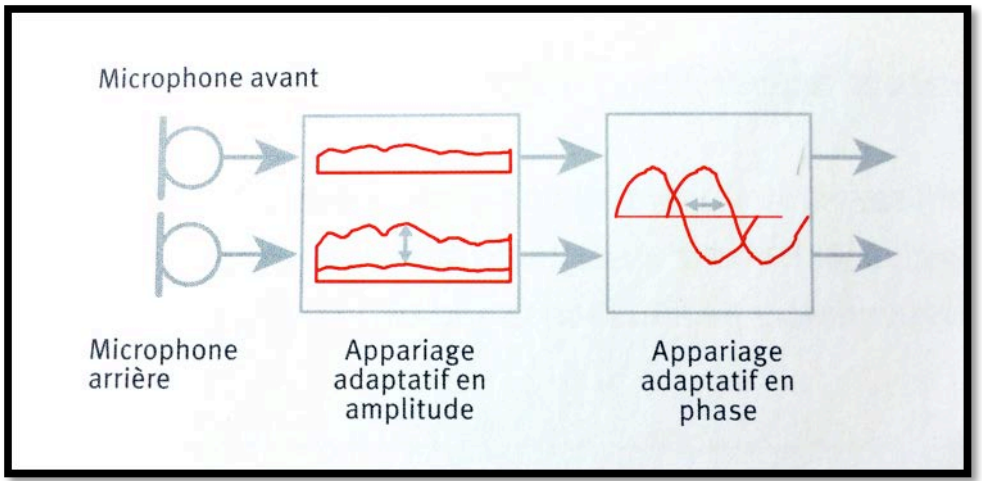


Figure 19 : Appariage en amplitude et en phase dans un système directionnel à microphones multiples [Widex, Le son et l'audition, les microphones directionnels, troisième édition, 2007]

La directionnalité microphonique chez Oticon :

Les systèmes de directivité avancés d'Oticon emploient plusieurs niveaux d'analyses et de traitements pour améliorer la compréhension de la parole dans les environnements bruyants.

Oticon Nera et Alta (appareils auditifs milieu et haut de gamme) disposent de nouveaux modes de directivité spécifiquement développés pour améliorer la compréhension de la parole au sein d'un groupe ou avec un bruit de fond.

Elles donnent à l'utilisateur l'accès souhaité au signal de la parole, sans compromettre le confort et la perception conceptuelle et spatiale.

Free Focus Premium, nouveau système développé par Oticon, comprend 5 modes de directivité qui peuvent être programmés pour répondre aux préférences personnelles de chaque utilisateur et ainsi éviter de surcharger le cerveau. **[39]**

Devant

Figure 20 : Les 5 modes de directivité chez Oticon

De gauche à droite : Opti Omni, Speech Omni, directivité partielle, directivité totale, directivité totale avec compensation BF
[Brochure de présentation produit : Alta, Oticon, 2012]

Derrière

- Le nouveau mode Opti Omni a pour objectif d'imiter la directivité naturelle du pavillon de l'oreille
- Le mode Speech Omni, donne priorité aux fréquences conversationnelles afin d'améliorer la perception des voix venant de l'avant
- La directivité partielle associe un mode omni à un mode directionnel ce qui permet à l'utilisateur de se focaliser sur le signal qui l'intéresse en faisant abstraction des sons issus de l'arrière.
- La directivité totale fournit une perception beaucoup plus ciblée sur l'avant.
- La directivité totale + BF permet de protéger les sons graves lorsque toutes les bandes sont en mode directionnel. **[39]**

Le système est conçu pour produire le meilleur rapport signal/bruit possible dans les situations bruyantes, en compromettant le moins possible la perception et la précision spatiales.

« Les fonctions Opti Omni et Speech Omni sont utilisées dans les environnements calmes – et dans les situations où le rapport signal/bruit ne peut être amélioré – pour imiter la concentration naturelle vers l'avant du pavillon. La directivité est augmentée lorsque le niveau de bruit s'intensifie et que le rapport signal/bruit se dégrade ». **[39]**

Pour les pertes sévères et profondes, la directivité totale n'est activée qu'avec une accentuation des basses fréquences, car le niveau sonore n'est pas suffisamment fort pour ces utilisateurs avec une directivité normale. Trois des cinq directivités sont utilisées sur chaque appareil, selon le profil personnel sélectionné et la perte auditive. Le test des différents profils a montré le bénéfice à utiliser plus de directivité.

2) Les réducteurs de bruits

Le bruit est un signal sonore qui est fréquemment décrit comme désagréable. Les utilisateurs d'aides auditives sont très souvent confrontés à des situations d'écoute en milieux bruyants.

La difficulté majeure pour ces personnes appareillés est de parvenir à se focaliser sur le signal sonore qui les intéresse : la parole.

Les fabricants d'appareils auditifs ont donc développés des systèmes « performants » qui permettraient de réduire le bruit.

Selon les aides auditives, plusieurs types de réducteurs de bruit sont disponibles. En effet, le bruit rencontré par les porteurs d'aides auditives, peut être différent d'une situation d'écoute à une autre.

Ils peuvent être gênés dans la rue, à cause du bruit de vent mais également dans les ambiances bruyantes, comme au restaurant, à cause du bruit de fond.

Selon la gamme de technologie de l'appareil auditif, il sera possible d'activer un ou plusieurs réducteurs de bruits, de façon plus ou moins importante.

a) Les réducteurs de bruits de vent

Ces réducteurs de bruit permettent, comme leur nom l'indique, de réduire le bruit du vent qui souffle sur les microphones des aides auditives.

L'activation de ce système permet alors une amélioration du confort auditif dans les situations d'écoute en extérieur.

En effet, le vent qui souffle sur les aides auditives va créer des variations de pressions, captées différemment d'un microphone à l'autre.

Le réducteur de bruit de vent va donc être capable de réduire le souffle de vent tout en conservant un bon signal vocal.

Exemple : le réducteur de bruit de vent « WindGuard » de chez Resound **[42]**

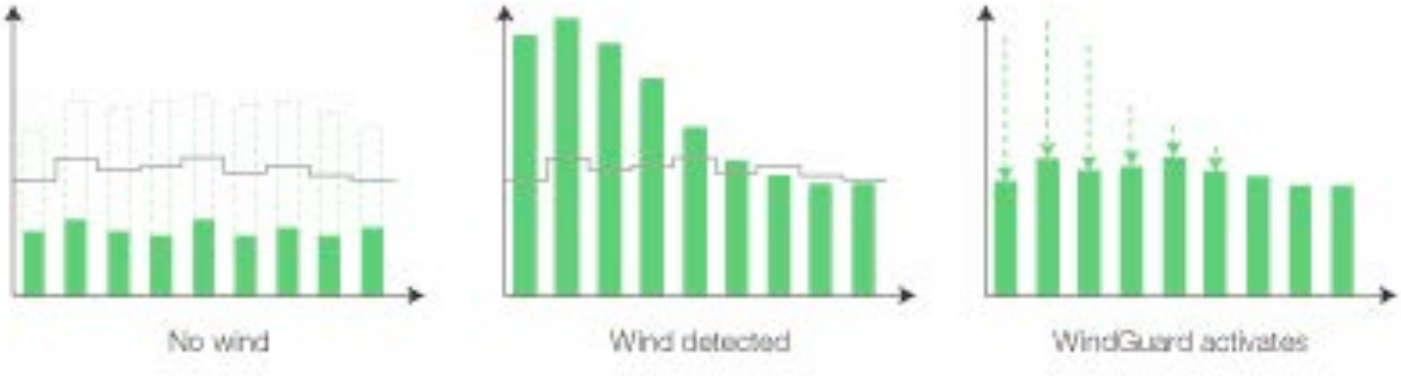


Figure 21 : Action du réducteur de bruit de vent "WindGuard" de Resound

De gauche à droite : pas de vent – vent détecté – WindGuard activé
[Site internet : http://www.fr.resound.ch, Site du fabricant Resound, Technologies et innovations : WindGuard, consulté en juillet 2015]

b) Les réducteurs de bruits ambiants

Il a été démontré par de nombreux fabricants qu'il est désormais possible de séparer la parole du bruit à l'aide d'un algorithme bien précis.

Une révolution, car il est bien connu que le premier problème du port d'aides auditives relaté par les utilisateurs est la difficulté de comprendre la parole en milieux bruyants.

Ainsi, l'appareil auditif va être capable de détecter et de différencier le signal vocal correspondant à la parole et celui correspondant au bruit.

Par exemple, si le malentendant se trouve dans un milieu bruyant, son appareil auditif va pouvoir faire la différence entre le bruit et la parole, et donc se concentrer que sur la parole afin de permettre une meilleure compréhension dans ce type d'environnement.

Certains fabricants utilisent la méthode de « soustraction spectrale » qui consiste à soustraire le spectre du bruit de l'ambiance sonore détectée mais également la réduction du gain sur les basses fréquences. Ainsi le rapport signal/bruit (SNR) sera optimisé afin de se focaliser sur le spectre de la parole. Chez certains fabricants, il existe plusieurs niveaux de réduction de bruit, permettant de réduire de façon plus ou moins importante le gain de l'appareil auditif.

Resound, par exemple, utilise un algorithme appelé « NoiseTracker II ». **[43]**

Voici le résultat lorsque ce système est activé :

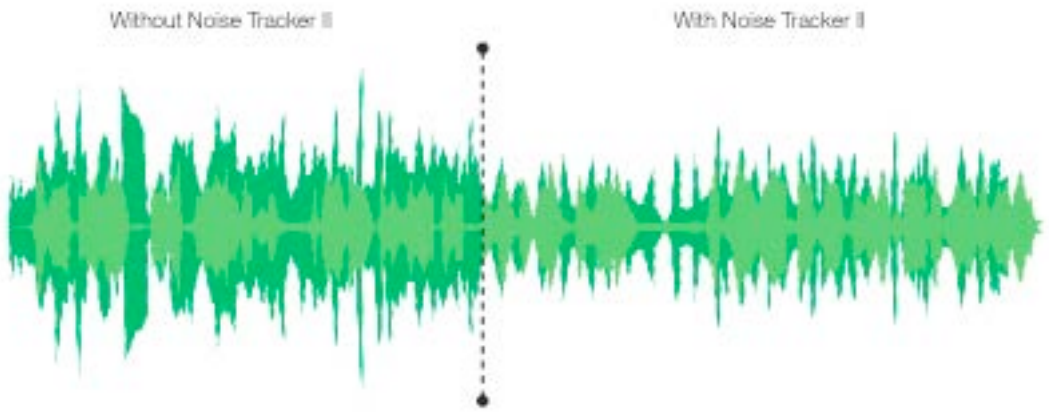


Figure 22 : Action du réducteur de bruits ambiants "NoiseTracker II" de Resound

A gauche : sans NoiseTracker II – à droite : avec NoiseTracker II
[Site internet : http://www.fr.resound.ch, Site du fabricant Resound, Technologies et innovations : NoiseTracker, consulté en juillet 2015]

c) Les réducteurs de bruits impulsionnels

Comme leur nom l'indique, ce type de réducteur permet de supprimer les bruits brefs et intenses de l'environnement sonore détecté.

Cette suppression est possible grâce à l'analyse des variations rapides de pression acoustique que subit l'appareil auditif. Certains fabricants ont mis en place ce système sur toute la bande passante de l'appareil auditif et d'autres, l'utilisent simplement sur les hautes fréquences.

Ce type de réducteurs de bruits a été mis en place, car il est bien connu que les porteurs d'aides auditives sont très gênés lorsqu'il s'agit de tintements de couverts, de claquements de vaisselles et de froissement de papier journal. **[44]**

Ainsi avec ce réducteur de bruit activé, tous ces petits bruits brefs et intenses seront atténués afin de privilégier au maximum le confort auditif de l'utilisateur.

Les réducteurs de bruits chez Oticon :

La gestion du bruit dans les appareils auditifs de chez Oticon, se fait par plusieurs systèmes disponibles à partir d'une certaine gamme de technologie.

Le premier traitement du bruit se fait par le système Spatial Sound Premium et permet la gestion spatiale du bruit. « Cette dernière cherche les situations asymétriques et bruyantes et, lorsque c'est utile, remplace la compression binaurale standard. Lorsque les différences de niveau de bruit et de rapport signal/bruit sont importantes entre les deux oreilles, la gestion spatiale du bruit mettra l'accent sur l'oreille ayant le meilleur rapport signal/bruit. La proportion dans laquelle s'effectue cette accentuation est basée sur le profil personnel, ce processus est donc utilisé plus fréquemment chez les personnes qui apprécient davantage le traitement de réduction du bruit ». **[39]**

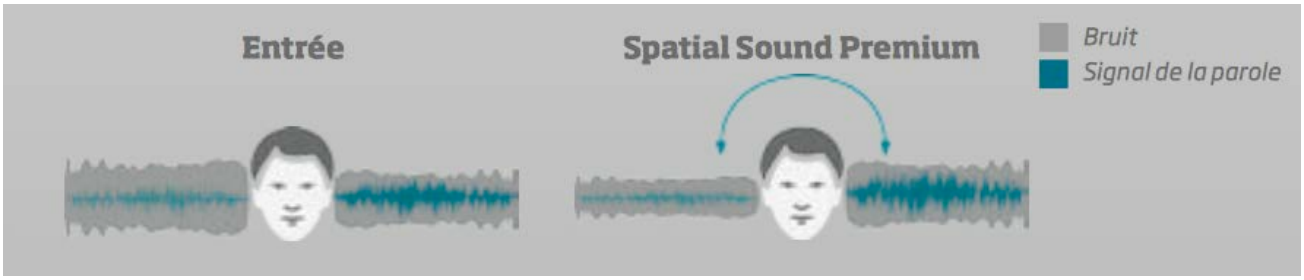


Figure 23 : Action du Spatial Sound Premium en cas de bruit asymétrique

[Brochure de présentation produit : Alta, Oticon, 2012]

Dans les conditions de bruit asymétrique, la gestion spatiale remplacera le traitement standard pour réduire le niveau de bruit, et permettre la concentration sur l'oreille controlatérale (où l'on obtient le meilleur SNR)

Il existe un autre traitement du bruit qui se fait par le système YouMatic Premium.
Il permet tout simplement d'adapter le traitement du bruit selon le profil d'utilisateur sélectionné.
Il est donc possible de faire varier les styles de traitement dans le but de répondre aux besoins et aux préférences de chaque utilisateur. **[39]**

Ce système va, dans un premier temps, analyser les signaux sonores en entrée :

- niveau d'entrée
- type de signal (bruit, parole dans le bruit, parole seule)
- variations du niveau d'entrée
- différences interaurales de niveau
- différences interaurales de rapport signal/bruit

Puis va ajuster les traitements en fonction des capacités auditives (seuils de perception), de l'âge, du sexe (pour NAL-NL2) et de l'expérience avec l'appareil auditif.

Cette fonction YouMatic Premium n'est disponible qu'à partir du milieu de gamme de chez Oticon.

Voici les changements qui se produisent dans les 5 principaux profils, démontrant la plage d'ajustements effectués pour s'assurer que YouMatic Premium comblera les besoins et les préférences propres à chaque utilisateur.

Caractéristique	Profil Normal	Profil Réactif	Profil Précis	Profil Equilibré	Profil Doux	Profil Stable
Omnidirectionnel	Normal	Opti Omni	Opti Omni	Opti Omni	Speech Omni	Speech Omni
	Power	Opti Omni	Opti Omni	Opti Omni	Opti Omni	Opti Omni
Directivité automatique	Normal	Tri-mode	Tri-mode	Tri-mode	Tri-mode	Tri-mode
	Power	Tri-mode	Tri-mode	Tri-mode	Tri-mode	Tri-mode
Directivité avec compensa-tion des basses fréquences	Normal	Non	Non	Non	Non	Non
	Power	Oui	Oui	Oui	Oui	Oui
Gestion du bruit		12 dB 4.5 dB	12 dB 6.75 dB	12 dB 9.75 dB	12 dB 11.25 dB	12 dB 11.25 dB
Gestion des transitoires		Non	Non	Oui/Selon situation	Oui/Selon situation	Oui/Selon situation
Gain		~+3.0 dB	~+2.5 dB	~+1.5 dB		
Speech Guard E		Rapide 12 dB GLF	Moyen 12 dB GLF	Moyen 12 dB GLF	Moyen 12 dB GLF	Lent 12 dB GLF
Gestion spatiale du bruit		Att. de 6dB S/B = -10dB	Att. de 6dB S/B =-7,5dB	Att. de 6dB S/B = -5dB	Att. de 6dB S/B = -2,5dB	Att. de 6dB S/B = -2,5dB

Figure 24 : Réglages utilisés avec YouMatic pour les 5 profils personnels proposés dans Alta [Brochure de présentation produit : Alta, Oticon, 2012]

3) L'anti larsen

L'effet larsen est un phénomène qui est de plus en plus maîtrisé par les fabricants d'aides auditives.

Il se défini par un sifflement aigu, extrêmement gênant pour les personnes appareillées.

L'effet larsen se produit lorsque l'écouteur et le microphone sont assez proches, comme dans la configuration des aides auditives.

Dès lors, le son émis par l'émetteur (haut parleur) est capté par le récepteur (microphone) qui le retransmet à l'émetteur de façon plus amplifié. Ce phénomène est donc une boucle qui ne cesse de siffler si ce phénomène n'est pas contrôlé. C'est donc pour cette raison que les fabricants ont développé un système pour palier à ce phénomène.

L'anti larsen permet alors de détecter ce type de sifflements, et va analyser le spectre en atténuant ou déphasant la fréquence du sifflement, qui ne se produit pas dans le spectre de la parole.

Chaque fabricant possède un anti larsen qui lui est propre. En effet, le principe de fonctionnement de ce système varie d'un fabricant à l'autre.

Plusieurs systèmes électroniques ont été utilisés dans les aides auditives, les voici :

- *La réduction adaptative du gain*

Lorsqu'un larsen est détecté par l'appareil auditif, ce dernier va être capable d'analyser la fréquence correspondant à ce phénomène et va réduire automatiquement le gain sur les canaux de traitements concernés. **[45]**

Plus le nombre de canaux est important, plus l'intelligibilité et l'audibilité seront conservées. En effet, si l'appareil possède seulement 4 canaux de traitements, et que le larsen est détecté sur une fréquence conversationnelle, l'intelligibilité sera donc diminuée. **[46]**

Un autre phénomène entre en jeu, c'est la limitation du niveau de sortie des appareils.

- *L'opposition de phase*

Le but de cette méthode est de supprimer le larsen en utilisant un signal sonore en opposition de phase. Cette méthode reste, tout de même, moins efficace que les autres car elle nécessite une précision et une rapidité dans ses nombreux calculs. **[47]**

Aujourd'hui, les fabricants ont abandonné cette méthode d'anti larsen.

- *L'utilisation de la directivité microphonique*

Lorsqu'un signal sonore provoque un effet larsen, l'appareil auditif va être capable de détecter sa venue dans l'espace et va alors adapter sa directionnalité microphonique. Plus la directionnalité de l'aide auditive est efficace, plus le phénomène de larsen sera contrôlé. **[48]**

- *L'utilisation des systèmes de traitements fréquentiels*

Ce système d'anti larsen agit directement sur le spectre fréquentiel du signal. En détectant un larsen, l'appareil va être capable de modifier la répartition spectrale du signal d'entrée afin de ne plus stimuler cette fréquence gênante. **[49]**

Cette méthode reste tout de même difficile à contrôler. Dans la plupart des cas, ce système dégrade fortement le signal vocal et crée des distorsions.

En général, ce système est utilisé pour les pertes sévères à profondes. Comme par exemple la « compression fréquentielle ». **[50]**

Les systèmes anti larsen utilisés dans les aides auditives, cumulent certains de ces traitements pour rendre leur système le plus efficace possible.

L'anti Larsen chez Oticon :

Il faut savoir que le larsen peut être supprimé dans presque toutes les situations « en baissant le gain, en générant d'autres sons problématiques, ou en produisant une distorsion du signal ». Le secret du Feedback Shield d'Inium est de combiner trois algorithmes spécifiques afin de fournir le système le plus stable possible. **[39]**

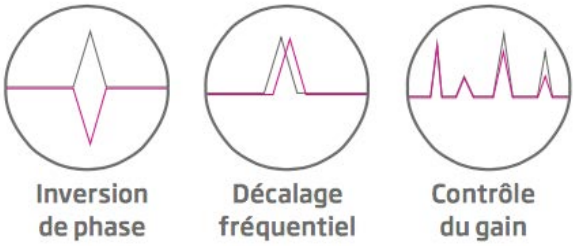


Figure 25 : Algorithmes utilisés dans Feedback Shield d'Inium d'Oticon

[Brochure de présentation produit : Alta, Oticon, 2012]

- *L'inversion de phase* est utilisée pour annuler le larsen. Ce processus nécessite du temps pour identifier le larsen et pour l'annuler, c'est pourquoi le Feedback Shield d'Inium utilise d'autres systèmes pour maîtriser d'avantage le larsen.
- *Le décalage fréquentiel* permet de décorréler l'entrée et la sortie de l'appareil ce qui permet de distinguer le larsen des autres tonalités et qui empêche également l'apparition d'une nouvelle boucle de larsen, pendant que le système d'inversion de phase élimine le larsen.

- Enfin, *le contrôle du gain* permet d'éviter les conditions propices au larsen. Ce système prend en compte les propriétés physiques et anatomiques du conduit auditif, l'étanchéité de l'embout et les caractéristiques de l'oreille appareillée.

4) La bande passante

Auparavant, la bande passante des appareils auditifs s'étendait jusqu'à 7-8 kHz.

Aujourd'hui, les fabricants se sont rendus compte que certaines fréquences pouvaient être récupérées mais aussi que certains sons appartenant aux fréquences plus élevées étaient nécessaires pour une meilleure intelligibilité de la parole. **[49]**

Certaines fréquences sont donc plus importantes pour la compréhension de la parole dans le bruit que d'autres.

L'élargissement de cette bande passante permet donc une meilleure reconnaissance verbale mais également une amélioration dans la localisation des sons. **[51] [52]**

C'est donc pour cette raison que certains fabricants ont étendu la bande passante de leurs appareils auditifs jusqu'à 10-12 kHz. Cet élargissement n'est pas disponible sur toutes les gammes de technologies d'appareils. C'est ce qui fait encore une différence entre les appareils entrée de gamme et haut de gamme.

De plus, il faut savoir que la bande passante de toutes les aides auditives numériques a une limite absolue résultant du processus d'échantillonnage. « L'échantillonnage est nécessaire pour convertir les signaux sonores incidents en un flux de codes numériques distincts. La fréquence d'échantillonnage doit être assez élevée pour assurer une image fidèle du signal acoustique continument variable dans le processeur numérique. Le choix de la fréquence d'échantillonnage résulte du principe fondamental du traitement numérique du signal qui stipule que la plus haute fréquence pouvant être correctement représentée après l'échantillonnage est légèrement inférieure à la moitié de la fréquence d'échantillonnage. On admet généralement que la fréquence la plus élevée audible par un normo entendant est de 20 kHz et la fréquence d'échantillonnage requise est donc supérieure à 40 kHz ». **[53]**

« Mais une fréquence d'échantillonnage relativement haute a des effets secondaires indésirables. La consommation d'énergie est cependant d'autant plus grande que la fréquence d'échantillonnage est élevée. Les concepteurs d'aides auditives sont donc confrontés à un dilemme : élargir la bande passante de l'appareil revient à réduire la durée de la pile. La fréquence d'échantillonnage des aides auditives est donc généralement

d'environ 20 kHz. Ce qui implique que la limite supérieure de la bande passante acoustique est d'environ 10 kHz ». **[53]**

La bande passante chez Oticon :

La qualité sonore, la localisation des sons et la compréhension de la parole dans le bruit nécessitent une amplification sur toute la bande fréquentielle mais aussi une amplification des sons aigus. Oticon a donc décidé d'étendre sa bande passante jusqu'à 10 kHz. Ce traitement n'est disponible qu'à partir du haut de gamme. **[39]**

Ainsi en offrant une bande passante plus large, Oticon permet de fournir l'image sonore la plus complète à l'utilisateur d'aides auditives.

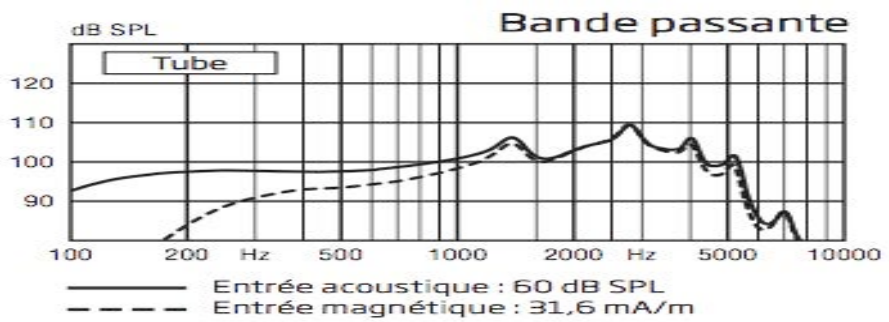


Figure 26 : Bande passante étendue pour le Alta d'Oticon, mesurée au coupleur 2cc [Fiche technique Alta, Oticon]

5) La communication binaurale

La communication binaurale est un système qui permet la communication et l'échange d'informations entre deux aides auditives, sans fil.

Cette fonctionnalité influence fortement de nombreux paramètres disponibles dans les aides auditives tels que la directionnalité microphonique, les réducteurs de bruits, l'anti larsen.

Concernant la directivité microphonique, la localisation des sons est améliorée grâce à la communication entre les deux appareils. En effet, les appareils seront capables de détecter la provenance des sons, que cela soit à droite ou à gauche. Ainsi, si un son est perçu du côté droit, l'appareil enverra directement l'information à l'appareil de gauche et le son sera traité et amplifié de façon différente des deux côtés.

Concernant les réducteurs de bruits, si le bruit est plus intense d'un côté, les appareils pourront adapter ce traitement de façon plus importante du côté où le bruit est intense.

Enfin, l'anti larsen sera amélioré grâce à cette communication. Par exemple, si une personne écoute de la musique, les appareils reconnaitront ce signal musical comme étant un larsen mais si ce signal est perçu par les deux appareils, il y a peu de chance que cela soit du larsen.

Les appareils vont donc supprimer avec précision le larsen et vont fournir une analyse plus approfondie de l'entrée sonore, donnant aux utilisateurs une expérience d'écoute plus claire, plus riche et sans distorsion.

La communication binaurale chez Oticon :

La communication binaurale est disponible pour tous les appareils auditifs à partir de gamme Ria, considérée comme « entrée de gamme » chez Oticon.

Comme nous l'avons décrit en introduction, le problème majeur des personnes appareillées est la compréhension de la parole dans le bruit. Il faut également savoir que les personnes dont la vie sociale est active, sont souvent amenées à être en présence de bruit (réunion, restaurant).

Les réducteurs de bruits, le type de directionnalité microphonique, le nombre de canaux de réglages et les différents traitements de la parole, décrits précédemment, sont des paramètres qui permettent de répondre au mieux à cette problématique.

C'est pourquoi, nous allons tenter de vérifier cette théorie à l'aide du KEMAR et d'une étude clinique sur 20 patients.

PARTIE EXPÉRIMENTALE

OBJECTIF ET HYPOTHÈSE DE L'ÉTUDE

Nous avons donc constaté, dans les parties précédentes de ce mémoire, que de nombreuses différences, en terme de traitements du signal, existent entre un appareil auditif entrée de gamme et un appareil auditif haut de gamme.

Nous allons alors tenter de savoir s'il existe une différence, objective ou subjective, concernant le ressenti du patient appareillé en entrée de gamme et/ou en haut de gamme. C'est à dire lorsque le patient appareillé en entrée de gamme passe à un appareillage avec beaucoup plus de possibilités de réglages et inversement, lorsque le patient appareillé en haut de gamme passe à un appareillage possédant peu de traitements du signal.

En se basant sur la littérature scientifique concernant l'audioprothèse, il est démontré que les appareils auditifs haut de gamme, contrairement aux appareils auditifs entrée de gamme, permettent une meilleure intelligibilité de la parole dans le bruit mais également un confort auditif amélioré.

Nous allons donc émettre l'hypothèse qu'un appareillage haut de gamme apportera une meilleure intelligibilité de la parole mais également un meilleur confort auditif, qu'un appareillage entrée de gamme.

L'objectif de cette étude est donc d'analyser les apports procurés par les aides auditives haut de gamme par rapport aux aides auditives entrée de gamme, et enfin de vérifier les propos des fabricants concernant leurs aides auditives les plus sophistiquées.

1/ UTILISATION DU KEMAR

Nous allons dans un premier temps utiliser le KEMAR afin d'obtenir des résultats objectifs.

Le KEMAR (Knowles Electronic Manikin for Acoustical Research) est un mannequin qui a été développé par Knowles. Son objectif étant de fournir un outil de mesurage qui permette de simuler une perte auditive et de prendre en compte, non seulement, les caractéristiques physiques du conduit auditif mais également les diffractions de la tête et du buste.

Il dispose donc de deux oreilles qui peuvent être ajustées. En effet, il existe deux tailles d'oreille. Il est également important de savoir que des coupleurs « Zwislocki » ou « simulateur d'oreille occluse" sont intégrés aux oreilles du KEMAR.

Le but de cette étude, est donc de vérifier si les appareils haut de gamme apportent réellement un bénéfice plus important, en terme de compréhension, que les appareils entrée de gamme, dans un milieu bruyant.

I) MATÉRIEL UTILISÉ

Pour cette étude, nous avons utilisé le matériel suivant :

- Un boitier Hi-Pro et un PC avec interface Noah (pour régler les appareils à tester)
- Des appareils auditifs de chez Oticon, deux Go Pro et deux Alta Pro
- Des embouts adaptés aux conduits auditifs du KEMAR
- Huit haut-parleurs de studio bi-amplifiés O110 Klein Hummel,
- Une tête artificielle KEMAR Head & Torso 2 Channel 45 BB-5 de la marque Bruel et Kjaer
- Un conditionneur bi-voie 12 AQ,
- Une carte son multipare II (avec 8 voies d'entrée et 8 voies de sortie),
- Le logiciel Biosound System qui permet l'émission de signaux sonores sous diverses formes
- Le logiciel Mat Lab, permettant de calculer le spectre temporel et le spectrogramme à étudier.

II) DISPOSITIF

Nous avons réalisé nos tests dans une salle insonorisée à la faculté de pharmacie de Nancy, le KEMAR y étant déjà installé.

Cette salle est configurée de la manière suivante :

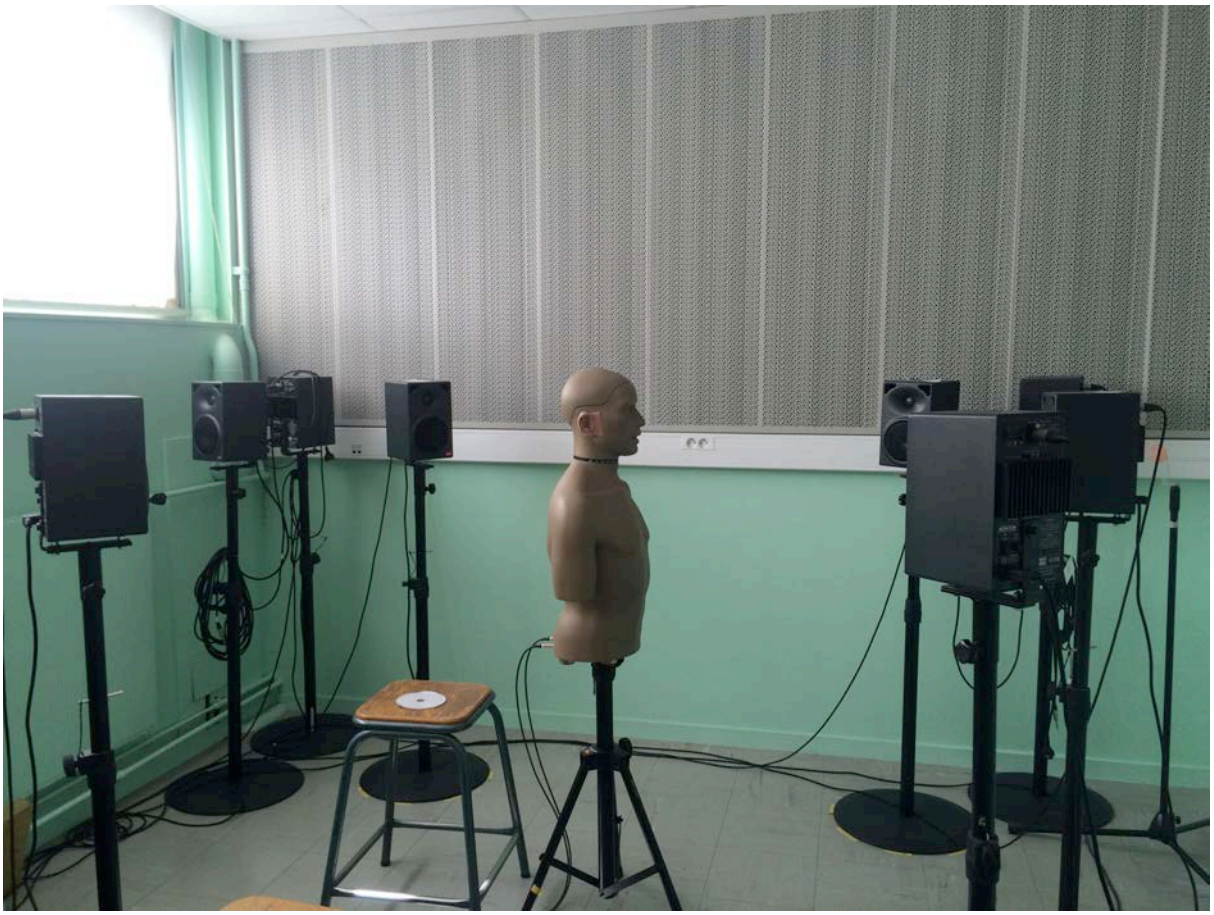


Figure 27 : Aménagement de la salle insonorisée

Le mannequin se trouve donc au centre de huit haut-parleurs (décrits précédemment).

Nous allons alors procéder aux mêmes tests réalisés sur nos patients. Pour cela nous allons utiliser le test d'Audiométrie Verbo-fréquentielle dans le bruit de Dodelé.

Ce test ne nécessite pas d'autant de haut-parleurs. En effet, seuls les haut-parleurs de face et de dos sont nécessaires. Nous rappelons que le signal est émit face au KEMAR (sur les deux haut-parleurs latéraux de face) et que le bruit est émit dos au KEMAR (sur les deux haut-parleurs latéraux de dos).

Nous allons alors paramétrer le logiciel Biosound System, afin d'émettre les signaux vocaux dans les bons haut-parleurs.

Avant toute chose, il est nécessaire de réaliser une calibration du KEMAR. Celle-ci doit être réalisée avec un piston phone spécifique, le GRAS type 42 AP, et un adaptateur associé GRASS RA0157.

Ce piston phone émet soit un son de 113,84 dB lié au tiers d'octave 250 Hertz, soit un son de 105 dB A sur le même tiers d'octave.

Figure 28 : Piston phone GRAS 42 AP [Site internet : http://www.directindustry.fr/prod/gras-sound-vibration/, consulté en juillet 2015]

Nous réaliserons notre étude dans un premier temps avec les appareils auditifs haut de gamme puis avec les appareils auditifs entrée de gamme, tous préalablement réglés pour une perte plate. En sachant que nous faisons varier, à chaque fois, le SNR de +6 à -3 dB.

III) DÉROULEMENT DES TESTS

1) Placement des aides auditives sur le KEMAR

Dans un premier temps, il est important de bien placer les appareils auditifs, peu importe la gamme de technologie, sur le KEMAR.
Voici comment nous avons placé les appareils auditifs :

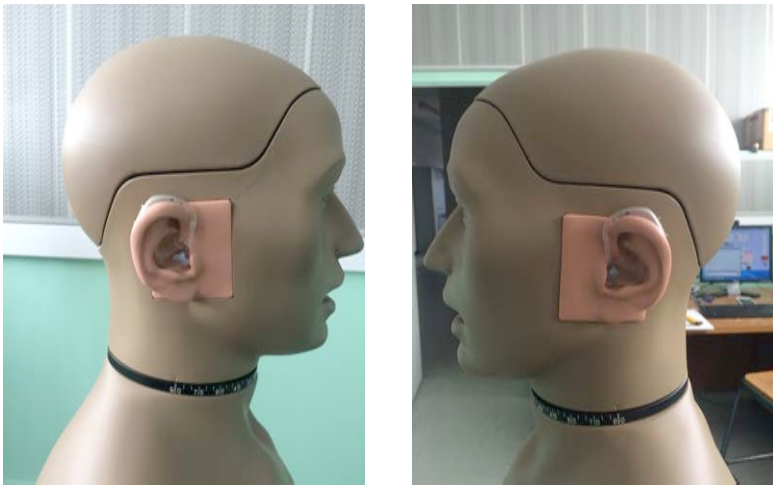


Figure 29 : Positionnement des aides auditives sur le KEMAR

2) Configuration du logiciel de simulation

Après avoir placé les aides auditives, nous paramétrons le KEMAR grâce au logiciel « Simulateur d'aides auditives ». Pour cela, nous avons choisi d'utiliser la liste 1 de Dodelé et d'appliquer, au KEMAR, une perte auditive bilatérale plate de 50 dB. Ce choix s'est fait, surtout, pour pouvoir observer les résultats avec une même amplification sur chaque canal.

Voici la configuration de l'interface de simulation :

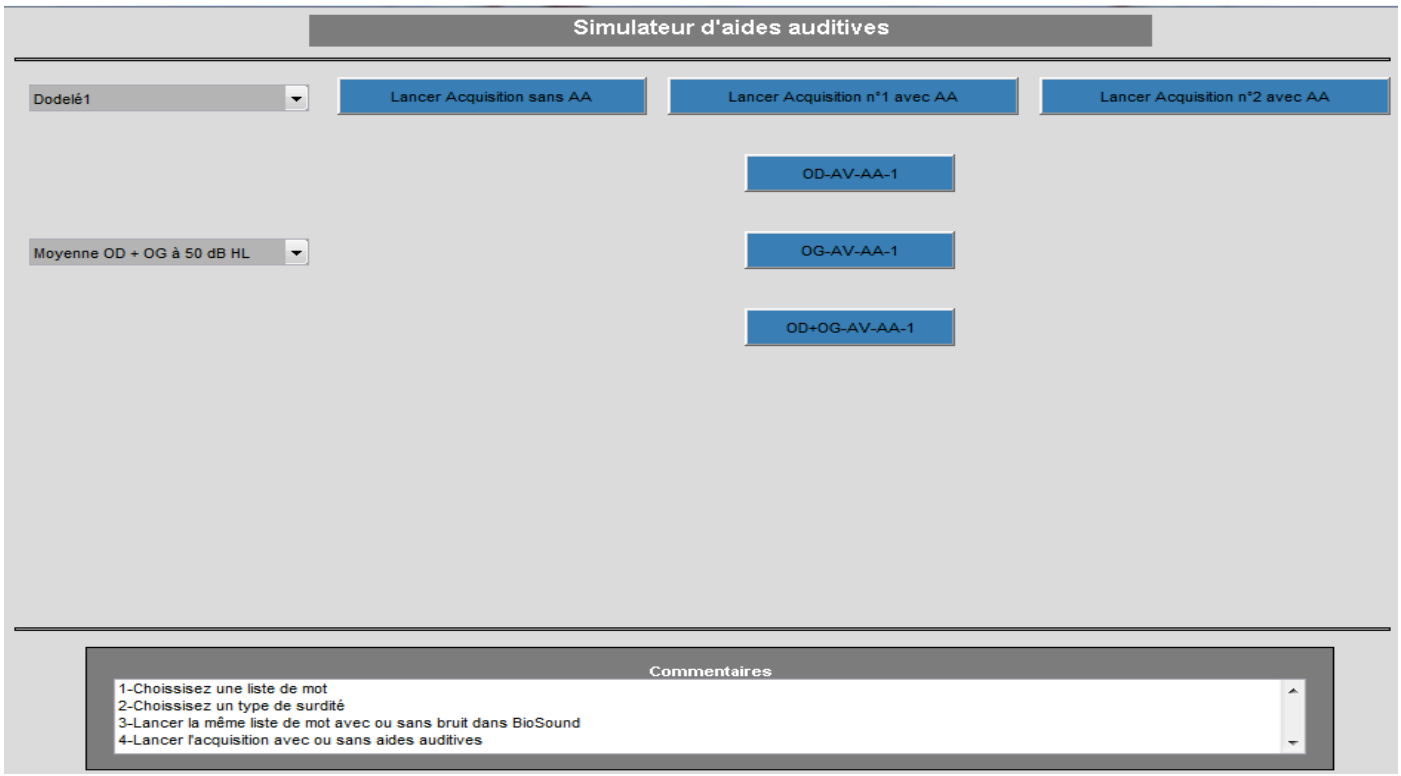


Figure 30 : Interface de simulation programmée pour une perte bilatérale de 50 dB avec utilisation de la liste 1 de Dodelé

3) Lancement de la liste 1 de Dodelé à l'aide du logiciel Biosound et de l'acquisition n°1 avec aides auditives

Après avoir configurer le logiciel de simulation, nous devons simplement lancer, simultanément, le logiciel Biosound System en utilisant la liste 1 de Dodelé et l'acquisition n°1 avec les aides auditives choisies.

4) Analyse des résultats obtenus

Pour l'analyse des résultats, pour chaque rapport signal/bruit et avec chaque gamme de technologie, nous devons analyser les résultats obtenus pour l'oreille droite, pour l'oreille gauche et pour les deux oreilles.

Nous allons donc pouvoir établir un comparatif entre les aides auditives haut de gamme et entrée de gamme, en fonction du rapport signal/bruit testé.

Nous analyserons les résultats à l'aide du logiciel Mat Lab, qui nous permet d'obtenir le spectre temporel et le spectrogramme du signal étudié.

Ainsi, après avoir choisi l'oreille ou les oreilles à analyser, le logiciel va calculer le SNR à la sortie. Dès lors, nous allons séparer sur le spectre temporel, chaque mot, pour pouvoir obtenir le rapport signal/bruit à la sortie.

a) Rapport signal/bruit de +6 dB avec les aides auditives entrée de gamme et haut de gamme

Voici les résultats obtenus pour le rapport signal/bruit de +6 dB avec les appareils Go Pro et Alta Pro, pour l'oreille droite, l'oreille gauche et les deux oreilles :

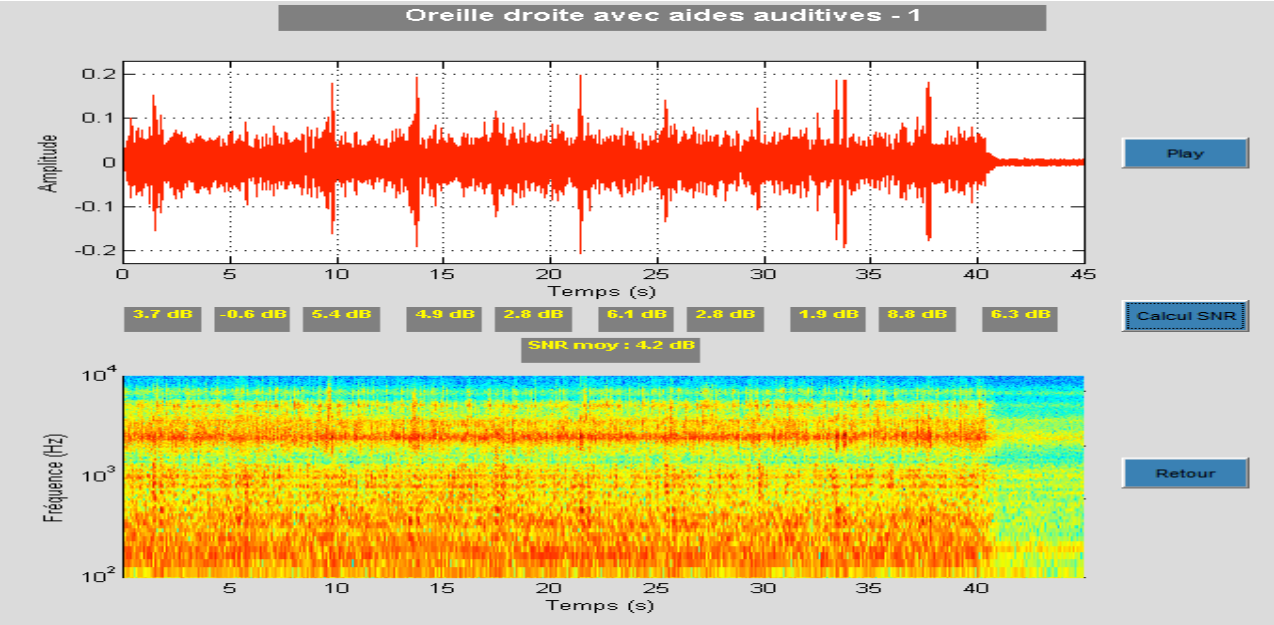


Figure 31 : SNR obtenu pour l'oreille droite avec les appareils Go Pro (SNR en entrée : +6 dB)

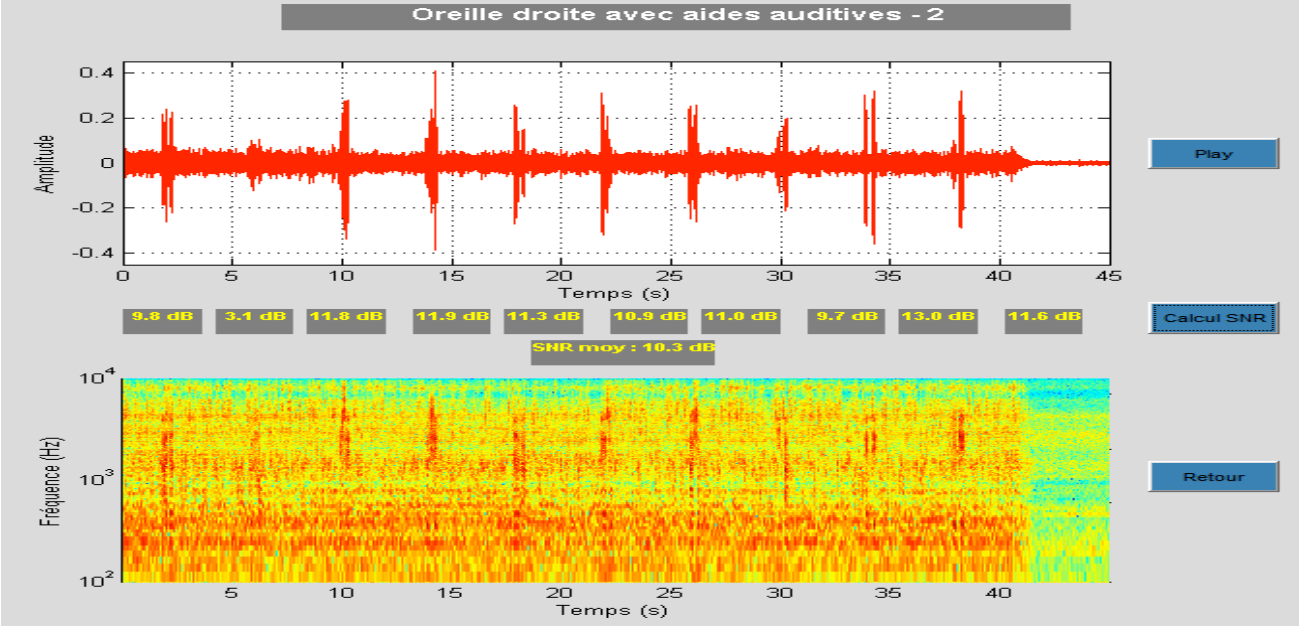


Figure 32 : SNR obtenu pour l'oreille droite avec les appareils Alta Pro (SNR en entrée : +6 dB)

Pour ce SNR, nous trouvons pour l'oreille droite, un SNR moyen en sortie de 4,2 dB pour les appareils Go Pro contre 10,3 dB pour les appareils Alta Pro.

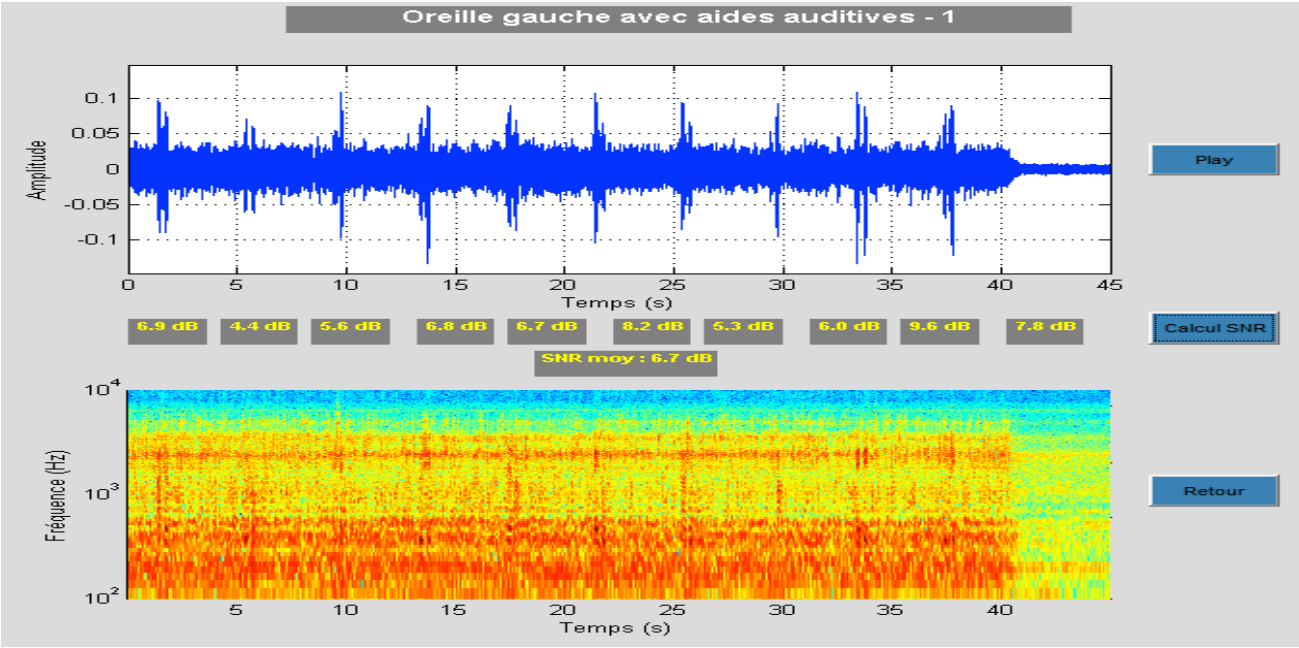


Figure 33 : SNR obtenu pour l'oreille gauche avec les appareils Go Pro (SNR en entrée : +6 dB)

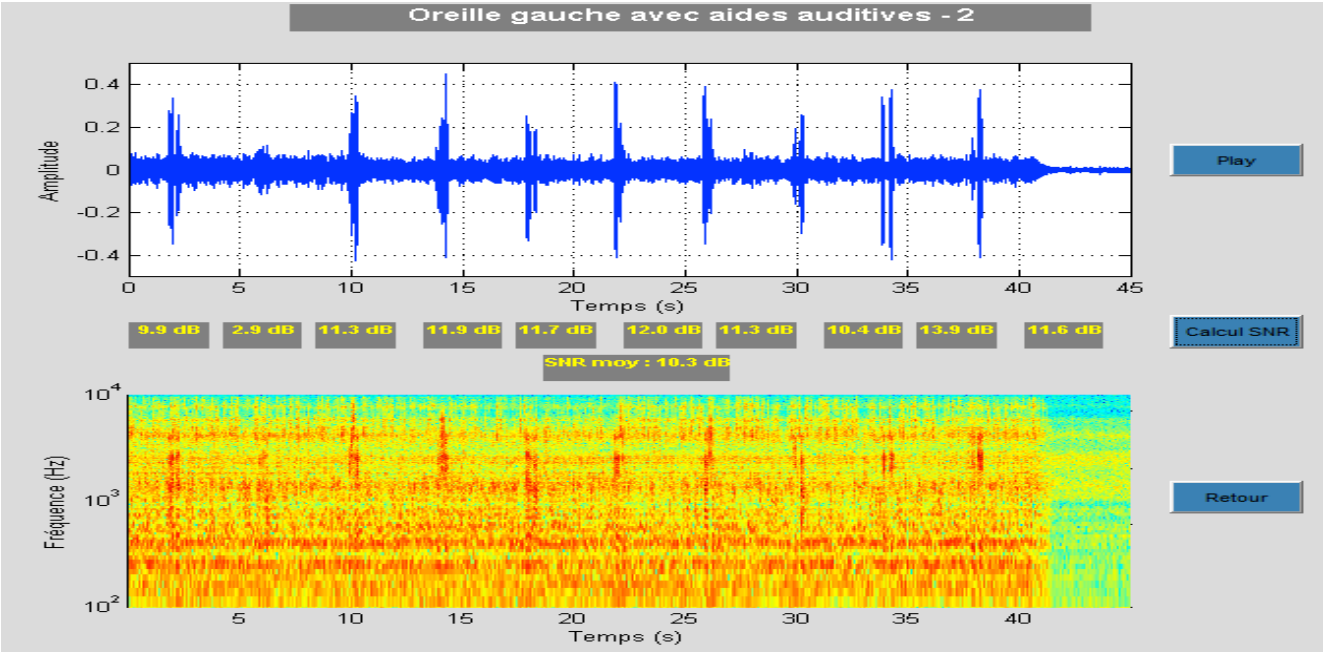


Figure 34 : SNR obtenu pour l'oreille gauche avec les appareils Alta Pro (SNR en entrée : +6 dB)

Pour ce SNR, nous trouvons pour l'oreille gauche, un SNR moyen en sortie de 6,7 dB pour les appareils entrée de gamme contre 10,3 dB pour les appareils haut de gamme.

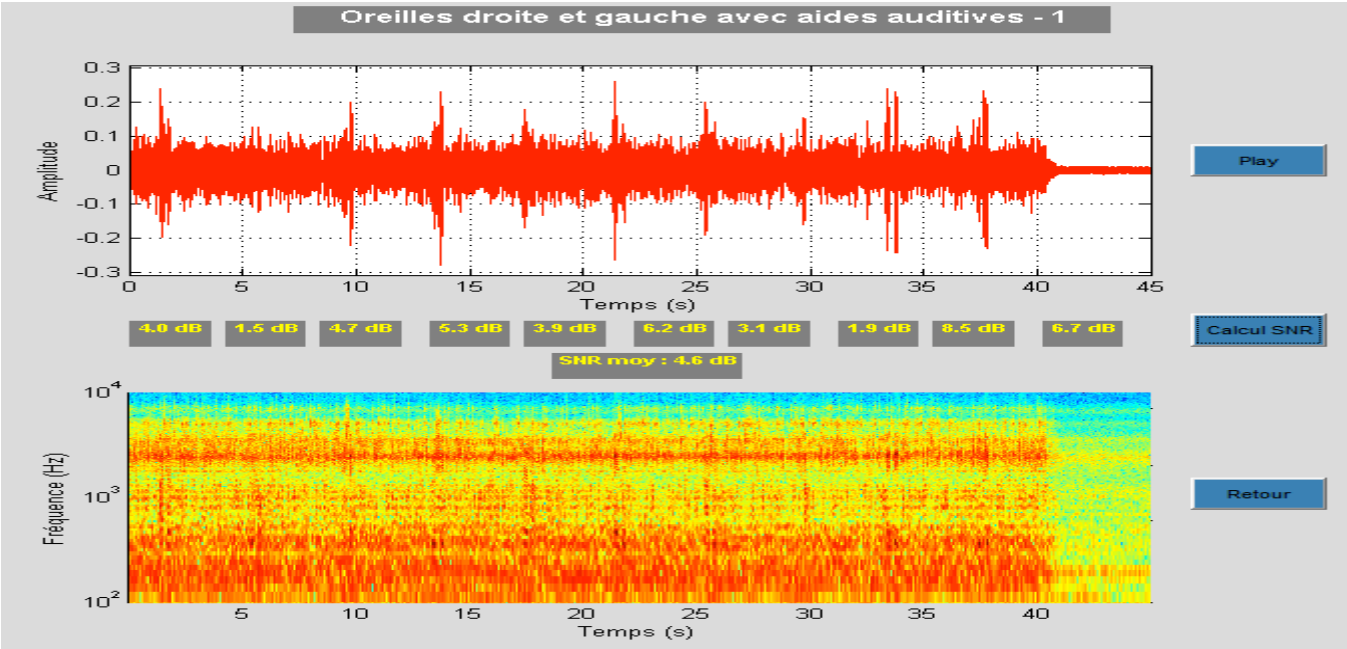


Figure 35 : SNR obtenu pour les oreilles droite et gauche avec les appareils Go Pro (SNR en entrée : +6 dB)

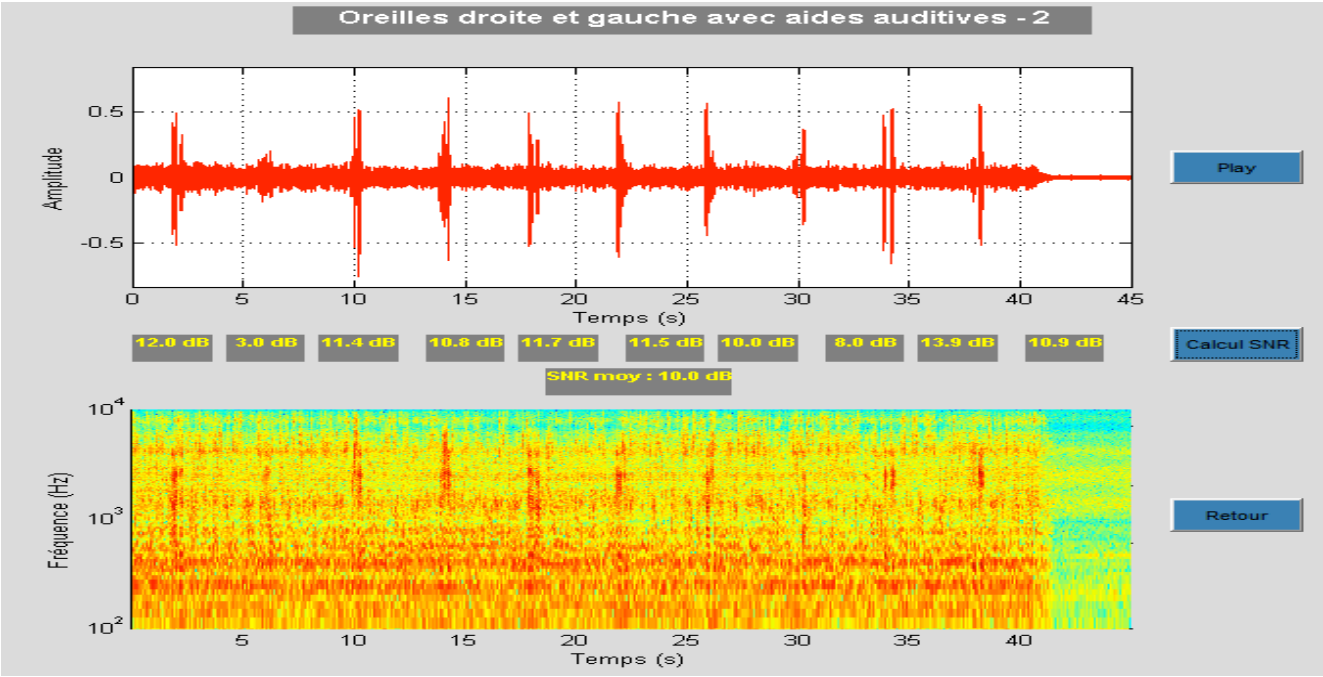


Figure 36 : SNR obtenu pour les oreilles droite et gauche avec les appareils Alta Pro (SNR en entrée : +6 dB)

Enfin, nous trouvons un SNR moyen pour les deux oreilles, de 4,6 dB avec les appareils Go Pro contre 10,8 dB avec les appareils Alta Pro.

Résumons alors nos résultats trouvés sous forme de tableau :

	SNR moyen OD	SNR moyen OG	SNR moyen ODG
Go Pro	+ 4,2	+ 6,7	+ 4,6
Alta Pro	+ 10,3	+ 10,3	+ 10,8

Tableau 2 : Résultats obtenus avec un SNR en entrée de +6 dB

Nous pouvons donc conclure pour ce rapport signal/bruit de +6 dB, qu'avec les appareils entrée de gamme, le SNR est détérioré en présence de bruit. En effet, nous passons d'un SNR en entrée de +6 dB à un SNR en sortie de +4,6 dB pour les deux oreilles. Cette diminution n'est tout de même pas gênante pour l'utilisateur.

Cependant, en comparaison avec les appareils haut de gamme, nous retrouvons un SNR amélioré de 4,8 dB. Ce qui est largement bénéfique pour l'utilisateur. En effet, grâce aux différents traitements appliqués dans ces aides auditives, le signal vocal dominera le bruit de 10,8 dB en moyenne.

b) Rapport signal/bruit de +3 dB avec les aides auditives entrée de gamme et haut de gamme

Analysons à présent les résultats obtenus pour le rapport signal/bruit de +3 dB avec les appareils Go Pro et Alta Pro, pour l'oreille droite, l'oreille gauche et les deux oreilles

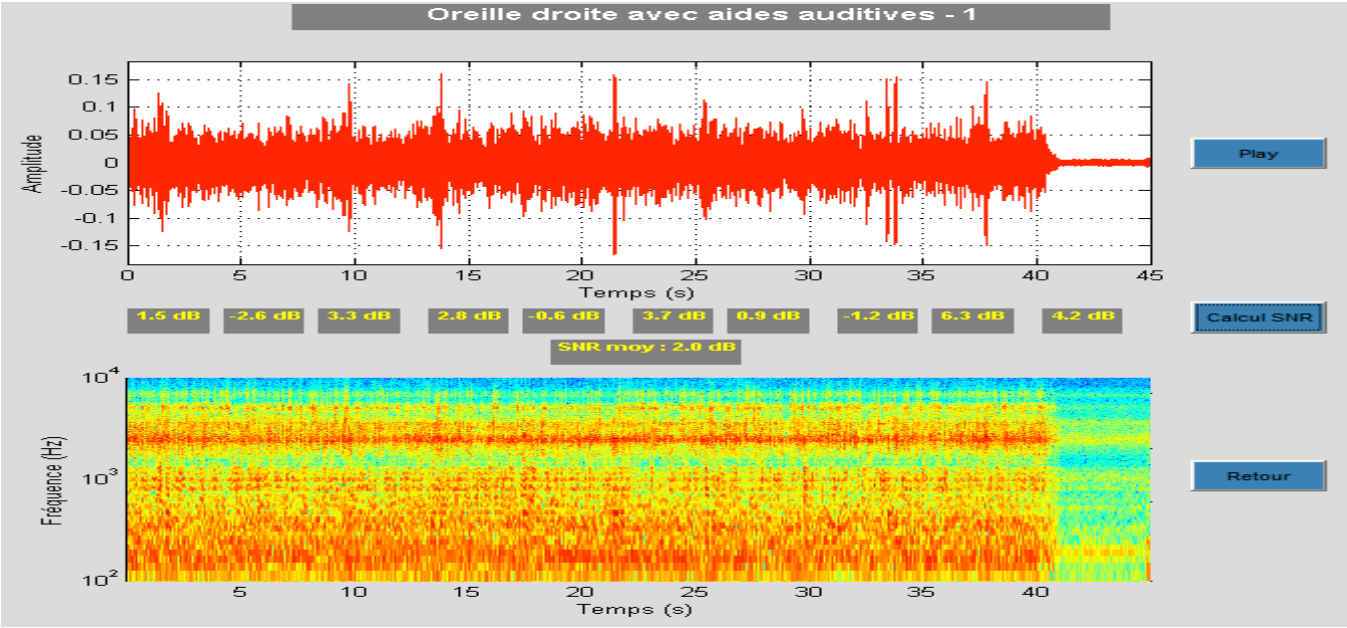


Figure 37 : SNR obtenu pour l'oreille droite avec les appareils Go Pro (SNR en entrée : +3 dB)

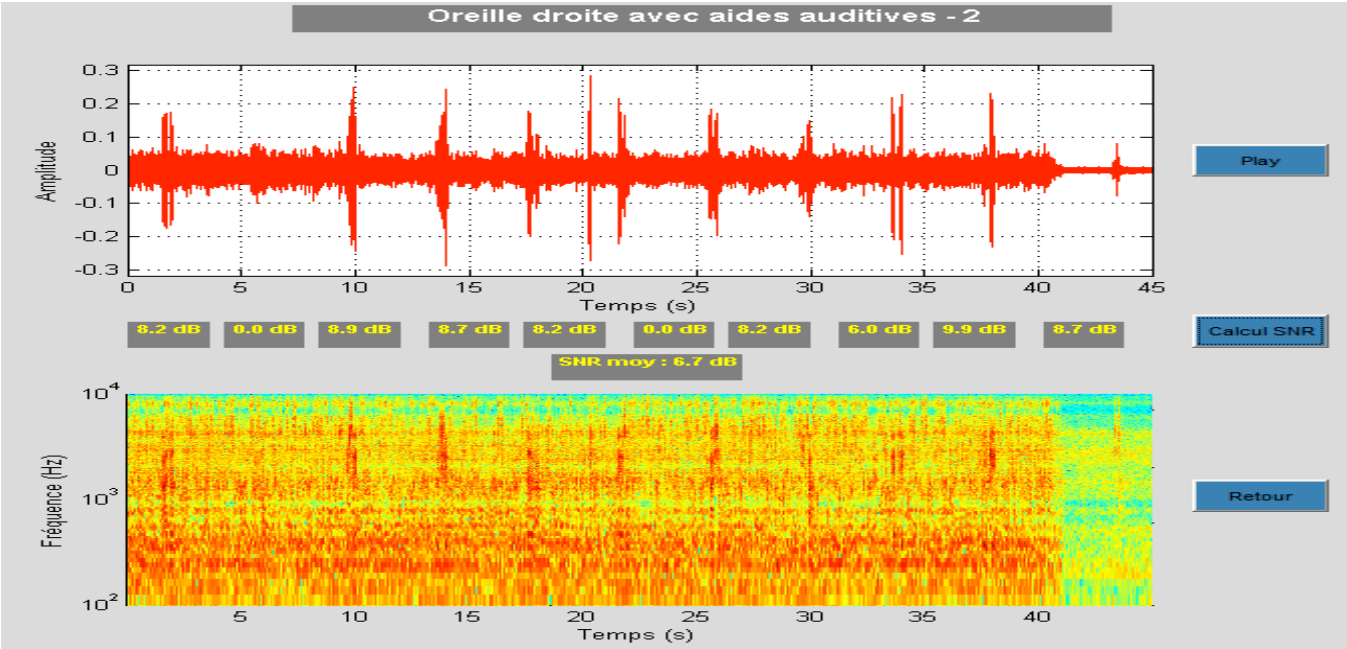


Figure 38 : SNR obtenu pour l'oreille droite avec les appareils Alta Pro (SNR en entrée : +3 dB)

Nous constatons pour ce SNR, que pour l'oreille droite, nous obtenons un SNR moyen en sortie de 2 dB avec les appareils entrée de gamme contre une SNR de 6,7 dB avec les appareils haut de gamme.

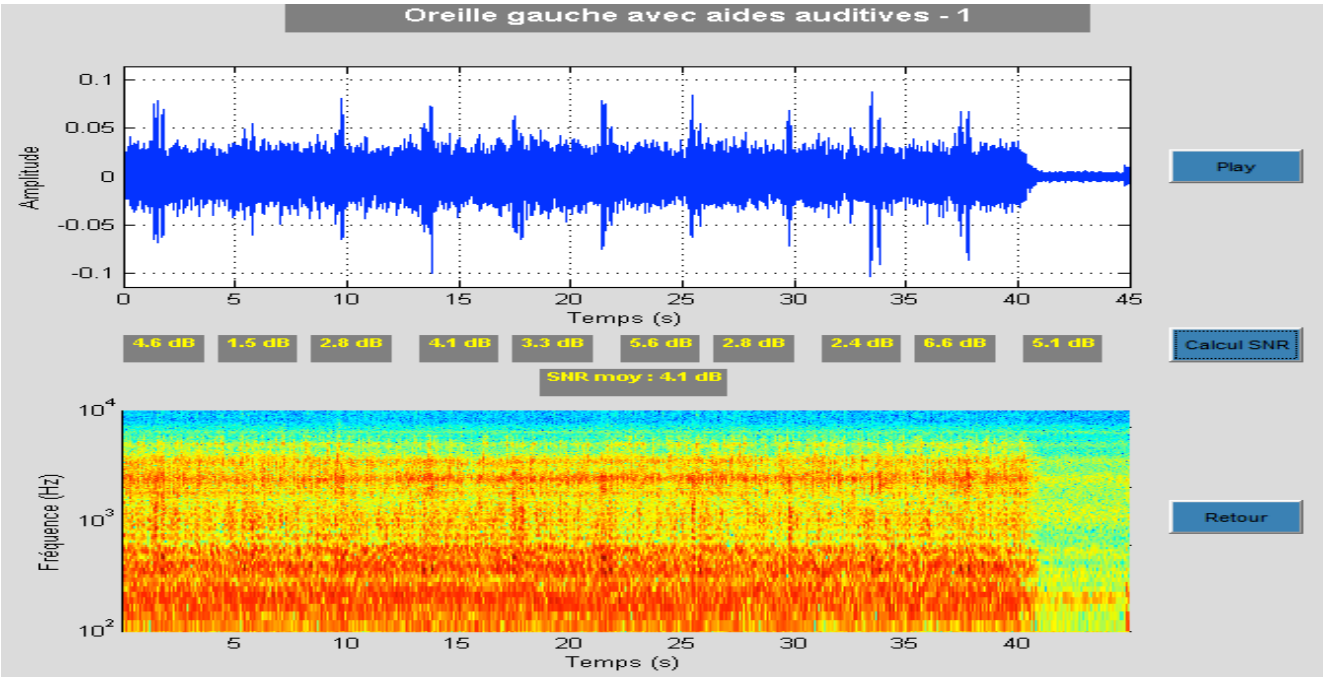


Figure 39 : SNR obtenu pour l'oreille gauche avec les appareils Go Pro (SNR en entrée : +3 dB)

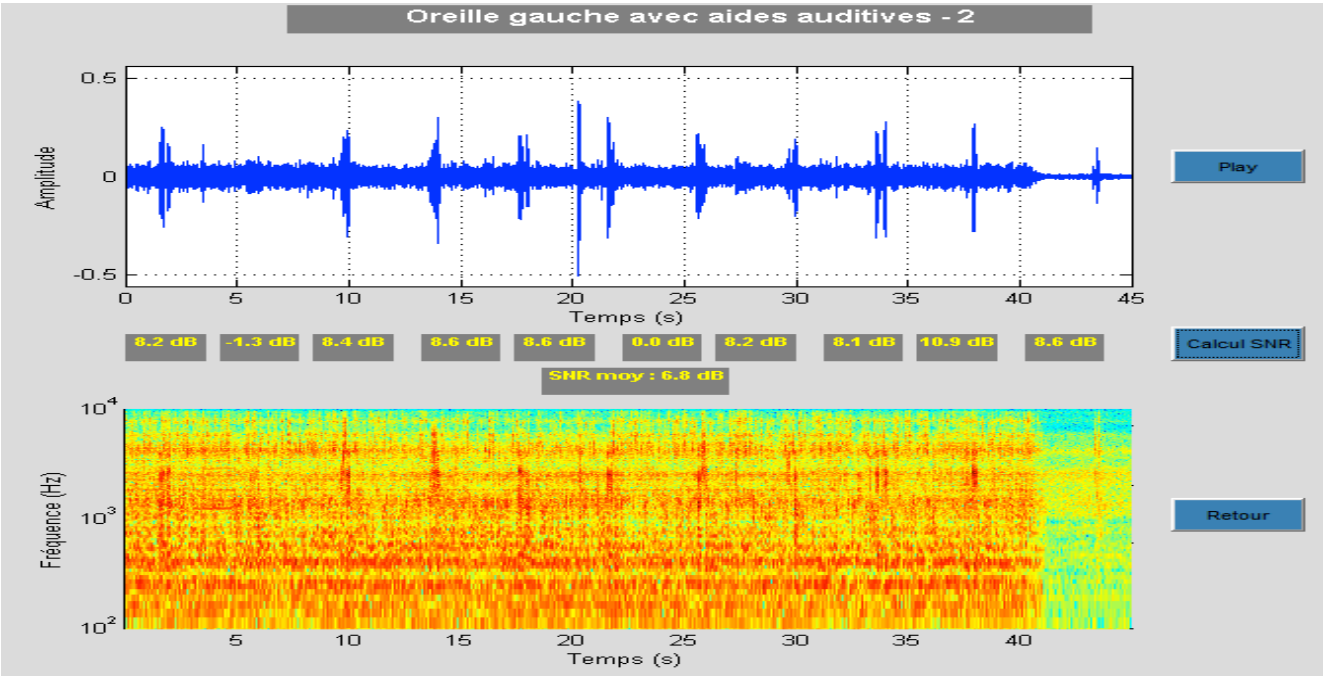


Figure 40 : SNR obtenu pour l'oreille gauche avec les appareils Alta Pro (SNR en entrée : +3 dB)

Nous pouvons donc dire que pour l'oreille gauche, nous obtenons un SNR en sortie de 4,1 dB avec les appareils Go Pro contre 6,8 dB avec les appareils Alta Pro

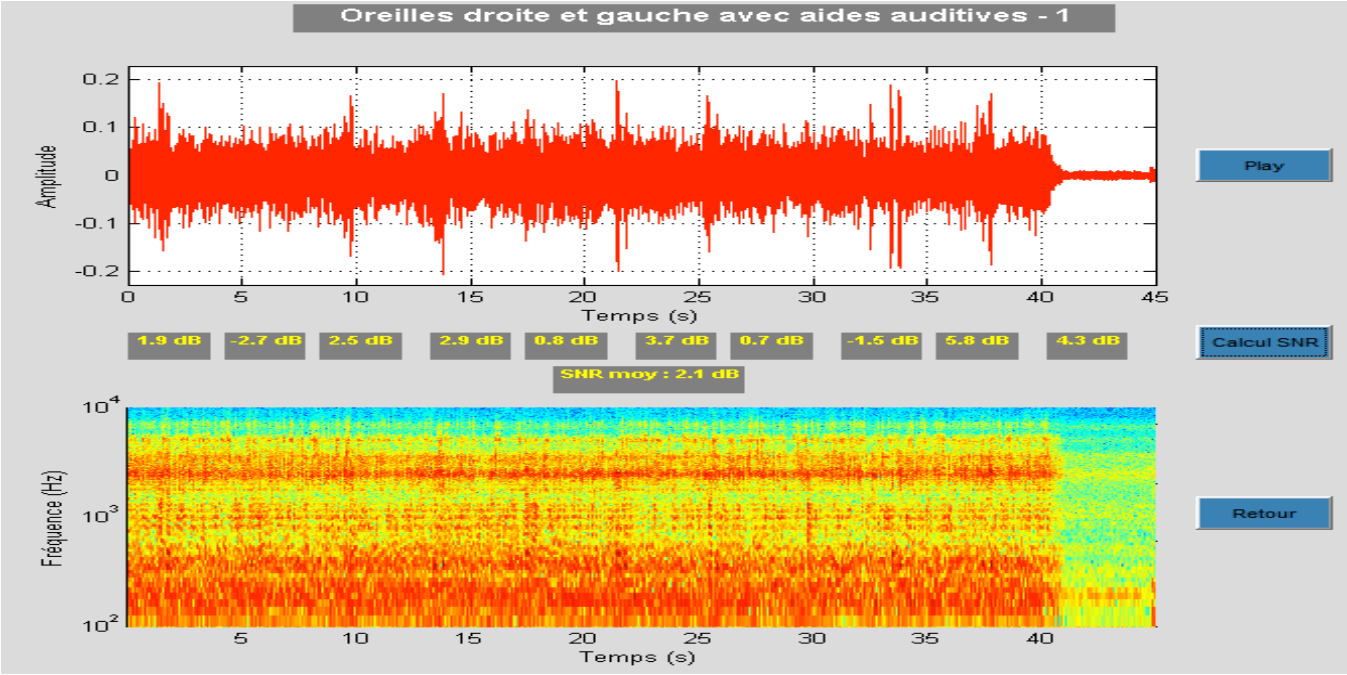


Figure 41 : SNR obtenu pour les oreilles droite et gauche avec les appareils Go Pro (SNR en entrée : +3 dB)

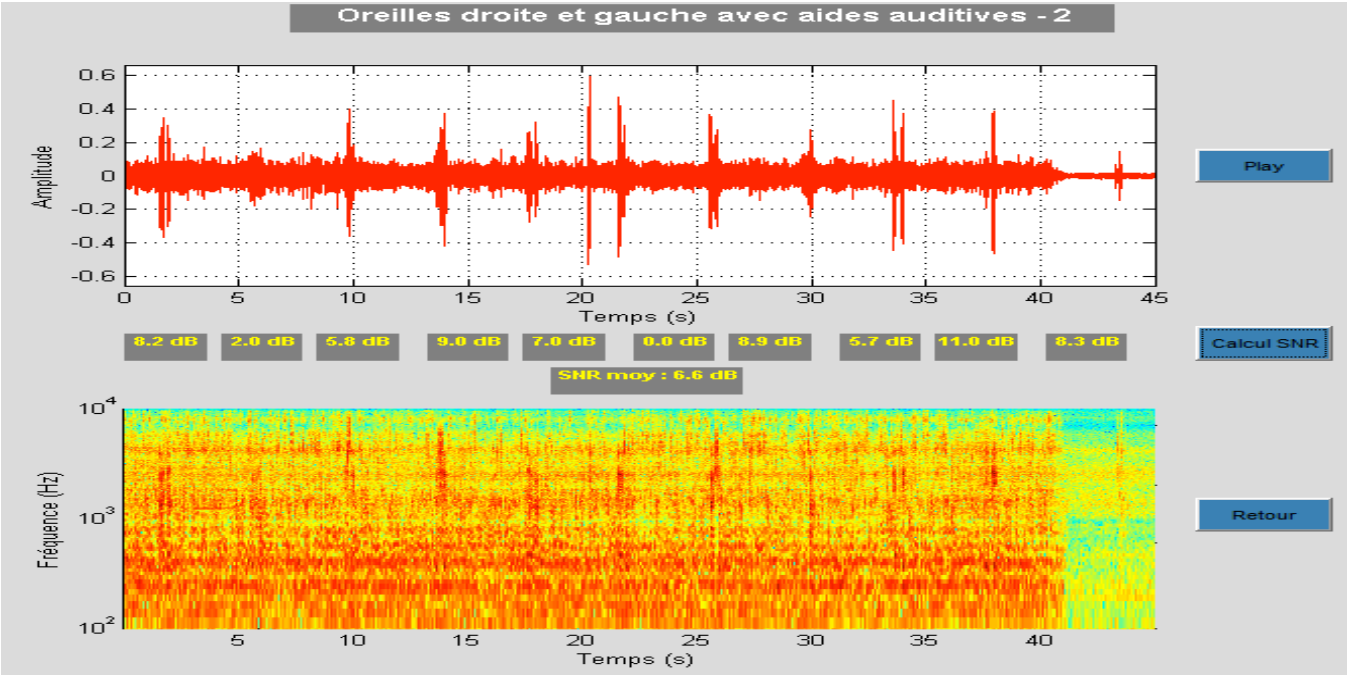


Figure 42 : SNR obtenu pour les oreilles droite et gauche avec les appareils Alta Pro (SNR en entrée : +3 dB)

Enfin, nous trouvons un SNR moyen pour les deux oreilles, de 2,1 dB avec les appareils Go Pro contre 6,6 dB avec les appareils Alta Pro.

Résumons alors nos résultats trouvés sous forme de tableau :

	SNR moyen OD	SNR moyen OG	SNR moyen ODG
Go Pro	+ 2	+ 4,1	+ 2,1
Alta Pro	+ 6,7	+ 6,8	+ 6,6

Tableau 3 : Résultats obtenus avec un SNR en entrée de +3 dB

Nous pouvons donc conclure qu'en moyenne, avec les appareils entrée de gamme, le SNR relevé à la sortie, est moins bon de 0,9 dB par rapport au SNR d'entrée. Cette différence est donc peu significative et ne gêne certainement pas l'utilisateur.
Passons maintenant aux résultats avec les appareils haut de gamme, nous avons une amélioration de 3,6 dB en moyenne. L'utilisateur percevra donc le signal vocal avec 6,6 dB de plus que le bruit.

c) Rapport signal/bruit de 0 dB avec les aides auditives entrée de gamme et haut de gamme

Voici les résultats obtenus pour le rapport signal/bruit de 0 dB avec les appareils Go Pro et Alta Pro, pour l'oreille droite, l'oreille gauche et les deux oreilles :

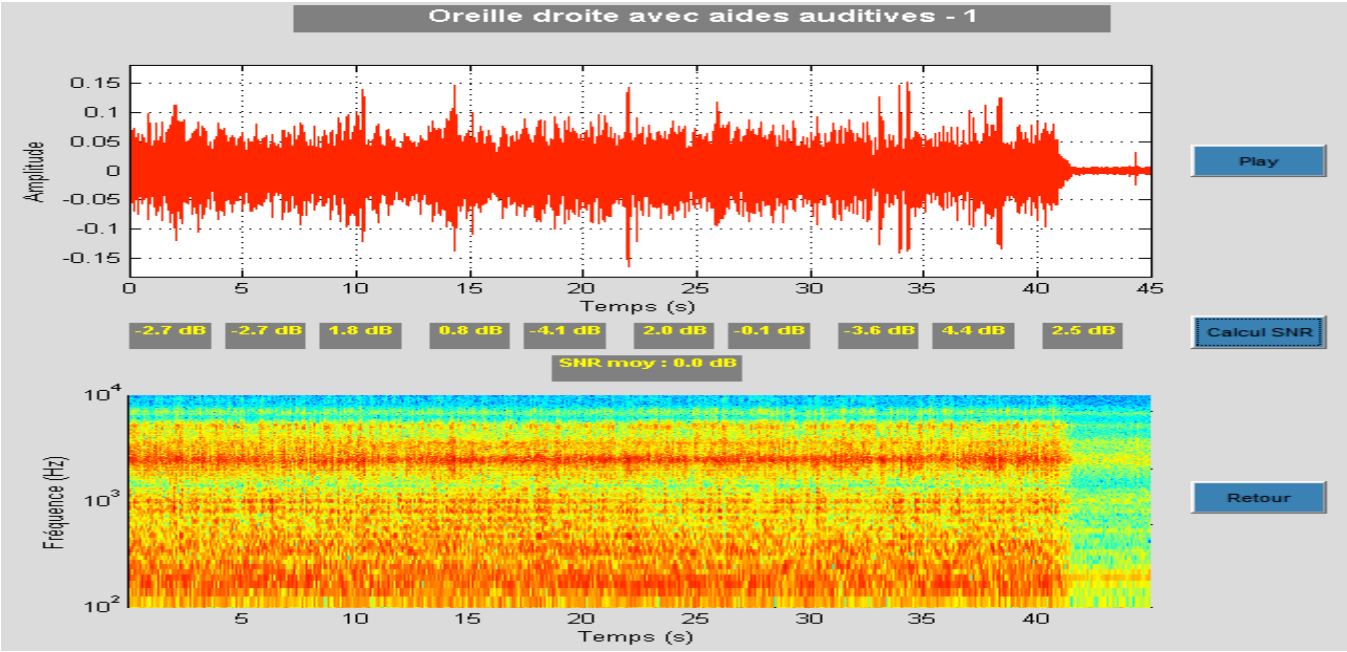


Figure 43 : SNR obtenu pour l'oreille droite avec les appareils Go Pro (SNR en entrée : 0 dB)

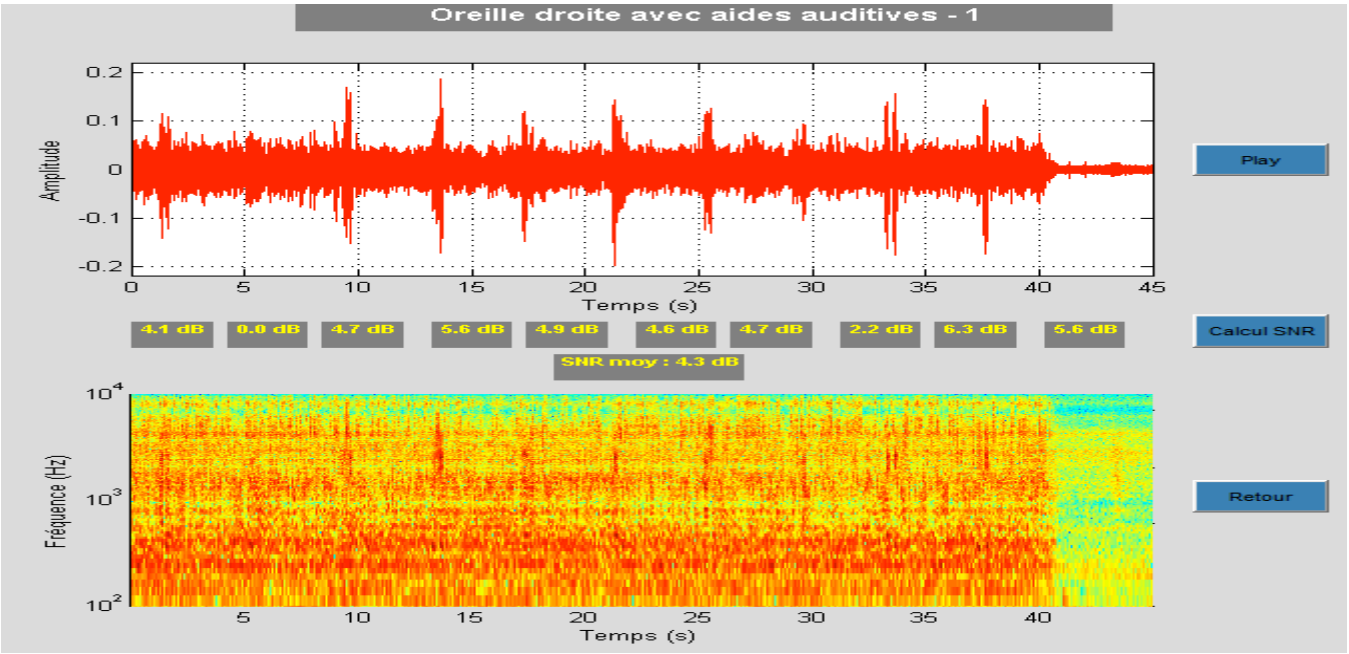


Figure 44 : SNR obtenu pour l'oreille droite avec les appareils Alta Pro (SNR en entrée : 0 dB)

Nous constatons pour ce SNR, que pour l'oreille droite, nous obtenons un SNR moyen en sortie de 0 dB avec les appareils entrée de gamme contre une SNR de 4,3 dB avec les appareils haut de gamme.

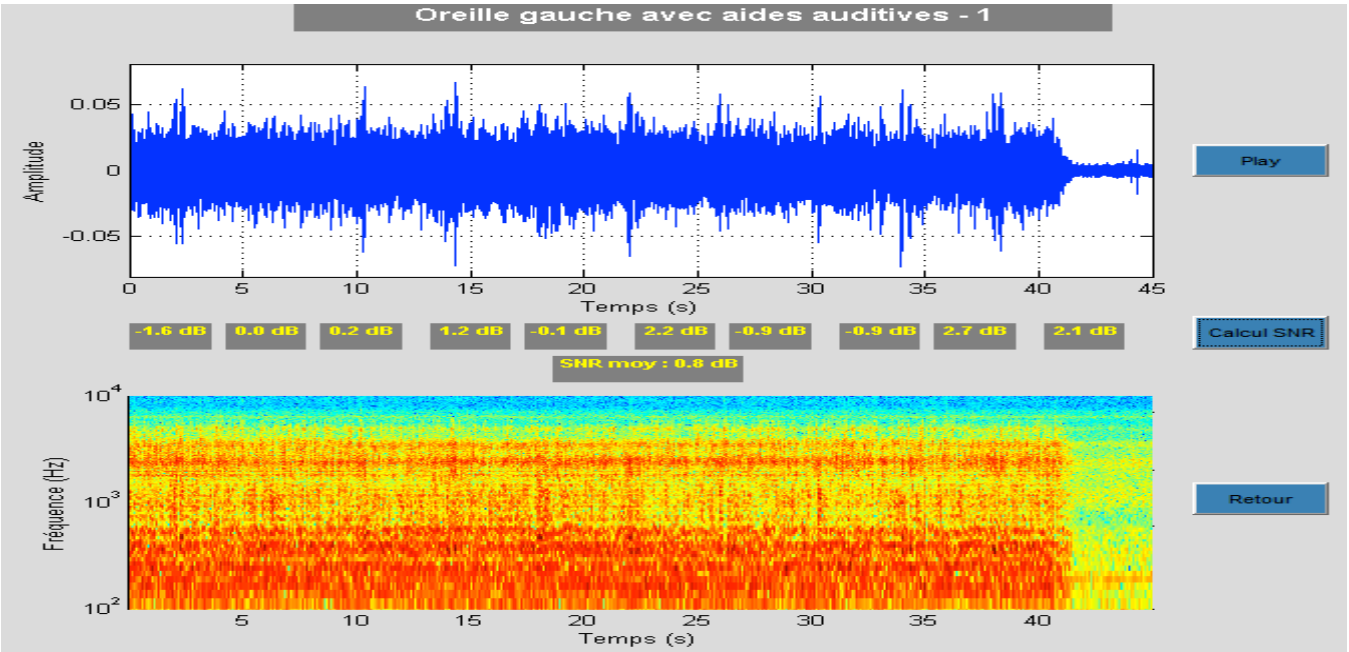


Figure 45 : SNR obtenu pour l'oreille gauche avec les appareils Go Pro (SNR en entrée : 0 dB)

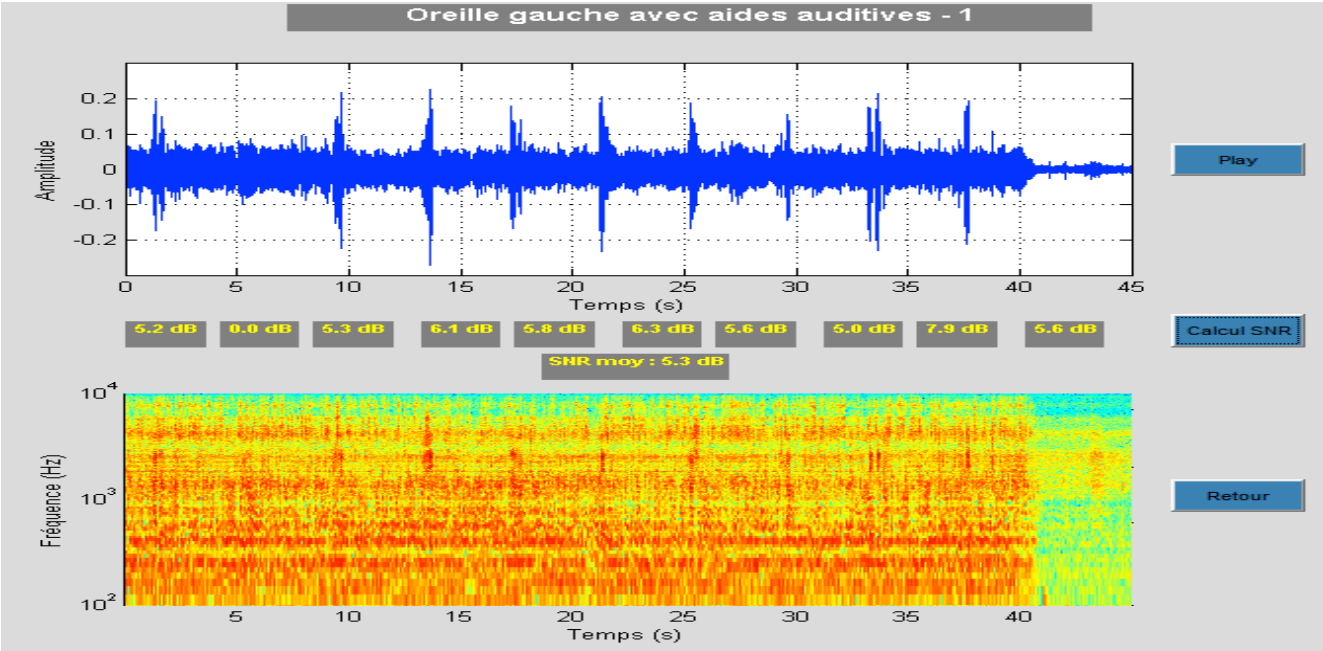


Figure 46 : SNR obtenu pour l'oreille gauche avec les appareils Alta pro (SNR en entrée : 0 dB)

Pour ce SNR, nous trouvons pour l'oreille gauche, un SNR moyen en sortie de 0,8 dB pour les appareils entrée de gamme contre 5,3 dB pour les appareils haut de gamme.

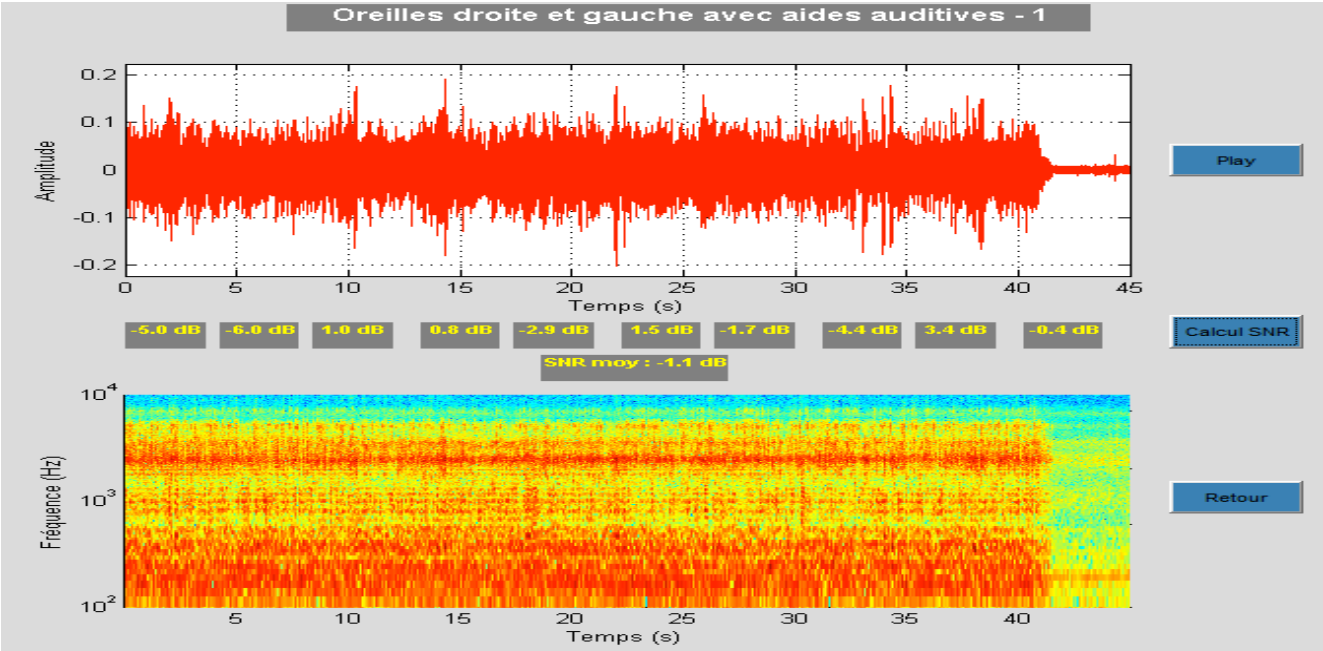


Figure 47 : SNR obtenu pour les deux oreilles avec les appareils Go Pro (SNR en entrée : 0 dB)

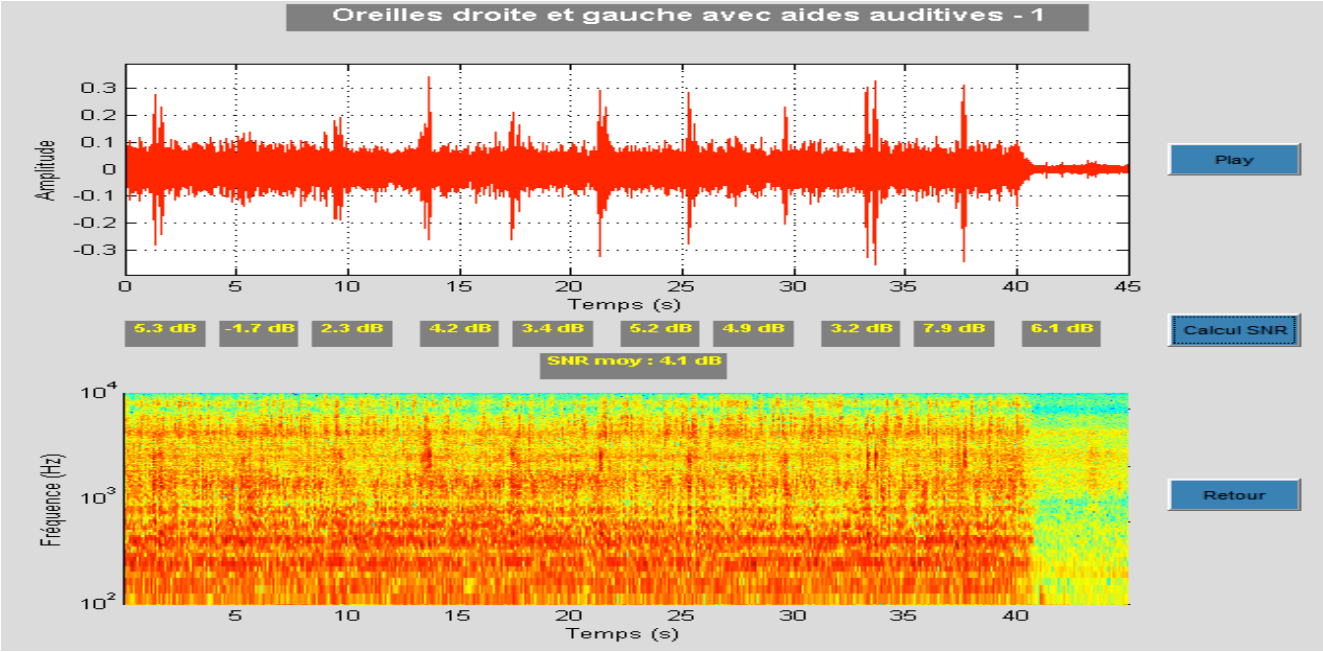


Figure 48 : SNR obtenu pour les deux oreilles avec les appareils Alta Pro (SNR en entrée : 0 dB)

Enfin, nous trouvons un SNR moyen en sortie de -1,1 dB avec les aides auditives entrée de gamme contre 4,1 dB avec les aides auditives haut de gamme.

Voici les résultats trouvés sous forme de tableau :

	SNR moyen OD	SNR moyen OG	SNR moyen ODG
Go Pro	0	+ 0,8	- 1,1
Alta Pro	+ 4,3	+ 5,3	+ 4,1

Tableau 4 : Résultats obtenus avec un SNR en entrée de 0 dB

A partir de ce SNR, nous comprenons bien que les appareils auditifs haut de gamme ont réellement un meilleur traitement du signal. En effet, le signal est amélioré de 4,1 dB par rapport au SNR en entrée. Ces appareils sont donc capables d'amplifier le signal vocal intéressant et de réduire le bruit pouvant être gênant.

d) Rapport signal/bruit de - 3 dB avec les aides auditives entrée de gamme et haut de gamme

Pour ce SNR, nous allons directement donner les résultats trouvés sous forme de tableau. En effet, les graphiques présentent beaucoup trop de bruit. Le bruit de fond est médiocre pour les aides auditives entrée de gamme.

Voici les résultats obtenus :

	SNR moyen OD	SNR moyen OG	SNR moyen ODG
Go Pro	- 1,4	- 1,1	- 2,4
Alta Pro	+ 2,3	+ 1,5	+ 0,5

Tableau 5 : Résultats obtenus avec un SNR en entrée de -3 dB

En conclusion, pour ce SNR, les appareils auditifs entrée de gamme n'améliorent pas du tout le rapport signal/bruit. Ainsi avec un bruit dominant, nous comprenons bien que l'utilisateur sera gêné. Quant aux appareils haut de gamme, ils améliorent, cette fois ci, le SNR de 3 dB environ. Il semblerait qu'une variation de 3 dB apporterait une amélioration de 40% d'intelligibilité.

Pour conclure, les résultats trouvés grâce à cette étude sur le KEMAR, montrent tous une amélioration du rapport signal/bruit avec les aides auditives haut de gamme.
Cette amélioration varie entre 3 et 5 dB selon le rapport signal/bruit.

De plus, les appareils entrés de gamme améliorent tout de même le rapport signal/bruit mais ce jusqu'à un certain niveau. En effet, nous trouvons une amélioration seulement pour le rapport signal/bruit de +6 dB en entrée.

Enfin, nous aurions pu tester les appareils avec des SNR plus importants, mais il me semble que cela n'aurait pas eu de grand intérêt. En effet, en voyant les résultats obtenus avec un rapport signal/bruit de -3 dB, le bruit aurait trop brouillé le signal.

2/ ETUDE CLINIQUE

I) POPULATION SÉLECTIONNÉE POUR L'ÉTUDE CLINIQUE

1) Critères de sélection

Mon étude expérimentale a été réalisée sur 20 patients, tous sélectionnés à partir de la base de données du centre d'Alésia, centre principal.

Ces patients ont été sélectionnés selon plusieurs critères d'inclusion afin d'avoir une étude homogène et exploitable.

Les patients sélectionnés pour mon étude devaient donc :

- Etre atteints de surdité de perception endocochléaire de type presbyacousie. En effet, ce type de surdité entraine une perte plus importante sur les fréquences aigues, ce qui engendre une baisse d'intelligibilité de la parole et d'autant plus dans le bruit. De plus, l'avantage du nombre de canaux sera mis en évidence davantage pour ce type de perte que pour une perte « plate ».

- Etre appareillés en bilatéral. En effet, l'écoute stéréophonique permettra d'optimiser la compréhension de la parole dans le bruit.

- Etre appareillés en contours d'oreille. En effet, ce choix se justifie pour deux raisons. La première est que les appareils de type « intra auriculaire » ne possèdent pas de directionnalité microphonique, ce qui pourrait nous handicaper pour la réalisation de nos tests et enfin la seconde raison est une question de pratique. En effet, il sera plus facile de passer d'un contour d'oreille entrée de gamme à un autre contour d'oreille haut de gamme et vice versa, plutôt que de refaire à chaque fois la coque des intras en passant d'un patient à un autre.

- Etre appareillés avec des aides auditives de chez Oticon, soit en entrée de gamme (Go Pro) soit en haut de gamme (Alta Pro).

- Avoir une expérience prothétique d'au moins un an, et un port des aides auditives d'au moins 6 heures par jour. Effectivement, la rééducation prothétique rentre en jeu pour ce type de tests. Il faut savoir que les patients habitués à leurs aides auditives présentent des capacités auditives plus performantes qu'au début de leur appareillage.

- Avoir une intelligibilité avoisinant les 100%, avec les appareils auditifs, dans le calme. En effet, si le patient est atteint de troubles d'intégration, cela pourrait réduire considérablement ses capacités de compréhensions en milieu bruyant.

- Etre capables de répéter les mots ou logatomes pour les tests vocaux.

- Ne pas avoir de troubles psychologiques ou d'état de fatigue avancé, ce qui pourrait rendre difficile le déroulement des tests.

Tous les patients remplissant ces critères, ont donc été contactés par téléphone. En leur expliquant, bien évidemment, qu'ils devaient se rendre au centre pour m'aider à réaliser mon étude en vue de l'obtention du diplôme d'audioprothèse. De nombreux patients se sont retrouvés dans l'incapacité de se déplacer, pour des raisons physiques et/ou par manque de temps. Au final, nous avons tout de même réussit à réunir 20 patients, dix appareillés en haut de gamme et dix autres, en entrée de gamme.

2) Présentation des patients

Patient(e) N°	Age (ans)	PTM OD (dB)	PTM OG (dB)	Appareillé(e) depuis	HDG ou EDG	Maximum d'intelligibilité dans le silence, en CL appareillé(e)
1	65	56,25	42,5	2 ans	ALTA PRO	100%
2	72	56,25	40	1 an	GO PRO	100%
3	74	71,25	73,75	1 an	GO PRO	100%
4	76	67,75	57,5	3 ans	GO PRO	95%
5	73	48,75	46,25	2 ans	GO PRO	100%
6	75	36,25	46,25	3 ans	GO PRO	100%
7	84	66,25	73,75	4 ans	GO PRO	95%

8	86	86,25	70	2 ans	ALTA PRO	90%
9	64	73,75	73,75	1 an	ALTA PRO	95%
10	62	67,5	72,5	2 ans	ALTA PRO	95%
11	83	95	80	3 ans	ALTA PRO	90%
12	81	53,75	58,75	2 ans	ALTA PRO	100%
13	67	73,75	77,5	2 ans	ALTA PRO	95%
14	82	51,25	45	1 an	ALTA PRO	100%
15	71	71,25	65,5	2 ans	GO PRO	95%
16	61	45,25	47,75	3 ans	GO PRO	100%
17	59	61,5	65,5	2 ans	GO PRO	95%
18	77	51,5	55,5	1 an	ALTA PRO	100%
19	81	76,25	77,75	2 ans	ALTA PRO	90%
20	69	62,25	65,5	3 ans	GO PRO	95%

Tableau 6 : Population étudiée

II) PROTOCOLE D'EXPERIMENTATION

1) Technique d'appareillage

Comme énoncé précédemment, nous avons choisi que des patients appareillés avec des aides auditives de chez Oticon. En effet, par manque de patients chez les autres fabricants, nous avons été contraint de travailler qu'avec les appareils de chez Oticon. Ce qui nous a permit d'éviter les biais et d'avoir une population homogène.

Dans un premier temps, il était nécessaire de régler les appareils, entrée de gamme et haut de gamme, de la même façon. Cependant, il faut bien comprendre que les nombreuses différences entre les appareils entrée de gamme et haut de gamme, nous empêchent de régler les appareils de façon identique ; bien que le préréglage ait été effectué à partir du même audiogramme.

En effet, concernant le nombre de canaux, il est difficile d'adapter de la même façon un appareil entrée de gamme et un appareil haut de gamme, sachant que l'entrée de gamme ne possède que 4 canaux, contre 10 en haut de gamme.
Nous avons donc du faire des moyennes, pour ajuster au mieux le gain, pour chaque niveau d'entrée, en passant d'un haut de gamme à un entrée de gamme et vice versa.
Voici les réglages effectués selon la gamme de technologie :

	Go Pro (entrée de gamme)	**Alta Pro (haut de gamme)**
Choix de la méthodologie	NAL-NL 1	NAL-NL 1
Events et filtres	Tube 2 mm – évent fermé	Tube 2 mm – évent fermé
Réglage du gain	Sons faibles, sons forts	Sons faibles, sons modérés, sons forts
Réglage de la compression (CR)	En se basant sur les réglages du patient	En se basant sur les réglages du patient

Réglage du MPO	En se basant sur les réglages du patient	En se basant sur les réglages du patient
Réduction du bruit	Marche	Marche
Directivité	Omnidirectionnel	Auto Tri-mode

Tableau 7 : Réglages effectués selon la gamme de technologie

2) Matériel utilisé

a) Les appareils entrée de gamme et haut de gamme de chez Oticon

Voici un récapitulatif des données techniques disponibles dans les appareils Go Pro et Alta Pro :

	Go Pro (entrée de gamme)	**Alta Pro (haut de gamme)**
Nombre de canaux	4	10
Nombre de programmes	3	5
Choix de méthodologies	NAL-NL1	NAL-NL1 / NAL-NL2/ DSL/DVO
Directionnalité microphonique	Mode omni	Mode omni, directionnalité fixe, directionnalité adaptative
Gestion du bruit	Gestion basique	Gestion Tri-mode
Autres traitements	✗	Speech Guard E / Free focus / Spatial Sound / You Matic / Connectline

Tableau 8 : Traitements disponibles pour les appareils Go Pro et Alta Pro

b) *Le test d'Audiométrie Verbo-fréquentielle dans le Bruit (AV_fB) de Dodelé*

Pour les tests vocaux dans le bruit, nous avons utilisé le test AV_fB de Dodelé.
Ce test est composé d'une liste d'essai et de 5 autres listes de 17 logatomes, eux mêmes composés de trois phonèmes (voyelle-consonne-voyelle).

Ce test présente de nombreux intérêts. Il permet

- d'orienter le choix prothétique
- d'évaluer les chances de réussite d'un appareillage et l'efficacité des réglages
- de comparer différents réglages et différentes aides auditives
- de justifier le choix prothétique en mettant en relief la stéréophonie vs monaural, le microphone directionnel vs le microphone omnidirectionnel, …

Chaque liste est émise à une intensité de 55 dB, en faisant varier le rapport signal/bruit de +9 dB à -9 dB. Le bruit utilisé est l'onde vocale globale (OVG).
« Ce stimulus est constitué de l'enregistrement des voix de deux couples, l'un parlant en français et l'autre en anglais. Le mixage de ces 4 voix, écrêté et stabilisé à l'aide d'un compresseur numérique, a permis d'obtenir une stimulation bien stable et bien adaptée au but recherché ». **[54]**

Le signal vocal est donc émis face au patient et le bruit, dos au patient.

Nous allons alors comptabiliser le nombre de phonèmes déformés par liste (score/50) et l'on arrêtera le test dès que le pourcentage d'intelligibilité sera inférieur à 50%.

Nous obtenons donc un tracé de la courbe avec :

- en abscisse, le rapport signal/bruit
- en ordonnée gauche, le nombre de phonèmes déformés
- en ordonnée droite, le pourcentage équivalent d'intelligibilité vocale.

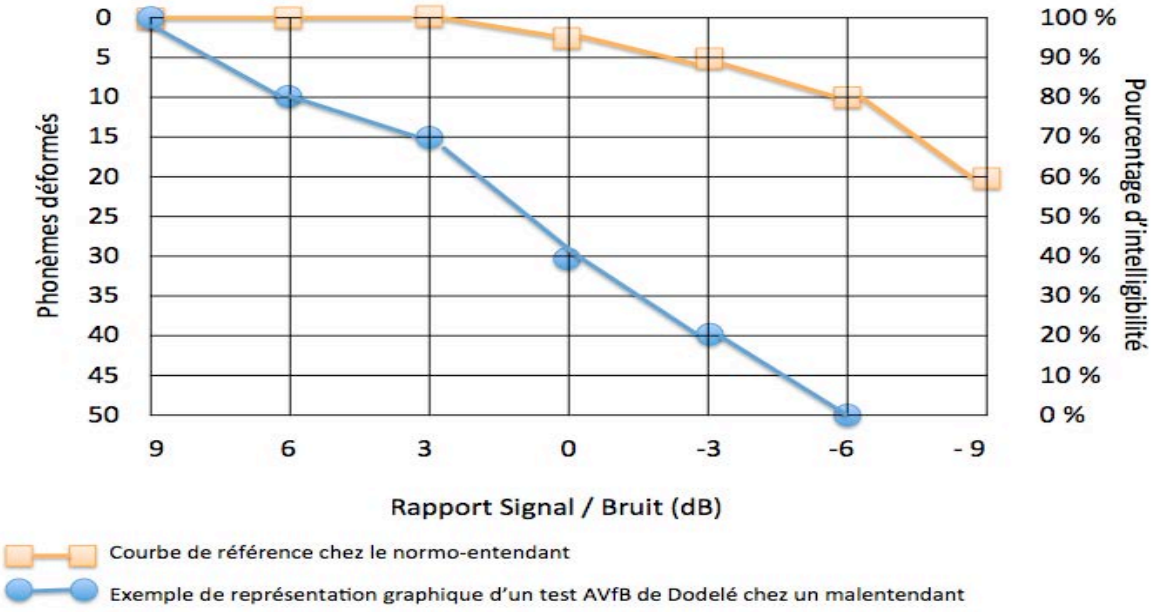


Figure 49 : Graphique illustrant les résultats au test AV_fB de Dodelé

c) *Le logiciel Biosound System*

Le logiciel Biosound System permet de réaliser tout type de test vocal en présence de bruit. Ainsi il est possible de modéliser le bruit et le signal vocal dans des hauts parleurs différents ou non.

Pour le test de Dodelé, nous avons émis le signal vocal dans les hauts parleurs face au patient et le bruit dans les hauts parleurs dos au patient.

Voici la modélisation du logiciel dans ce cas de figure :

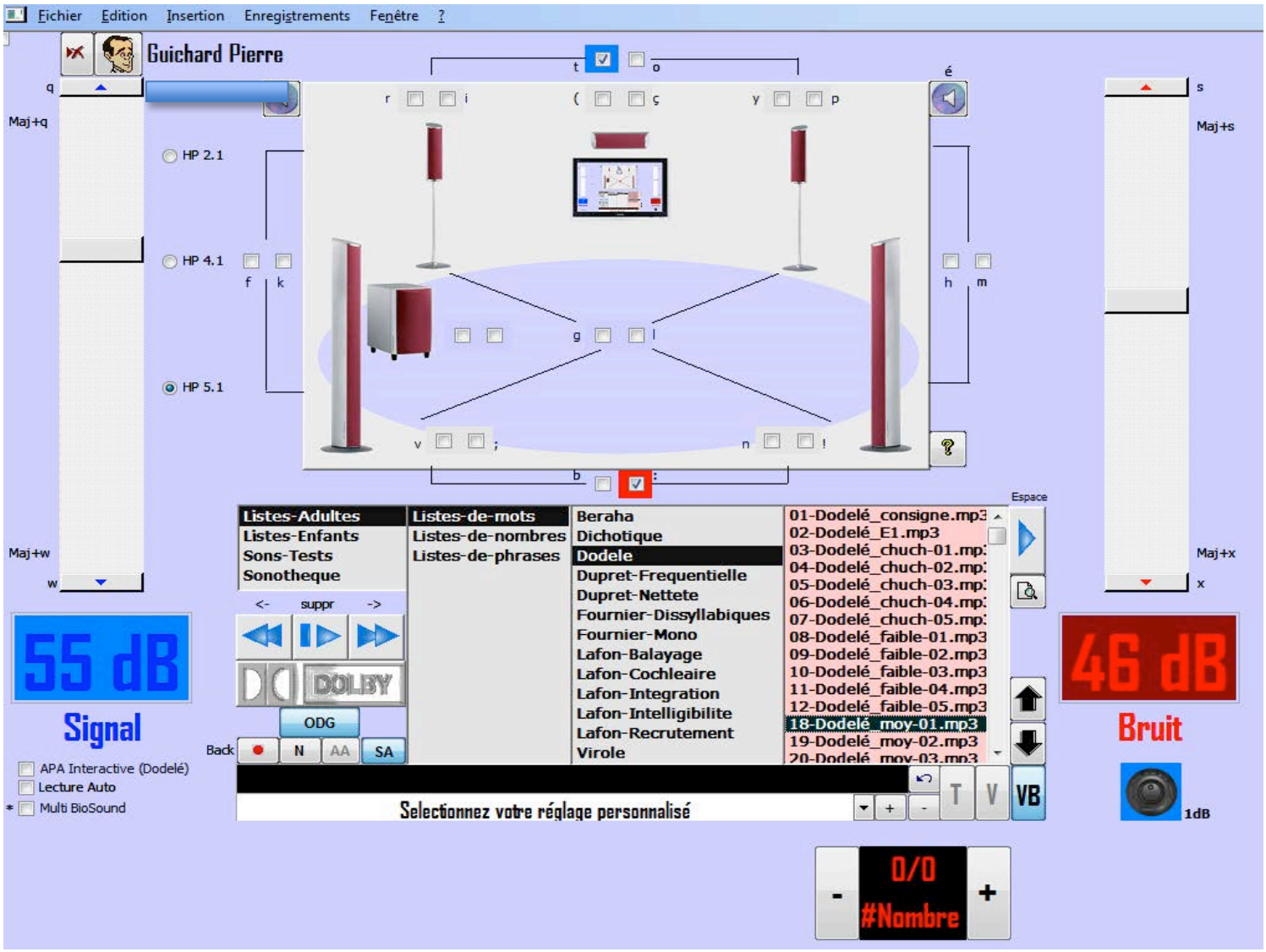


Figure 50 : Modélisation du logiciel Biosound System

Utilisation du test AV$_f$B de Dodelé avec le signal (en bleu) émis face au patient et le bruit (en rouge) émis dos au patient, le rapport signal/bruit étant de +9 dB

3) Les tests réalisés

Avant de commencer les tests, il était important de vérifier :

- que l'audition n'ait pas changé
- que les appareils auditifs n'étaient pas encrassés et enfin
- le bon fonctionnement interne des aides auditives

A la suite de cela, le premier test réalisé fut une audiométrie vocale dans le bruit sans les aides auditives du patient, au niveau du seuil objectif de confort vocal, c'est à dire à l'intensité qui permet d'atteindre le pourcentage maximum d'intelligibilité vocale dans le calme.

Nous avons réalisé ce test à l'aide du test AV_fB de Dodelé.

Puis, nous avons réalisé une audiométrie vocale toujours en présence de bruit mais cette fois ci avec les appareils auditifs du patient.
Pour cela, nous avons utilisé le test AV_fB de Dodelé. Ce test nous a permis de nous rendre compte des capacités développées par le patient à comprendre dans les situations bruyantes, grâce à ses appareils auditifs.

Enfin, pour que cette étude soit complète, nous avons réalisé une dernière audiométrie vocale dans le bruit, toujours avec le test AV_fB de Dodelé mais cette fois ci avec les appareils « opposés » à ce que le patient portait. C'est à dire avec des appareils haut de gamme si le patient porte de l'entrée de gamme et inversement.

Pour chaque audiométrie vocale dans le bruit, nous avons fait varier le rapport signal/bruit de +9 à -9 dB, quand cela nous était possible. En effet, j'ai pu constaté qu'il était difficile d'arriver jusqu'à un rapport signal/bruit de -9 dB avec des aides auditives, en ayant plus de 50% d'intelligibilité.

Grâce à ces tests, nous avons pu établir des tableaux comparatifs, pour chaque patient, en mettant en évidence les résultats obtenus dans le bruit avec les appareils auditifs entrée de gamme et haut de gamme, pour chaque rapport signal/bruit.

De plus, j'ai pu constater qu'il était très important d'indiquer la bonne consigne au patient pour que l'utilisation de mots sans signification ne présente pas plus de difficultés que l'utilisation de matériel traditionnel.

Voici la consigne énumérée à chaque début de test : « Vous allez entendre des mots dont la particularité est de n'avoir aucune signification. Je vous demande tout simplement de répéter ce que vous avez entendu, même si vous n'avez entendu qu'une partie du mot. Ne cherchez donc pas à trouver un sens au mot. Nous allons commencer le test ».

« Une première liste d'entrainement est lue afin de familiariser le sujet à la répétition de mots sans signification. Cette liste, qui n'est pas cotée, permet aussi de déterminer le seuil subjectif de confort vocal, niveau auquel sera pratiqué le test AV_fB de Dodelé sans les appareils du patient ». Cette liste d'entrainement sera émise avec un rapport signal/ bruit de +12 dB. **[54]**

Pour la cotation des listes verbo-fréquentielles, le premier mot de chaque liste est destiné à attirer l'attention du patient, ce mot n'est donc pas comptabilisé.

4) Questionnaire

Afin que nous puissions nous rendre compte du ressenti du patient avec les différentes gammes de technologie d'appareils auditifs, nous avons établi un questionnaire.

Ce questionnaire fut distribué à chaque début de rendez-vous, afin que le patient puisse le remplir à chaque fin de tests. Voici comment il se présente :

Questionnaire destiné au patient

Nom : ..... **Prénom :** ..... **Date :** .....

Dans chacune des situations d'écoute proposée, indiquez quel est votre appareil préféré entre l'appareil 1 et l'appareil 2.

Appareil 1 : Votre appareil habituel Appareil 2 : L'appareil que l'on vous prête

L'espace « remarques » vous permet de nous faire part d'autres ressentis non traités au sein de ce questionnaire.

Nous vous rappelons que l'appareil 2 est réglé au plus proche de vos réglages habituels.

En terme de compréhension de la parole

1) En situation calme

Dans cette situation de conversation en tête à tête, vous trouvez :

- ☐ Que l'appareil 1 est meilleur que l'appareil 2
- ☐ Que l'appareil 2 est meilleur que l'appareil 1
- ☐ Que les deux appareils vous donnent une sensation identique

2) En situation bruyante

Dans cette situation de conversation en tête à tête, vous trouvez :

- ☐ Que l'appareil 1 est meilleur que l'appareil 2
- ☐ Que l'appareil 2 est meilleur que l'appareil 1
- ☐ Que les deux appareils vous donnent une sensation identique

En terme de confort auditif

1) En situation calme

Dans cette situation de conversation en tête à tête, vous trouvez :

- ☐ Que l'appareil 1 est meilleur que l'appareil 2
- ☐ Que l'appareil 2 est meilleur que l'appareil 1
- ☐ Que les deux appareils vous donnent une sensation identique

2) En situation bruyante

Dans cette situation de conversation en tête à tête, vous trouvez :

- ☐ Que l'appareil 1 est meilleur que l'appareil 2
- ☐ Que l'appareil 2 est meilleur que l'appareil 1
- ☐ Que les deux appareils vous donnent une sensation identique

En terme de tolérances aux bruits

1) Concernant le naturel du son, vous trouvez :

- ☐ Que l'appareil 1 est plus naturel que l'appareil 2
- ☐ Que l'appareil 2 est plus naturel que l'appareil 1
- ☐ Que les deux appareils vous donnent une sensation identique

2) Concernant le sifflement (effet Larsen) des aides auditives, vous trouvez :

- ☐ Qu'il y en a moins avec l'appareil 1
- ☐ Qu'il y en a moins avec l'appareil 2
- ☐ Que les deux appareils vous donnent une sensation identique

3) Concernant les bruits de fond ambiants, vous trouvez :

- ☐ Qu'il y en a moins avec l'appareil 1
- ☐ Qu'il y en a moins avec l'appareil 2
- ☐ Que les deux appareils vous donnent une sensation identique

Au final, vous trouvez :

- ☐ Que l'appareil 1 est meilleur que l'appareil 2
- ☐ Que l'appareil 2 est meilleur que l'appareil 1
- ☐ Que les deux appareils vous donnent une sensation identique

Remarques :.....

.....

.....

.....

Nous vous remercions de votre aide précieuse et du temps que vous nous avez consacré pour répondre à ce questionnaire et de votre implication dans notre étude.

Figure 51 : Questionnaire destiné aux patients à chaque début de rendez-vous

III) RÉSULTATS, INTERPRÉTATIONS ET CRITIQUE DE L'ÉTUDE

Nous allons détailler dans cette partie : notre population étudiée, les résultats obtenus avec les aides auditives entrée de gamme et haut de gamme dans le bruit et enfin les réponses recueillies à l'aide du questionnaire.

1) Analyse de la population étudiée

Pour notre étude, nous avons réussit à sélectionner 20 patients, remplissant entièrement nos critères d'inclusion et, bien entendu, souhaitant participer à notre étude.

20 patients composaient donc notre population à étudier dont 10 femmes et 10 hommes, appareillés proportionnellement en haut de gamme et en entrée de gamme.

La moyenne d'âge de cette population était de 73,1 ans avec comme patient le plus jeune, un homme âgé de 59 ans et comme patient le plus âgé, un homme âgé de 86 ans.

L'ensemble de la population était appareillé en moyenne depuis 2,1 ans, soit le plus récent datant d'un année et le plus ancien de 4 ans.

Concernant les pertes auditives, notre population était atteinte de surdités légère, moyenne et sévère.
La surdité la moins importante était de 41,25 dB en moyenne, et la plus importante de 87,5 dB.

Du fait de ces gros écarts, nous allons par la suite effectuer des statistiques en fonction du degré de perte auditive.

2) Résultats des tests et interprétations

Dans cette sous-partie, nous allons mettre en évidence l'apport des nouvelles technologies présentes dans les appareils auditifs haut de gamme concernant l'intelligibilité de la parole dans le bruit. Nous allons donc comparer les résultats obtenus avec les appareils haut de gamme et ceux obtenus avec les appareils entrée de gamme.

Nous analyserons donc les résultats recueillis sous trois angles différents :

- En comparant les résultats obtenus entre entrée de gamme et haut de gamme **sur l'ensemble de la population dans le bruit, pour chaque rapport signal/bruit.**

- En comparant les résultats obtenus entre entrée de gamme et haut de gamme **pour les pertes auditives légères à moyennes, dans le bruit, pour chaque rapport signal/bruit.**

- En comparant les résultats obtenus entre entrée de gamme et haut de gamme **pour les pertes auditives moyennes à sévères, dans le bruit, pour chaque rapport signal/bruit.**

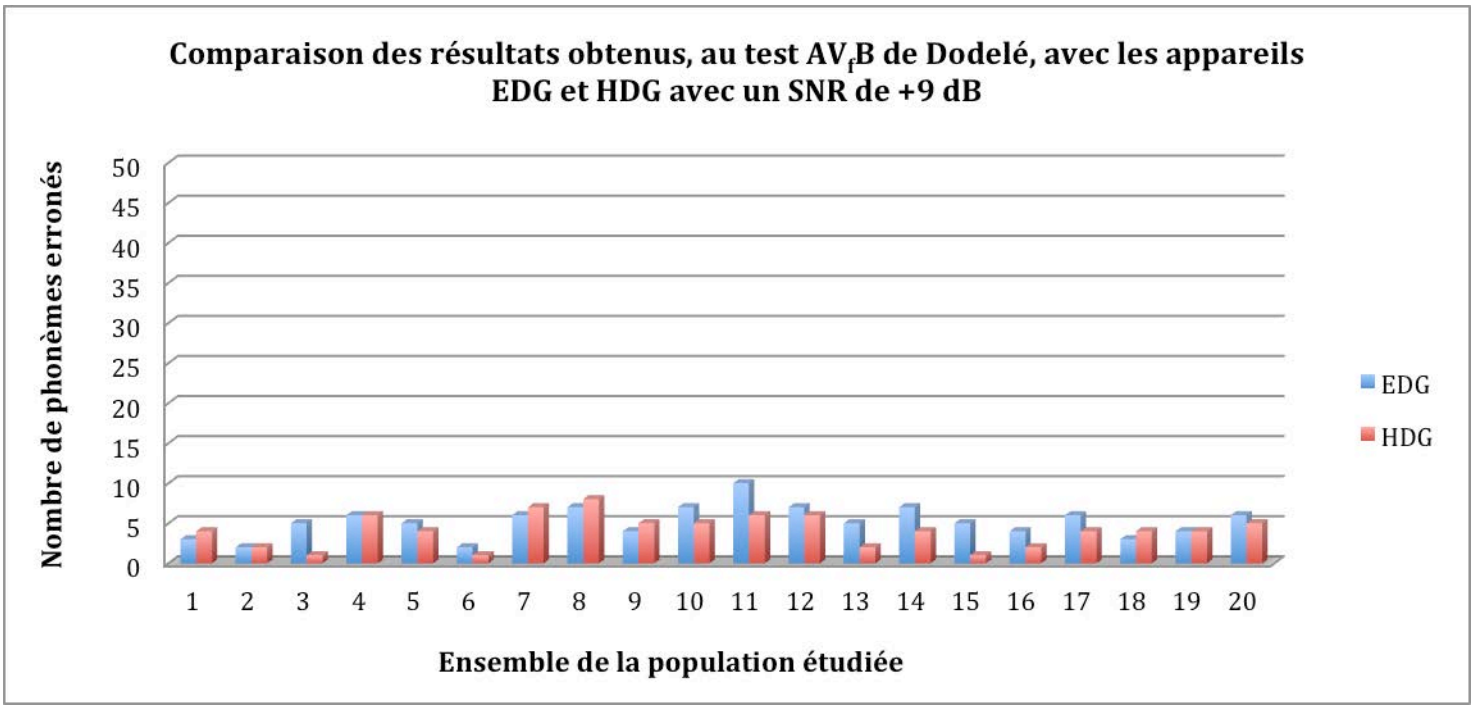
Pour faciliter la compréhension des tableaux de comparaison suivants, voici le lien entre le nombre de phonèmes erronés et le pourcentage d'intelligibilité :

Nombre de phonèmes erronés	Pourcentage d'intelligibilité
0	100%
5	90%
10	80%
15	70%
20	60%
25	50%
30	40%
35	30%
40	20%
45	10%
50	0%

Tableau 9 : Lien entre "nombre de phonèmes erronés" et "pourcentage d'intelligibilité"

a) Comparaison des résultats obtenus, au test AV_fB de Dodelé avec les appareils EDG et HDG, pour chaque rapport signal/bruit (SNR)

Pour chaque rapport signal/bruit, nous allons donc décrire les résultats obtenus avec les appareils entrée de gamme et haut de gamme, pour l'ensemble des patients. Nous aurions aimé faire une comparaison entre les personnes passant d'un appareillage entrée de gamme à un appareillage haut de gamme et vice versa mais les résultats ne sont pas plus significatifs. Nous allons donc décrire les résultats pour l'ensemble de la population étudiée.

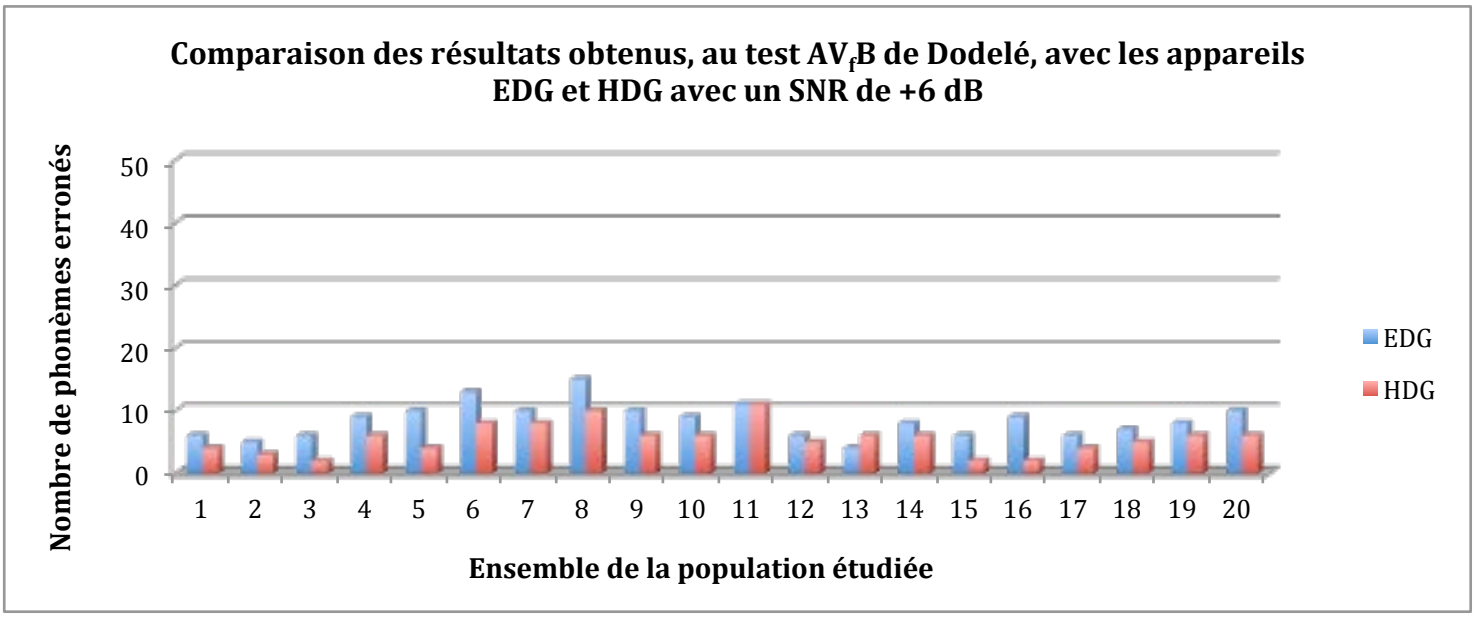


Dans ce cas de figure, nous avons réalisé le test AV_fB de Dodelé avec un rapport signal/bruit de +9 dB. Ce qui signifie que le signal (liste 1 de Dodelé) est émit à une intensité de 55 dB et que le bruit est émit à une intensité de 46 dB.

Les résultats obtenus ne sont pas vraiment significatifs. En effet, en moyenne, la différence de phonèmes déformés entre un appareil entrée de gamme et un appareil haut de gamme est seulement de 1,65, soit une différence de 3% d'intelligibilité.

De plus, cette différence varie dans les deux sens. En effet, pour les patients n° 1, 7, 8, 9 et 18, le nombre de phonèmes erronés est plus important avec l'appareil haut de gamme qu'avec l'entrée de gamme, mais cette différence n'excède pas 3 phonèmes erronés.

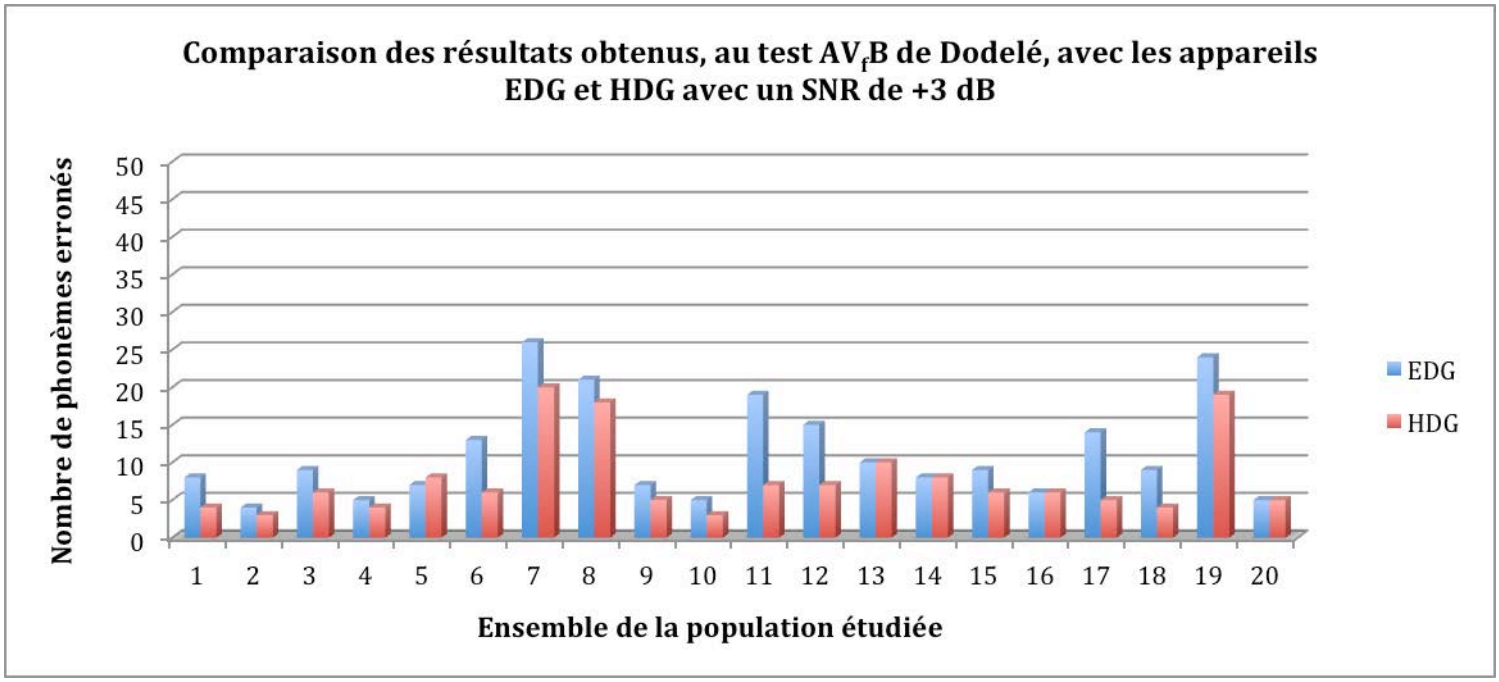
Enfin, pour les patients n° 2, 4 et 19, les scores sont identiques.



Concernant la liste émise avec un rapport signal/bruit de +6 dB, nous commençons tout juste à obtenir de meilleurs résultats avec les aides auditives haut de gamme.

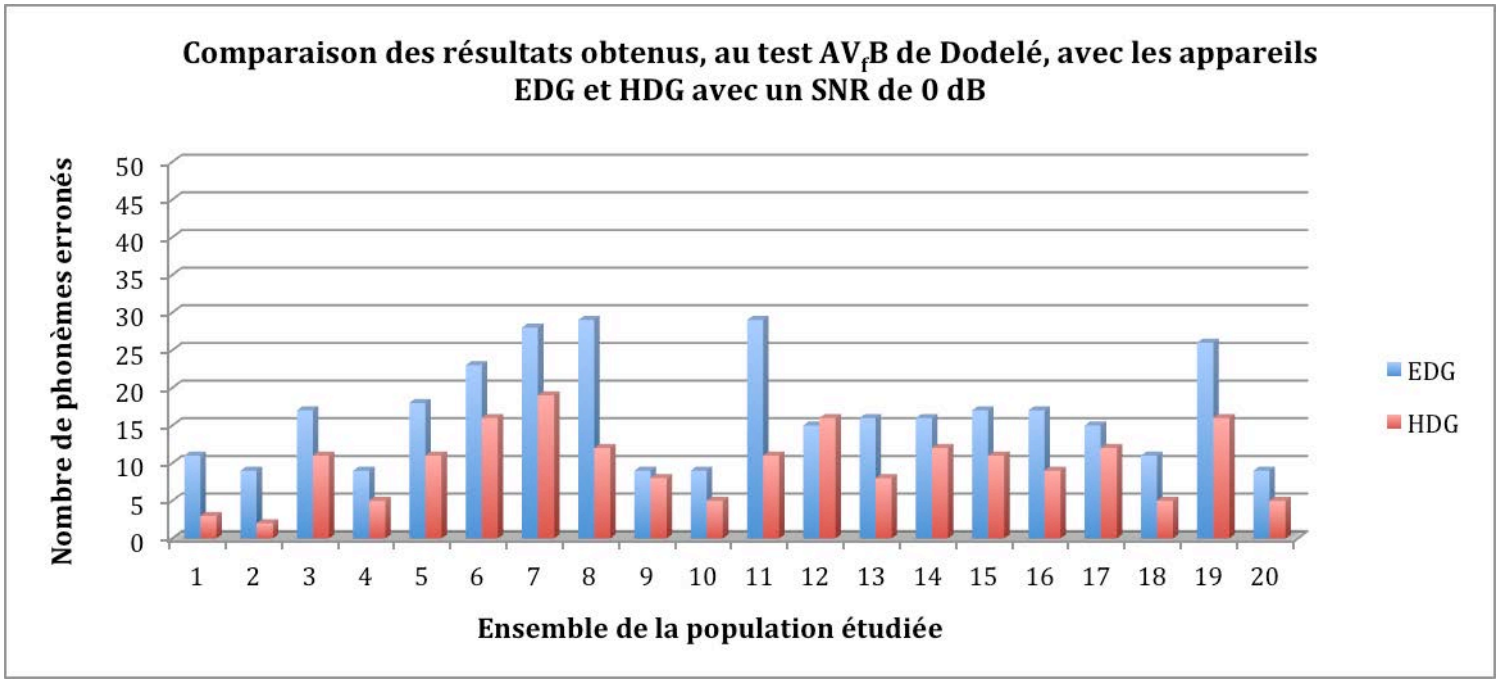
En effet, selon le nombre de phonèmes déformés, nous retrouvons en moyenne une différence de 3,1 phonèmes. C'est à dire qu'avec les appareils haut de gamme, les patients répètent en moyenne, 3,1 phonèmes en plus qu'avec les appareils entrée de gamme. En terme d'intelligibilité, cette différence équivaut à 7% d'intelligibilité. Tout en sachant que pour les patients n° 5, 6, 8 et 16, l'intelligibilité serait meilleure de 10 à 12 % avec les aides auditives haut de gamme. Quant au patient n° 11, il ne semble pas ressentir de différence avec les deux types de technologie.

Les patients auraient donc une meilleure intelligibilité avec les appareils haut de gamme avec un tel rapport signal/bruit.



Nous arrivons alors à la liste émise avec un rapport signal/bruit de +3 dB. Comparée à la liste précédente, nous obtenons un léger mieux.
En effet, nous obtenons en moyenne une différence de 3,7 phonèmes, soit une amélioration de 8% d'intelligibilité avec les aides auditives haut de gamme.

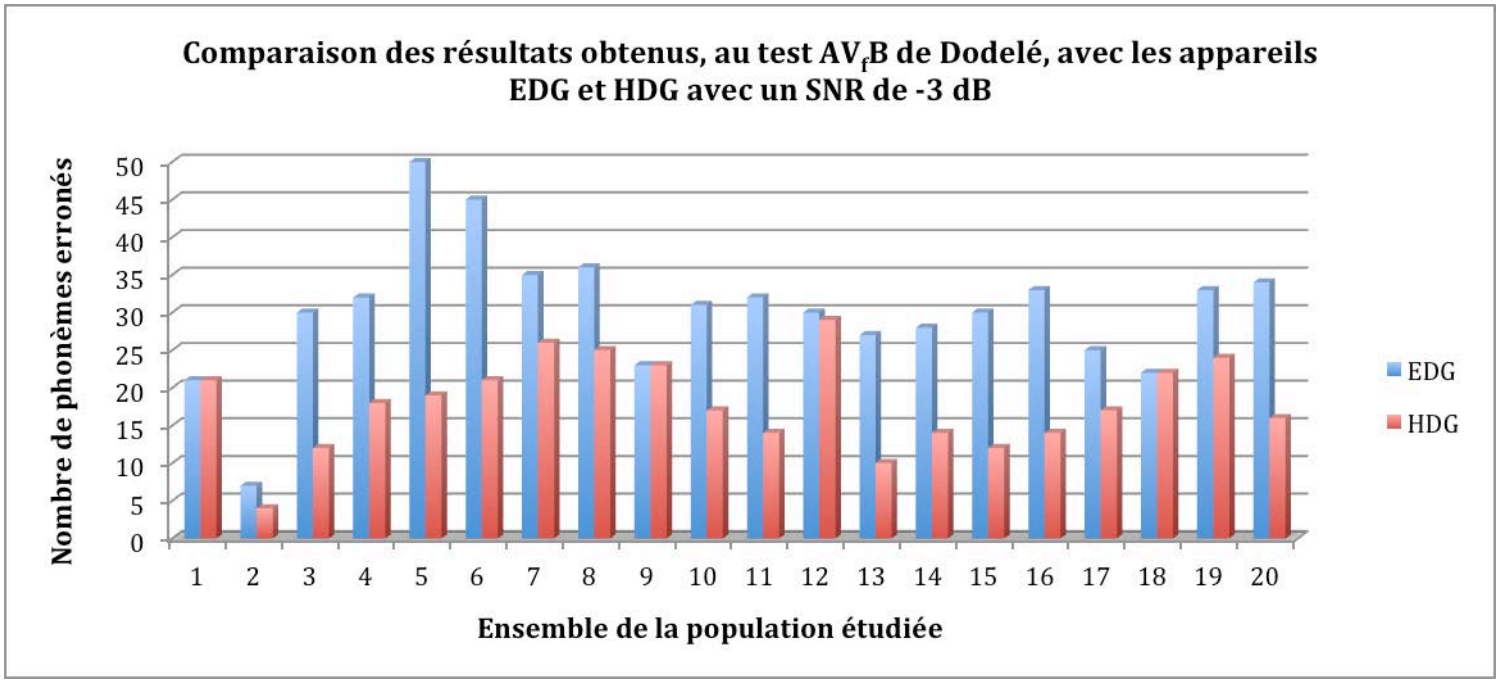
Il faut tout de même signaler que pour les patients n° 6, 11, 12 et 17 nous obtenons une amélioration de 20% d'intelligibilité avec les appareils haut de gamme. Ce qui n'est franchement pas négligeable. Enfin, les patients n° 13, 14, 16 et 20, ne ressentent pas de différences entre les deux types d'appareils pour ce rapport signal/bruit.



Passons à présent aux résultats du test réalisé avec un rapport signal/bruit de 0 dB. C'est à dire que le signal et le bruit sont émis à la même intensité (55 dB).
Les résultats montrent encore une différence entre les appareils entrée de gamme et haut de gamme avec une différence de 6,9 phonèmes soit une amélioration de 14% d'intelligibilité avec les appareils haut de gamme.

De plus les résultats des patients n° 7 et 19 sont très rassurants. Ils nous montrent une différence de près de 10 phonèmes, soit une amélioration de 20% d'intelligibilité avec les appareils haut de gamme.

Enfin, les résultats pour les patients 8 et 11 sont impressionnants. Ils montrent une amélioration de près de 40% d'intelligibilité lorsque les patients portent les appareils haut de gamme.

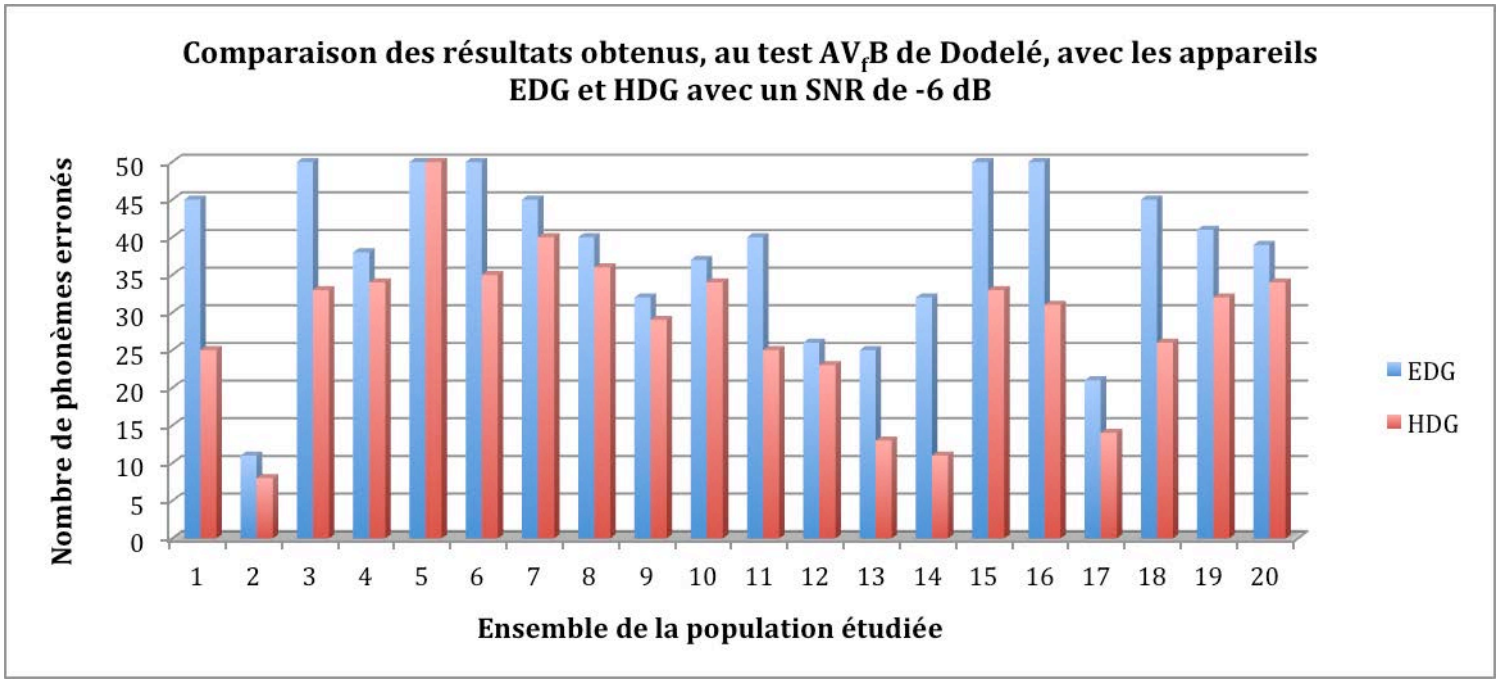


Nous passons à présent aux tests effectués avec un bruit dominant le signal.

Ici, nous nous intéressons à la liste émise avec une intensité de 55 dB et un bruit émit avec une intensité de 58 dB.

Comme nous pouvons le constater sur le graphique, nous voyons immédiatement de meilleurs résultats avec les appareils auditifs haut de gamme. En terme de phonèmes erronés, nous avons en moyenne une différence de 12,4 entre les deux types d'appareils, ce qui correspond à une différence d'intelligibilité de 25%.

Enfin, pour les patients n° 5 et 6 nous avons une amélioration entre 50% et 60% d'intelligibilité, en sachant qu'avec les appareils entrée de gamme, ces patients ne parviennent quasiment pas à répéter les phonèmes de cette liste.

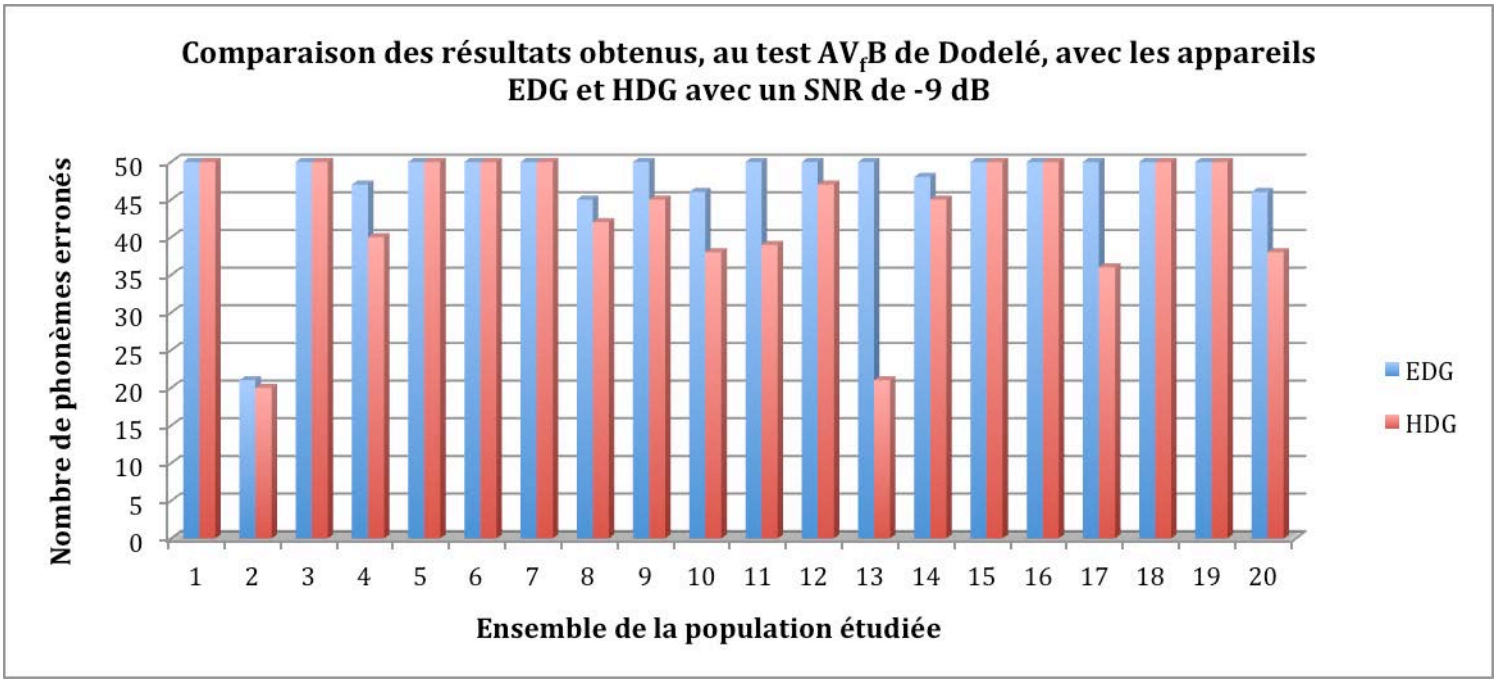


Nous étudions maintenant les résultats obtenus avec un rapport signal/bruit de -6 dB.

Nous pouvons voir sur le graphique qu'il est de plus en plus difficile de répéter les mots que cela soit avec les appareils entrée de gamme qu'avec les appareils haut de gamme.

Concernant le nombres de phonèmes déformés, nous notons une différence de 9,6 phonèmes ce qui correspond à une amélioration de 20% d'intelligibilité en moyenne.

Il est important de noter que les patients n° 1, 3, 5, 6, 7, 15, 16 et 18 ne parviennent quasiment pas à répéter les mots de la liste utilisée, avec les appareils entrée de gamme.



Enfin, nous étudions les résultats obtenus avec un rapport signal/bruit de -9 dB.

D'après le graphique, nous comprenons bien qu'il devient très difficile de répéter correctement les différents mots composant la liste utilisée.

En effet, les patients n° 1, 3, 5, 6, 7, 9, 12, 15, 16, 18 et 19 ne parviennent quasiment pas à répéter les différents logatomes de la liste, que cela soit avec les appareils entrée de gamme ou les appareils haut de gamme.

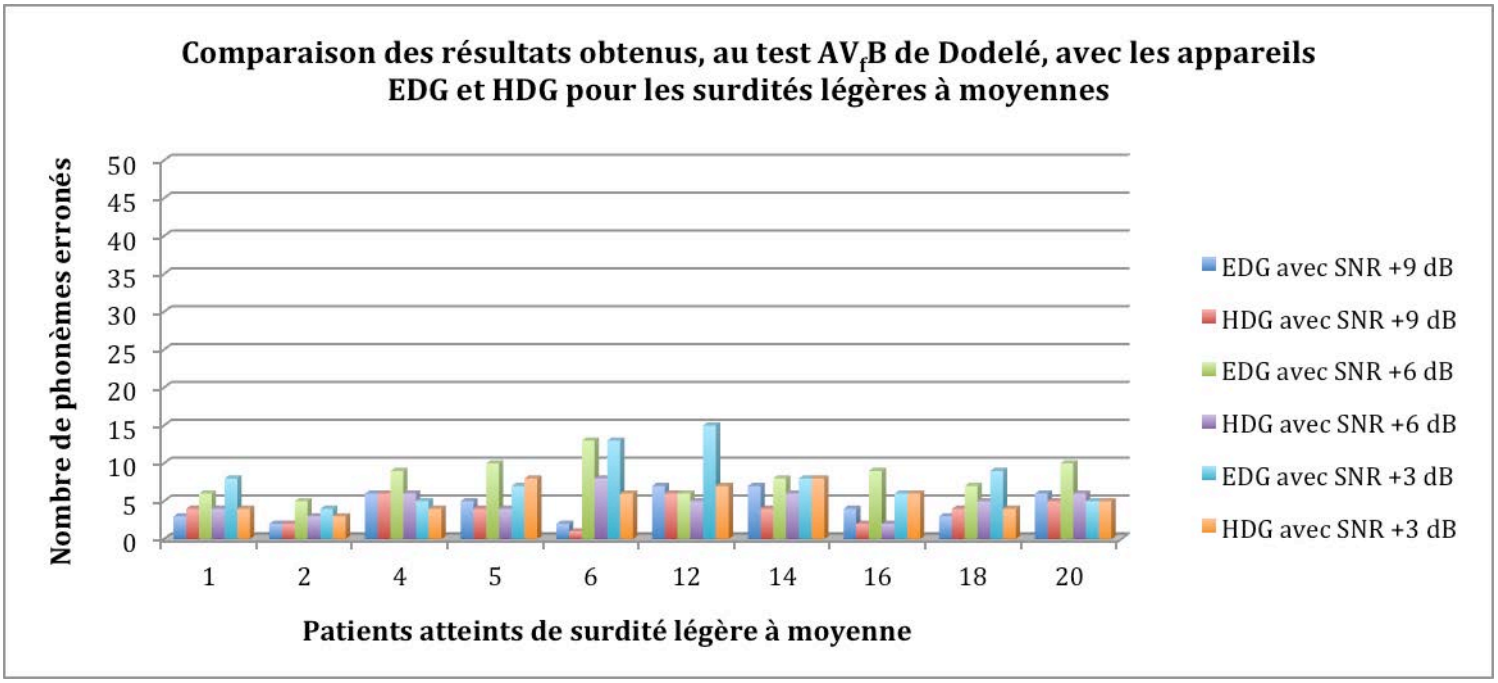
En moyenne, nous avons une amélioration avec les appareils haut de gamme de 5% d'intelligibilité.

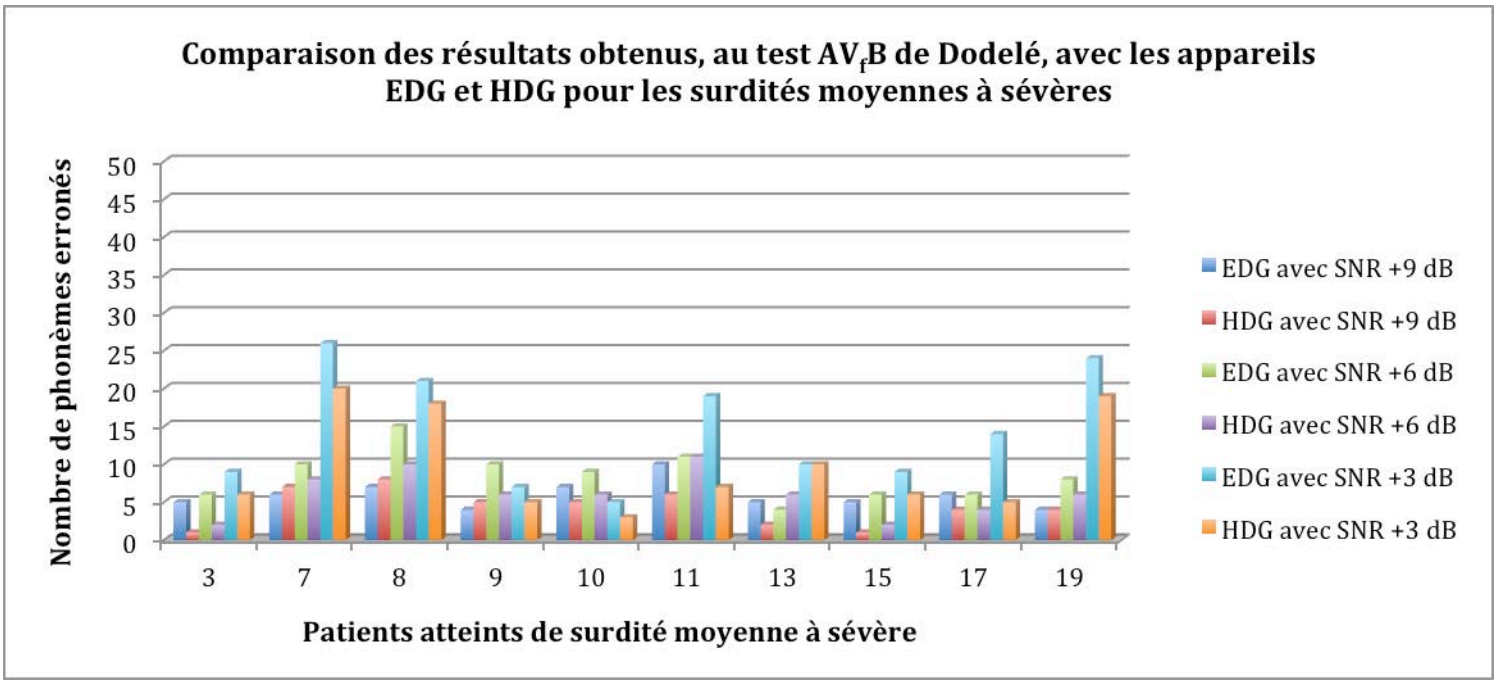
Pour conclure nous avons réellement de bons résultats avec un rapport signal/bruit de -3 dB. C'est donc avec ce test que nous nous rendons compte que les appareils haut de gamme apportent une meilleure intelligibilité grâce aux nombreux traitements du signal enclenchés dans les aides auditives.

b) *Comparaison des résultats obtenus, au test AV_fB de Dodelé avec les appareils EDG et HDG, pour les SNR de +9 à +3 dB en fonction du degré de perte auditive.*

A présent, nous allons comparer les résultats obtenus avec les appareils entrée de gamme et haut de gamme pour chaque rapport signal/bruit en fonction du degré de perte auditive des différents patients composant notre population étudiée.

Comparons en premier lieu, les résultats obtenus pour les rapports signal/bruit de +9 à +3 dB pour les surdités légères à moyennes et pour les surdités moyennes à sévères.





Analysons les résultats obtenus pour le rapport signal/bruit de +9 dB.

Nous constatons, que pour les pertes légères à moyennes, nous obtenons, quelque soit le type d'appareils utilisé, un pourcentage d'intelligibilité allant de 90 à 100%.
Alors que pour les pertes moyennes à sévères, les résultats nous montrent un pourcentage d'intelligibilité variant entre 80 et 90%.

Comparons alors l'amélioration en terme d'intelligibilité en passant d'un appareil auditif entrée de gamme à un appareil auditif haut de gamme.
Pour les surdités légères à moyennes, nous avons une amélioration d'environ 2% d'intelligibilité avec les aides auditives haut de gamme.
Et pour les surdité moyennes à sévères, nous avons une amélioration d'environ 4% d'intelligibilité.

Les personnes atteintes de surdités moyennes à sévères ressentiraient donc une amélioration plus importante avec les aides auditives haut de gamme que les personnes atteintes de surdité légères à moyennes.

Passons à présent au rapport signal/ bruit de +6 dB.

Pour les pertes légères à moyennes, nous constatons que le pourcentage d'intelligibilité varie entre 80 et 90% d'intelligibilité.

Or, pour les pertes moyennes à sévères, ce pourcentage varie entre 70 et 80% d'intelligibilité.

Concernant l'amélioration constatée entre les appareils entrée de gamme et haut de gamme, nous pouvons noter une amélioration de 7% pour les pertes auditives légères à moyennes contre 6% pour les pertes moyennes à sévères.

Cette différence peut être négligée.

Enfin, examinons les résultats obtenus avec un rapport signal/bruit de +3 dB.

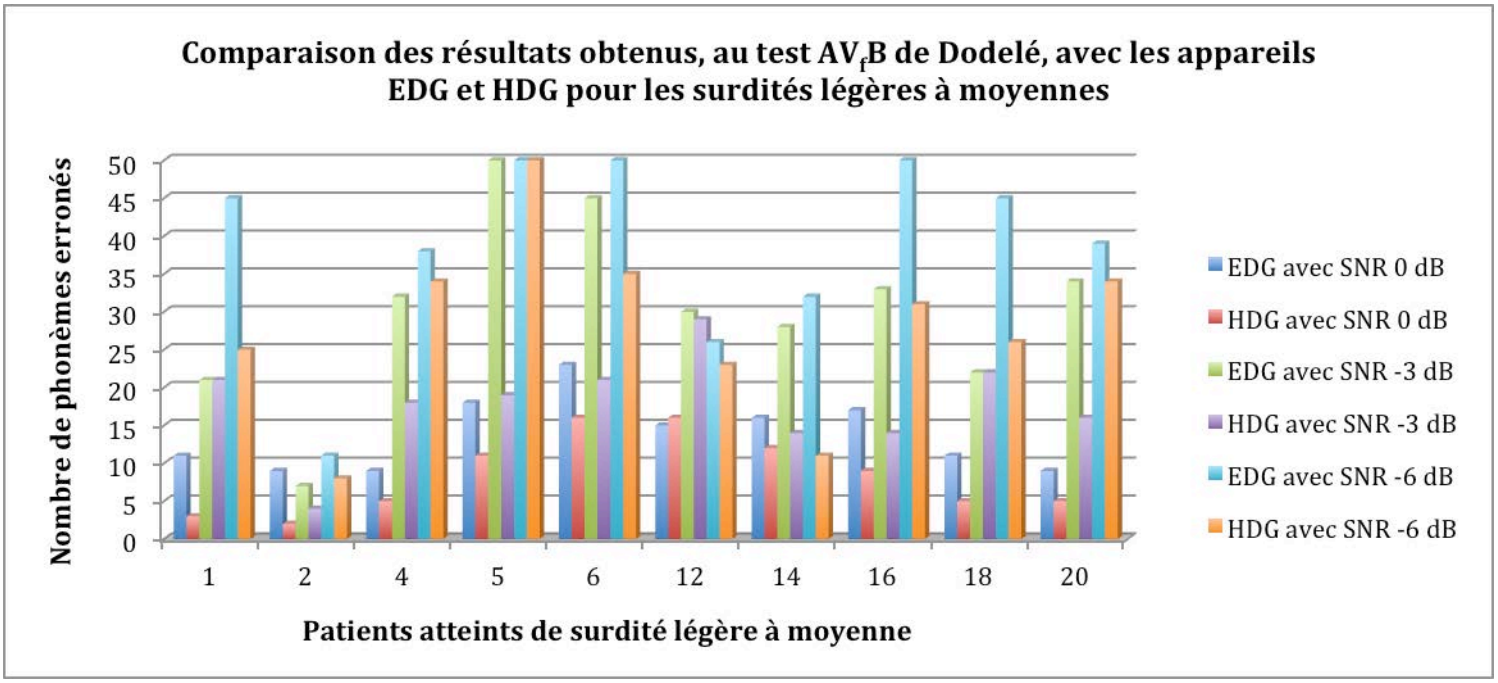
Pour les surdités légères à moyennes, nous obtenons un pourcentage d'intelligibilité variant de 70 à 90% d'intelligibilité.
Et pour les surdités moyennes à sévères, ce pourcentage varie de 50 à 90% d'intelligibilité.

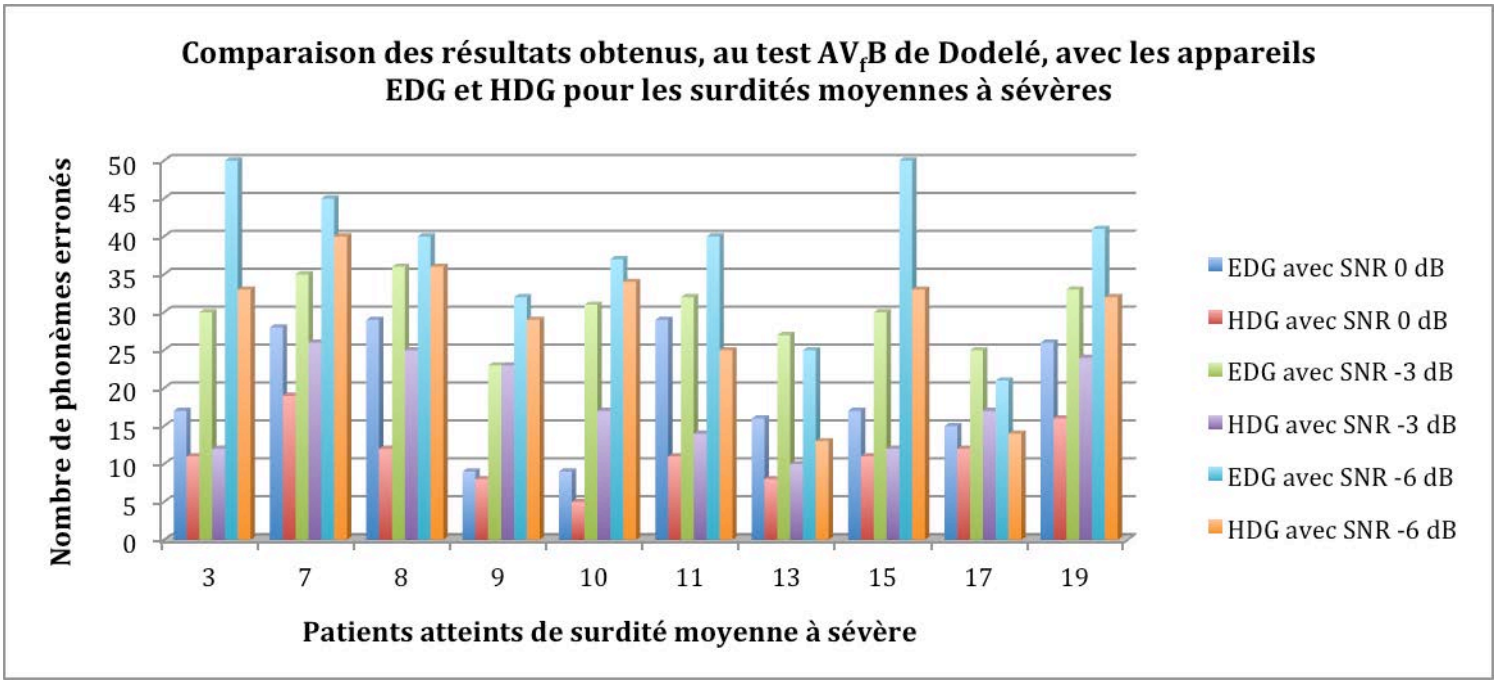
Comparons alors l'amélioration d'intelligibilité en passant d'un appareil entrée de gamme à un appareil haut de gamme.
Nous constatons une amélioration de 5% pour les surdités légères à moyennes contre 9% pour les surdités moyennes à sévères.

Nous pouvons donc conclure, qu'en moyenne pour les SNR de +9 à +3 dB, les surdités plus importantes ressentent une amélioration plus importante avec les appareils de performances supérieures.

c) *Comparaison des résultats obtenus, au test AV_fB de Dodelé avec les appareils EDG et HDG, pour les SNR de 0 à -6 dB en fonction du degré de perte auditive.*

Comparons à présent les résultats obtenus pour les rapports signal/bruit 0 à -6 dB pour les surdités légères à moyennes et pour les surdités moyennes à sévères. Nous avons délibérément choisi de ne pas traiter le rapport signal/bruit de -9 dB dans cette sous étude.





Analysons dans un premier temps les résultats obtenus avec un rapport signal/bruit de 0 dB.

Pour les surdités légères à moyennes, nous obtenons un pourcentage d'intelligibilité variant entre 60 et 80%, quelque soit le type de technologie testé.
Et pour les surdités moyennes à sévères, nous obtenons un pourcentage d'intelligibilité allant de 40 à 90%.

En comparant l'amélioration d'intelligibilité avec les appareils haut de gamme, nous retrouvons une amélioration de 11% pour les surdités légères à moyennes contre une amélioration de 16% pour les pertes moyennes à sévères.

Encore une fois, les personnes atteintes de surdités plus importantes que d'autres, ressentiraient une amélioration plus importante avec les aides auditives haut de gamme.

Passons maintenant à l'analyse des résultats obtenus avec un rapport signal/bruit de -3 dB.

Nous constatons, que pour les pertes légères à moyennes, nous obtenons, quelque soit le type d'appareils utilisé, un pourcentage d'intelligibilité allant de 0 à 90%.
Alors que pour les pertes moyennes à sévères, les résultats nous montrent un pourcentage d'intelligibilité variant entre 30 et 80%.

Comparons alors l'amélioration en terme d'intelligibilité en passant d'un appareil auditif entrée de gamme à un appareil auditif haut de gamme.
Pour les surdités légères à moyennes, nous avons une amélioration d'environ 25% d'intelligibilité avec les aides auditives haut de gamme.
Et pour les surdité moyennes à sévères, nous avons une amélioration d'environ 24% d'intelligibilité

Pour ce rapport signal/bruit, nous n'avons quasiment pas de différence en terme d'amélioration entre les différents degrés de surdité.

Analysons enfin les résultats obtenus avec le rapport signal/bruit de -6 dB.

Pour les pertes légères à moyennes, nous constatons que le pourcentage d'intelligibilité varie entre 0 et 80% d'intelligibilité.
Or, pour les pertes moyennes à sévères, ce pourcentage varie entre 20 et 75% d'intelligibilité.

Concernant l'amélioration constatée entre les appareils entrée de gamme et haut de gamme, nous pouvons noter une amélioration de 20% pour les pertes auditives légères à moyennes contre 18% pour les pertes moyennes à sévères.

Encore une fois, nous n'avons quasiment pas de différence en terme d'amélioration entre les différents degrés de surdité.

Pour conclure nous constatons que pour la plupart des tests, les personnes atteintes de surdité avec un degré plus important, ressentaient une meilleure amélioration avec les aides auditives haut de gamme.

De plus nous pouvons noter que pour les rapports signal/bruit -3 et -6 dB, nous avons une amélioration variant de 20 à 25% avec les aides auditives haut de gamme. Ce qui est franchement remarquable.

L'action des différents traitements activés dans les aides auditives haut de gamme expliquerait donc les résultats trouvés.

3) Etude du questionnaire

Tous les patients ont répondu au questionnaire qui leur avait été distribué en début de séance. Nous avons donc obtenu pour chaque question, 20 réponses.

Nous allons donc analyser les réponses des patients pour chaque question.

Commençons par le premier thème : « en terme de compréhension de la parole » :

Concernant la question en situation de conversation en tête à tête dans le calme, 18 patients ont déclaré avoir la même sensation avec les deux types d'appareils, soit 90% de notre population étudiée. Et les deux autres patients restant ont préféré l'appareil n°2 (les appareils prêtés) en sachant qu'ils portaient habituellement de l'entrée de gamme.

Ensuite, pour la question en situation de conversation en tête à tête en milieu bruyant, 95% de la population a déclaré avoir une meilleure compréhension avec les appareils haut de gamme. Le patient restant, déclare ne pas ressentir de différence entre les deux types d'appareil auditifs.

Passons au thème : « en terme de confort auditif » :

Concernant la question en situation de conversation en tête à tête dans le calme, 12 patients ont déclaré avoir la même sensation avec les deux types d'appareils, soit 60% de notre population étudiée. Cependant, quatre autres patients ont déclaré avoir un meilleur confort auditif avec les appareils haut de gamme, soit 20% de notre population. Enfin les quatre derniers patients ont ressenti un meilleur confort avec leurs appareils (entrée de gamme).

Enfin en situation de conversation en tête à tête mais cette fois ci, en milieu bruyant, 95% de notre population ont déclaré avoir un confort auditif nettement meilleur avec les aides auditives haut de gamme. Le patient restant ne semble pas faire de différence entre les deux types de technologie.

Pour le thème : « en terme de tolérances aux bruits » :

Concernant le naturel du son, 80% de la population étudiée trouve le son plus naturel avec les appareils auditifs haut de gamme. 10% ne savent pas et les 10 autres % déclarent avoir un son plus naturel avec les appareils entrée de gamme, en sachant tout de même que ces personnes sont appareillés en entrée de gamme.

Concernant l'effet Larsen des aides auditives, 16 personnes déclarent avoir la même sensation avec les deux types d'appareils auditifs. Les quatre autres patients déclarent avoir moins de sifflements avec leurs aides auditives habituelles, sachant qu'ils portent du haut de gamme.

Concernant les bruits de fond ambiants, l'ensemble de la population trouve qu'il y en a moins avec les aides auditives haut de gamme.

Enfin, pour la dernière question (demandant de résumer dans l'ensemble), 75% déclarent que les aides auditives haut de gamme sont meilleures que les aides auditives entrée de gamme, 15% ne semblent pas ressentir de différences entre les deux types de technologie et enfin, 10% se sentent plus à l'aise avec les aides auditives entrée de gamme, sachant que ces personnes portent de l'entrée de gamme.

Pour conclure, les réponses données par les patients confirment bien les résultats trouvés aux différents tests. En effet, pour l'ensemble de la population, selon les différents SNR, tous ont eu de meilleurs résultats avec les appareils haut de gamme.

4) Critique de l'étude

Même si de nombreux résultats se sont montrés significatifs, nous nous devons de noter quelques points à améliorer pour cette étude.

Dans un premier temps, il est important d'insister sur le fait que les tests utilisés sont les plus réalistes possible mais nous savons que les environnements sonores rencontrés par les patients diffèrent du bruit que nous avons utilisé. Cette remarque concerne surtout les questions posées à propos de la compréhension de la parole et du confort auditif.

De plus, nous n'avons pu utiliser qu'une marque d'audioprothèse, or il aurait été fortement intéressant de pouvoir comparer les aides auditives de plusieurs fabricants, en ayant un nombre de patients homogène par marque.

Il faut aussi noter que nous n'avons pu voir qu'une seule fois nos patients. Il aurait été intéressant de pouvoir leur prêter les appareils afin d'analyser leurs ressentis avec chaque gamme de technologie.

Il est également important de préciser que les consultations duraient environ 1 heure par patient, ce qui pouvait susciter de la fatigabilité chez certains. Heureusement, tous nos patients ont su être patient et concentré tout au long de la séance.

Pour terminer, il aurait été intéressant de travailler avec des intra-auriculaires et des RIC afin de pouvoir intégrer à nos résultats l'influence de la position microphonique.

Concernant les résultats que nous avons obtenus, nous sommes rassurées de trouver une réelle amélioration avec les appareils auditifs haut de gamme. En effet d'après les résultats numériques et après avoir questionné nos patients, près de 75% trouvent les appareils haut de gamme meilleurs que les appareils entrée de gamme. Et n'oublions pas que pour un SNR de -3 et -6 dB, nous avons une amélioration d'intelligibilité de 20 à 25%.

CONCLUSION

Suite à l'analyse des revues littéraires consacrées à l'audioprothèse sur les traitements du signal disponibles dans les aides auditives, entrée de gamme et haut de gamme, nous avons pu émettre l'hypothèse que les appareils auditifs haut de gamme étaient plus performants que les appareils auditifs entrée de gamme en terme de confort auditif et de compréhension de la parole dans le bruit.

D'après notre étude sur notre population sélectionnée et sur le KEMAR, cette hypothèse est vérifiée.

En effet, il existe bien une différence d'intelligibilité de la parole et de confort auditif entre les aides auditives entrée de gamme et haut de gamme. Les appareils haut de gamme apportent, de toute évidence une compréhension supérieure dans le bruit par rapport aux appareils entrée de gamme.

Cependant, d'après l'analyse des réponses données par nos patients concernant la compréhension de la parole dans le calme, moins de patients ressentent d'amélioration contrairement à ce qui était évoqué en milieu bruyant.

De plus, nous avons constaté que plus le degré de perte était important, plus les différences entre entrée de gamme et haut de gamme se faisaient sentir, et ce en faveur des aides auditives haut de gamme.

D'autre part, d'après nos tests réalisés sur le KEMAR, nous avons pu confirmer cette hypothèse sur l'ensemble des rapports signal/bruit étudié. En effet, les aides auditives haut de gamme ont montré une amélioration du rapport signal/bruit jusqu'à 6 dB de plus que les aides auditives entrée de gamme.

Le but de ce mémoire était donc de vérifier les hypothèses des fabricants mais également de permettre à l'audioprothésiste de choisir au mieux les appareils auditifs selon les activités du patient.

Ainsi, nous pouvons conclure que pour une utilisation des aides auditives en présence de bruit, les performances auditives sont meilleures avec des appareils haut de gamme.

Cette étude permet donc de confirmer la tendance des audioprothésistes à adapter un appareillage entrée de gamme pour des personnes peu actives socialement et au contraire, adapter des appareils auditifs haut de gamme pour des personnes dont la vie sociale est très variée et pour lesquelles, la compréhension de la parole dans le bruit est souvent sollicitée.

Enfin, cette étude confirme les performances décrites par les fabricants à propos de leurs produits haut de gamme concernant le confort auditif et la compréhension dans le bruit. Attention ces affirmations sont moins justifiées pour la compréhension de la parole dans le calme.

BIBLIOGRAPHIE

[1] Site internet : http://www.bruit.fr : Site de Bruits et Santé, consulté en juillet 2015

[2] Ducourneau J., Cours de physique, D.E. d'Audioprothésiste 2ème année, Nancy, 2013

[3] Site internet : http://www.ars.ocean-indien.sante.fr, Définition du bruit et grandeurs fondamentales, consulté en juillet 2015

[4] Site internet : htp://www.anses.fr , Impact sanitaire du bruit, consulté en juillet 2015

[5] Bonneau A., Cours de phonétique « Analyse de la parole », D.E. d'Audioprothésiste 2ème année, Nancy, 2013

[6] Bonneau A., Cours de phonétique « Spectrogrammes », D.E. d'Audioprothésiste 2ème année, Nancy, 2013

[7] Bonneau A., Cours de phonétique « Les consonnes », D.E. d'Audioprothésiste 2ème année, Nancy, 2013

[9] Gazzaniga M.S., Neurosciences cognitives – La biologie de l'esprit « Modèles théoriques de l'attention », 2001

[10] Gazzaniga M.S., Neurosciences cognitives – La biologie de l'esprit « Attention et perception sélective : l'effet Cocktail Party », 2001

[11] Grataloup C.L., Les différents effets du masquage, CNRS Lyon 2, 2007

[12] Grataloup C.L. et co, Tomber le masque de l'information : effet Cocktail Party, masque informationnel et interférences psycholinguistiques en situation de compréhension de la parole dans la parole, CNRS Lyon 2, 2007

[13] Manternach C., Le masquage énergétique, Mémoire d'orthophonie, Lyon, 2012

[14] Hawley M.L. et co, The benefit of binaural hearing in a coktail party : effect of location and type of interfer, Boston, 2003

[15] Deneulin M. et Renard E., Décalage temporel interaural et discrimination de la parole dans le bruit, 2010

[16] Scharf B., Fundamentals of auditory masking, department of psychology, University of Boston, 1971

[17] Simpson B.D. et co, Informationnal and energetic masking effects in the perception of multiple simultaneous talkers, Air Force Research Laboratory, Ohio, 2001

[18] Van Engen, Sentence recognition in native and foreign language multitalker background noise, 2007

[19] Aydelott J., Normal adult aging and the contextual infleunces affecting speech and meaningful sound perception, 2010

[20] Helfer K. et Freyman R., The role of visual speech cues in reducing energetic and informational masking, Journal of the Acoustical Society of America, Vol 117, 2005, p842

[21] Freyman R. et co, Effect of number of masking talkers and auditory priming on informational masking in speech recognition, Department of Communication Disorders, University of Massachussetts, 2004

[22] Brungart D.S. et co, Effects of fundamental frequency and vocal tract length changes on attention to one of two simultaneous talkers, Journal of the Acoustical Society of America, Vol 114, 2003, p2913-2922

[23] Howard-Jones P.A. et Rosen S., The perception of speech in fluctuating noise, Department of Phonetics and Linguistics, University College of London, Acustica, Vol 78, 1993, p258-272

[24] Lorenzi C. et co, Speech perception problems of the hearing impaired reflect inability to use temporal fine structure, Proceedings of the National Academy of Science, 2006

[25] Bronkhorst A. et Plomb R., The effects of head induced interaural time and level differences on speech intelligibility in noise, Journal of the Acoustical Society of America, Vol 83, 1988, p1508

[26] Freyman et co, The role of perceived spatial separation in the unmasking of speech, Journal of the Acoustical Society of America, Vol 106, 1999, p2913-2922

[27] Carlile S. et co, Contributions of talker characteristics and spatial location to auditory streaming, Journal of the Acoustical Society of America, Vol 123, 2008, p1562

[28] Lorenzi C. et co, Speech masking release in listeners with flat hearing loss : effects of masker fluctuation rate on identification scores and phonetics feature reception, International Journal of Audiology, Vol 45, 2006, p487-495

[29] Goyé A., La perception auditive, cours P.A.M.U., 2012

[30] Gnansia D., Intelligibilité dans le bruit et démasquage de la parole chez les sujets normoentendants, malentendants et implantés cochléaires, Les cahiers de l'audition, N°3, Mai-Juin 2007

[31] Old J., Leman J. et Renard X., Mesure du pouvoir séparateur de l'oreille pour le pronostic de l'appareillage, Premières assises européennes de la Prothèse auditive, Caen, 1979

[32] Hosford-Dunn H. et co, Effects of noise on speech recognition in listerners with hearing impairment and normal hearing, Audiology Treatment, Chapitre 18, 2007, p423

[33] Dillon H., Hearing Aids (second edition), 2012, p182

[34] Mispagel K.M., Effects of multichannel digital signal processing of loundness comfort sentence recognition and sound quality, Journal of the American Academy of Audiology, Vol 17, n°10, 2006, p682

[35] Widex, Le son et l'audition, Le traitement du signal, Troisième édition, 2007

[36] Widex, Le son et l'audition, Le traitement du signal, Troisième édition, 2007

[37] Site internet : http://www.shure.fr, Les bases du microphone, consulté en juillet 2015

[38] Widex, Le son et l'audition, Les microphones directionnels, Troisième édition, 2007

[39] Site internet : http://www.myoticon.fr, Site d'Oticon Pro, Livre blanc, Caractéristiques techniques de la gamme Alta, consulté en juillet 2015

[40] Benoit D., Les microphones, 1997

[41] Delande J.B., Les microphones, EPU 2009

[42] Site internet : http://www.fr.resound.ch, Site internet de Resound, Technologies et innovations : Windguard, consulté en juillet 2015

[43] Site internet : http://www.fr.resound.ch, Site internet de Resound, Technologies et innovations : NoiseTracker II, consulté en juillet 2015

[44] Site internet : http://www.sonic.com, Site de Sonic, Livre blanc, Technologie Bliss : les réducteurs de bruits impulsionnels, consulté en juillet 2015

[45] Khoubrouv S.A. et co, Order selection of the hearing aid feedback cancellar filter based on its impulse response energy, Journal of the Acoustical Society of America, Vol 131, 2012, p5218-5221

[46] Dillon H., Hearing Aids (second edition), 2012, p234

[47] Dillon H., Hearing Aids (second edition), 2012, p236

[48] Kuk F. et co, Changing with the times, Additional criteria to judge the effectiveness of active feedback cancellation algorithm, Hear Revue, 2006, p38-48

[49] Simpson A., Frequency lowering devices for managing high frequency hearing loss, a review of Trends Amplification, 2009, p87-106

[50] Benett M.J.S.S. et Browne L.M.H., A controlled feedback hearing aid, Hear Aid Journal, 1980, p42-43

[51] Turner C.W., Speech audibility for listeners with high frequency hearing loss, Journal of the American Academy of Audiology, Vol 12, 1999, p47-56

[52] Simpson A., High frequency audibility : benefits for hearing impaired listeners, Journal of the Acoustical Society of America, Vol 99, 2004, p1825-1839

[53] Phonak Pro, Background Story Sound Recover, Importance d'une bande passante perceptible étendue, Mars 2010

[54] Précis d'audioprothèse : tome III Collège National d'Audioprothèse – Chapitre 6, partie B : Audiométrie vocale en présence de bruit, p 175-182

TABLE DES ILLUSTRATIONS

Figure 1 : Signal temporel d'un son pur 5 [Bonneau A., Cours de phonétique, D.E. d'Audioprothésiste 2ème année, Nancy, 2013] 5
Figure 2 : Signal temporel d'un son périodique complexe [Bonneau A., Cours de phonétique, D.E. d'Audioprothésiste 2ème année, Nancy, 2013] 5
Figure 3 : Signal temporel d'un son non périodique [Bonneau A., Cours de phonétique, D.E. d'Audioprothésiste 2ème année, Nancy, 2013] 6
Figure 4 : Spectre de sons périodiques [Bonneau A., Cours de phonétique, D.E. d'Audioprothésiste 2ème année, Nancy, 2013] 6
Figure 5 : Spectre de bruit [Bonneau A., Cours de phonétique, D.E. d'Audioprothésiste 2ème année, Nancy, 2013] 7
Figure 6 : Spectre de la parole [Bonneau A., Cours de phonétique, D.E. d'Audioprothésiste 2ème année, Nancy, 2013] 7
Figure 7 : Spectrogramme bande étroite (A) et spectrogramme bande large (B) [Bonneau A., Cours de phonétique, D.E. d'Audioprothésiste 2ème année, Nancy, 2013] 8
Figure 8 : Exemple de spectrogramme bande large [Bonneau A., Cours de phonétique, D.E. d'Audioprothésiste 2ème année, Nancy, 2013] 8
Figure 9 : Interprétation des signaux sur un spectrogramme bande large [Bonneau A., Cours de phonétique, D.E. d'Audioprothésiste 2ème année, Nancy, 2013] 9
Figure 10 : Schématisation d'un signal composé de deux phonèmes (1 et 3) séparés d'une pause (2) 15
Figure 11 : Schématisation de ce signal ressenti par le normoentendant 16
Figure 12 : Schématisation de ce signal ressenti par le malentendant 16
Figure 13 : Diagramme polaire d'un microphone omnidirectionnel [Site internet : http://www.claudegabriel.be/Acoustique, consulté en juillet 2015] 22
Figure 14 : Diagramme polaire d'un microphone directionnel [Site internet : http://www.claudegabriel.be/Acoustique, consulté en juillet 2015] 23
Figure 15 : Courbe polaire d'un microphone cardioïde [Site internet : http://www.claudegabriel.be/Acoustique, consulté en juillet 2015] 24
Figure 16 : Courbe polaire d'un microphone supercardioïde [Site internet : http://www.claudegabriel.be/Acoustique, consulté en juillet 2015] 24
Figure 17 : Courbe polaire d'un microphone bidirectionnel [Site internet : http://www.claudegabriel.be/Acoustique, consulté en juillet 2015] 24
Figure 18 : Courbe polaire d'un microphone superdirectionnel [Site internet : http://www.claudegabriel.be/Acoustique, consulté en juillet 2015] 25
Figure 19 : Appariage en amplitude et en phase dans un système directionnel à microphones multiples [Widex, Le son et l'audition, les microphones directionnels, troisième édition, 2007] 26

Figure 20 : Les 5 modes de directivité chez Oticon 26
Figure 21 : Action du réducteur de bruit de vent "WindGuard" de Resound 28
Figure 22 : Action du réducteur de bruits ambiants "NoiseTracker II" de Resound 29
Figure 23 : Action du Spatial Sound Premium en cas de bruit asymétrique 31
Figure 24 : Réglages utilisés avec YouMatic pour les 5 profils personnels proposés dans Alta 32
Figure 25 : Algorithmes utilisés dans Feedback Shield d'Inium d'Oticon 34
Figure 26 : Bande passante étendue pour le Alta d'Oticon, mesurée au coupleur 2cc [Fiche technique Alta, Oticon] 36
Figure 27 : Graphique illustrant les résultats au test AV_fB de Dodelé 46
Figure 28 : Modélisation du logiciel Biosound System 47
Figure 29 : Questionnaire destiné aux patients à chaque début de rendez-vous 50
Figure 30 : Aménagement de la salle insonorisée 67
Figure 31 : Piston phone GRAS 42 AP [Site internet : http://www.directindustry.fr/prod/gras-sound-vibration/, consulté en juillet 2015] 68
Figure 32 : Positionnement des aides auditives sur le KEMAR 68
Figure 33 : Interface de simulation programmée pour une perte bilatérale de 50 dB avec utilisation de la liste 1 de Dodelé 69
Figure 34 : SNR obtenu pour l'oreille droite avec les appareils Go Pro (SNR en entrée : +6 dB) 70
Figure 35 : SNR obtenu pour l'oreille droite avec les appareils Alta Pro (SNR en entrée : +6 dB) 71
Figure 36 : SNR obtenu pour l'oreille gauche avec les appareils Go Pro (SNR en entrée : +6 dB) 71
Figure 37 : SNR obtenu pour l'oreille gauche avec les appareils Alta Pro (SNR en entrée : +6 dB) 72
Figure 38 : SNR obtenu pour les oreilles droite et gauche avec les appareils Go Pro (SNR en entrée : +6 dB) . 72
Figure 39 : SNR obtenu pour les oreilles droite et gauche avec les appareils Alta Pro (SNR en entrée : +6 dB) 73
Figure 40 : SNR obtenu pour l'oreille droite avec les appareils Go Pro (SNR en entrée : +3 dB) 74
Figure 41 : SNR obtenu pour l'oreille droite avec les appareils Alta Pro (SNR en entrée : +3 dB) 74
Figure 42 : SNR obtenu pour l'oreille gauche avec les appareils Go Pro (SNR en entrée : +3 dB) 75
Figure 43 : SNR obtenu pour l'oreille gauche avec les appareils Alta Pro (SNR en entrée : +3 dB) 75
Figure 44 : SNR obtenu pour les oreilles droite et gauche avec les appareils Go Pro (SNR en entrée : +3 dB) . 76
Figure 45 : SNR obtenu pour les oreilles droite et gauche avec les appareils Alta Pro (SNR en entrée : +3 dB) 76
Figure 46 : SNR obtenu pour l'oreille droite avec les appareils Go Pro (SNR en entrée : 0 dB) 77
Figure 47 : SNR obtenu pour l'oreille droite avec les appareils Alta Pro (SNR en entrée : 0 dB) 78
Figure 48 : SNR obtenu pour l'oreille gauche avec les appareils Go Pro (SNR en entrée : 0 dB) 78
Figure 49 : SNR obtenu pour l'oreille gauche avec les appareils Alta pro (SNR en entrée : 0 dB) 79
Figure 50 : SNR obtenu pour les deux oreilles avec les appareils Go Pro (SNR en entrée : 0 dB) 79
Figure 51 : SNR obtenu pour les deux oreilles avec les appareils Alta Pro (SNR en entrée : 0 dB) 80

Tableau 1 : Relation entre degré de surdité et SNR 17
Tableau 2 : Population étudiée 58
Tableau 3 : Réglages effectués selon la gamme de technologie 60
Tableau 4 : Traitements disponibles pour les appareils Go Pro et Alta Pro 60
Tableau 5 : Lien entre "nombre de phonèmes erronés" et "pourcentage d'intelligibilité" 68
Tableau 6 : Résultats obtenus avec un SNR en entrée de +6 dB 47
Tableau 7 : Résultats obtenus avec un SNR en entrée de +3 dB 51
Tableau 8 : Résultats obtenus avec un SNR en entrée de 0 dB 54
Tableau 9 : Résultats obtenus avec un SNR en entrée de -3 dB 55

ANNEXE 1 : FICHE DE NOTES

Fiche de notes

Patient :
Date de naissance :

Appareils habituels :

Appareillage depuis :
N° de série OD :
N° de série OG :

Appareils testés :

N° de série OD :
N° de série OG :

Remarques : .....
.....
.....
.....
.....
.....
.....
.....
.....
.....
.....

ANNEXE 2 : FICHE DE RÉSULTATS

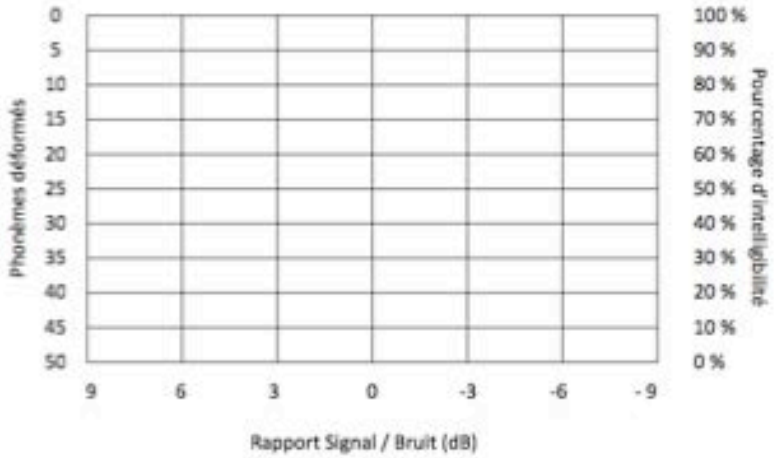
Fiche de résultats

Patient : Date de naissance :

Appareils testés :

Signal émit à 55 dB (voix moyenne)

SNR +9 dB	SNR +6 dB	SNR +3 dB	SNR 0 dB	SNR -3 dB	SNR -6 dB	SNR -9 dB
Essai	Liste 1	Liste 2	Liste 3	Liste 4	Liste 5	Liste 1
o d un	a d un	ai d eu	an tr oi	o k a	a ss ain	a d un
ai f a	eu f an	ai f a	eu f é	au f ai	é f au	eu f an
eu ss a	u ss ai	eu ss a	i ss eu	ai ss i	ai ss a	u ss ai
an ch é	eu ch é	an ch é	a ch ou	é ch a	i ch an	eu ch é
i v é	ain v a	a v au	i v é	a v on	on v a	ain v a
i z a	ai z au	ou z eu	on z a	i z ain	ou z é	ai z au
a j on	a j on	u j ai	u j é	é j o	eu j i	a j on
é p a	i p a	é p a	au p eu	eu p é	eu p ain	i p a
a t o	ai t i	i t eu	a t o	i t a	ai t i	ai t i
ou k an	eu k é	i k a	ou k an	an k ou	u k a	eu k é
a b ain	i b an	ai b eu	eu b a	a b ain	eu b an	i b an
a d é	eu d a	ain d eu	ain d an	an d eu	a d é	eu d a
an g o	eu g ain	é g an	ai gu eu	eu g ai	an g o	eu g ain
a m ai	o m an	i m ain	a m ai	i m é	eu m ai	o m an
é n a	ai n ou	é n an	é n a	ou n eu	eu n ain	ai n ou
ai w a	é w a	on w ai	ain w i	ai w a	a w é	é w a
a r i	a r é	o r i	ai r ai	an r a	a r i	a r é
a l ou	i l ou	a l ou	i l an	u l ou	ai l on	i l ou
/ 50	/ 50	/ 50	/ 50	/ 50	/ 50	/ 50



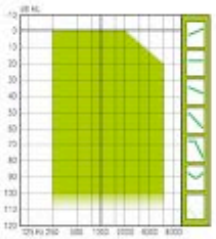
ANNEXE 3 : FICHE TECHNIQUE GO PRO

Oticon • Go Pro

PRODUCT INFORMATION

***Go Pro** sets a new standard for basic hearing care.*
A strong feature set makes Go Pro the most straight forward hearing instrument at an affordable price. The wide range of styles, features and options makes Go Pro easy and quick to fit as well as suitable for any type of hearing loss from mild to severe.

FITTING RANGE



KEY FEATURES

Noise reduction
Go Pro utilises a modulation based noise reduction system providing comfort in noise.

OpenEar Acoustics
OpenEar Acoustics combines larger vents with Dynamic Feedback Cancellation to provide a clear, natural sound quality that eliminates occlusion and feedback. The result is a more natural perception of own voice and enhancement of overall sound quality.

Open fitting – Corda
Go Pro can be fitted with the cosmetically attractive Corda solution that gives an open fitting with excellent sound quality. Open Dome, Plus Dome and custom mould options are available.

Go Pro rationale
The world's most well known rationale NAL-NL1 is implemented in Go Pro.

Directionality
All styles (except CIC/MIC and ITE/BTE Power Omni) have two modes: omni or fixed directionality, shifted manually.

New Battery Drawer
The Go Pro BTE styles have a new and strengthened battery drawer. The top shell has been modified and the battery drawer is hinged with a stell axle.

Go Pro Live
In Go Pro you have access to Live which demonstrates the performance of Amplification and Noise Reduction during fitting.

Standard Features
- Fixed Directionality
- 2 Power Omni styles
- Noise Reduction
- OpenEar Acoustics™
- Dynamic Feedback Cancellation
- 3 configurable programs
- NAL-NL1
- 4 channels
- Sound indicator for programs and low battery warning
- Standby function
- On-set delay and jingle

oticon
PEOPLE FIRST

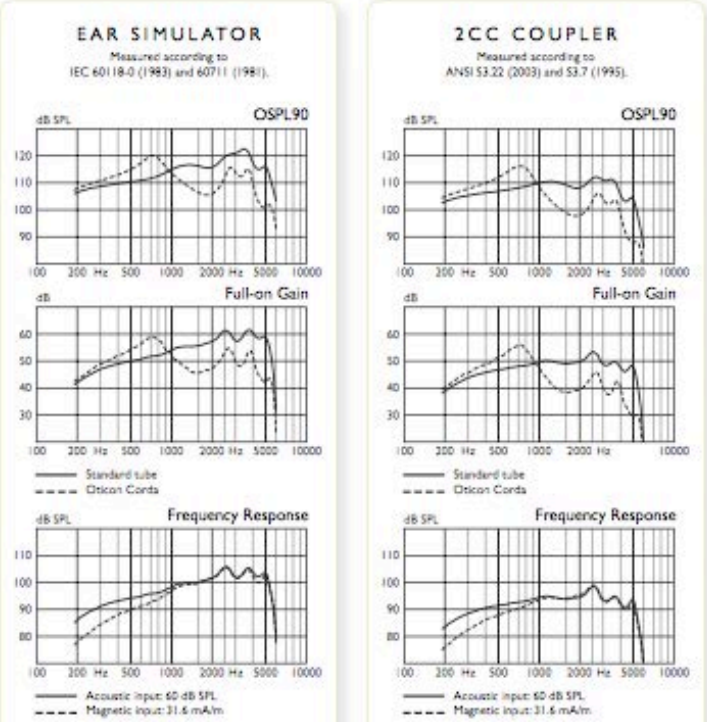
Oticon • Go Pro

BTE

Scale 1:1

Technical information
Omnidirectional mode is used unless otherwise stated.

Values in brackets are measured using Oticon Corda size 1B.



		EAR SIMULATOR	2CC COUPLER
OSPL90	Peak	122 (120) dB SPL	112 (116) dB SPL
	1600 Hz	116 (106) dB SPL	109 (98) dB SPL
	Average	114 (111) dB SPL	110 (103) dB SPL
Full-on gain	Peak	61 (59) dB	53 (56) dB
	1600 Hz	56 (46) dB	49 (38) dB
	Average	54 (52) dB	51 (43) dB
Frequency range		170-5900 Hz	140-5800 Hz
Telecoil output (1600 Hz)	1 mA/m field	87 dB SPL	-
	10 mA/m field	107 dB SPL	-
	SPLITS, Right / Left ear	-	94 / 93 dB SPL
Total harmonic distortion	500 Hz	0.5 %	0.5 %
(Input 70 dB SPL)	800 Hz	0.5 %	0.5 %
	1600 Hz	0.5 %	0.5 %
Equivalent input noise level (A)	Omni	16 dB SPL	12 dB SPL
	Dir	23 dB SPL	20 dB SPL
Battery consumption	Quiescent	1.1 mA	1.1 mA
	Typical	1.1 mA	1.1 mA

Estimated battery life	Typical	220 hours
(Size 13, IEC PR48)	Minimum	180 hours
IRIL (IEC 60118-13)	GSM / DECT	-36 / -14 dB SPL

ANNEXE 4 : FICHE TECHNIQUE ALTA PRO

FICHE TECHNIQUE
OTICON ALTA PRO
OTICON ALTA

Oticon | Alta

Oticon Alta *repose sur la nouvelle plateforme Inium et constitue notre solution auditive la plus performante, employant nos technologies les plus avancées. L'audiologie d' Alta fournit à ses utilisateurs des performances d'écoute de premier ordre dans de multiples situations et permet de répondre aux préférences d'écoute individuelles et aux besoins de chaque client.*
La gamme Alta se décline en différents styles : les intras, notamment les nouveaux appareils intras IIC (Invisible-In-the-Canal) destinés aux utilisateurs en quête de discrétion extrême, et ITE 100 destinés aux pertes auditives sévères, ainsi qu'un large éventail de contours. Les appareils RITE utilisent les écouteurs miniFit d'Oticon et les appareils BTE utilisent les nouveaux tubes fins Cordo miniFit, ce qui permet de partager les dômes souples miniFit et les embouts intra.
Alta peut être installé sur les utilisateurs présentant des pertes auditives légères à sévères-profondes.

Speech Guard E

Speech Guard est un système de traitement des signaux qui préserve la dynamique de la parole ainsi que les indices de parole car il s'agit là d'informations importantes et essentielles pour le système auditif. Speech Guard E est optimisé pour mieux s'aligner sur la plage dynamique de la parole afin de préserver davantage d'indices de parole.

Speech Guard E maintient l'audibilité, prévient la gêne et préserve les enveloppes de la parole en associant les avantages de la compression à action rapide et lente.

YouMatic

YouMatic est un système automatique personnel programmé selon les besoins individuels et les préférences sonores du client.
YouMatic commande le traitement des sons dans de multiples environnements en ajustant la réponse, la directivité, la gestion du bruit, la gestion des bruits transitoires et la compression.

Inium feedback shield

Feedback shield est un système de protection efficace contre le larsen, disponible sur la nouvelle plateforme Inium d'Oticon. Feedback shield est une protection anti-larsen alliant deux technologies afin de prévenir et de supprimer le larsen sans superposer d'artefacts sur la qualité du signal ni sacrifier l'audibilité.

Basé sur l'environnement, ce système déploie la meilleure combinaison d'inversion de phase et de décalage fréquentiel en temps réel afin de délivrer en permanence une excellente qualité sonore.

Caractéristiques

- Speech Guard E
- Spatial Sound Premium
- YouMatic Premium
- Traitement binaural
- Synchronisation binaurale
- Coordination binaurale PB
- Gestion spatiale du bruit
- Bande passante 10 kHz
- Inium feedback shield
- Free Focus Premium
- Intelligence artificielle Premium [+]
- Learning
- Mémoire
- Bobine d'induction
- Programme AutoPhone
- Power Bass (streaming)
- Music Widening (streaming)
- Gestion TriMode du bruit
- Gestion des transitoires
- Directivité adaptative multibande
- Dynamique Vocale Optimisée (DVO)
- NAL-NL1, NAL-NL2 et DSL v5.0a m[i/o]
- Système d'écouteurs miniFit
- Compatible ConnectLine
- Entrée DAI et option FM
- Audiométrie in-situ (Genie)

oticon
PEOPLE FIRST

BTE 13 85
OTICON ALTA PRO
OTICON ALTA

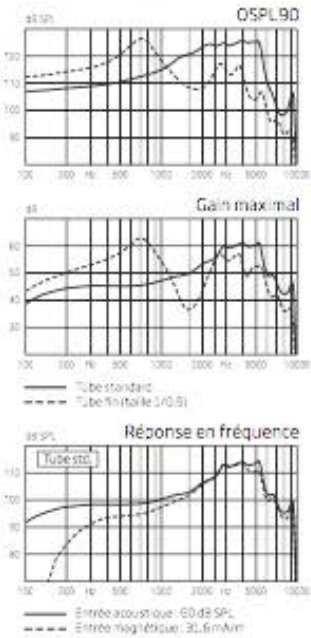
Oticon | **Alta**

Échelle 1:1

Informations techniques
Le mode omnidirectionnel est utilisé sauf indication contraire.

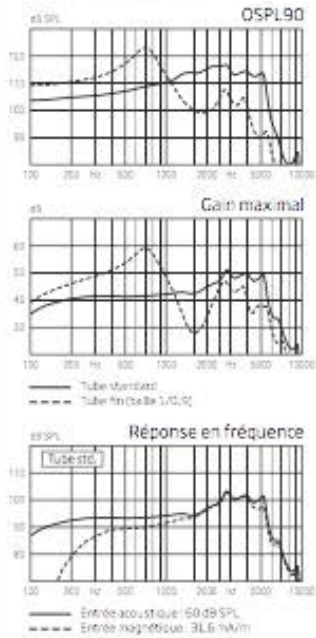
SIMULATEUR D'OREILLE

Mesuré selon les normes
IEC 60118-0 (1983) et 60711 (1981)
et DIN 45605.



COUPLEUR 2CC

Mesuré selon les normes
ANSI S3.22 (2003) et S3.7 (1995),
IEC 60118-7 (2005) et IEC 60318-5 (2006).



85

OSPL90	Pic	126 (126*) dB SPL	117 (123*) dB SPL
	1600 Hz	121 (108*) dB SPL	114 (100*) dB SPL
	Moyenne	116 (116*) dB SPL	113 (106*) dB SPL
Gain maximal	Pic	61 (63*) dB	51 (59*) dB
	1600 Hz	50 (36*) dB	43 (28*) dB
	Moyenne	49 (52*) dB	44 (41*) dB
Gain de référence		43 dB	36 dB
Plage de fréquences		100-9500 Hz	100-7700 Hz
Sortie de la bobine	Champ 1 mA/m	79 dB SPL	-
d'induction (1600 Hz)	Champ 10 mA/m	99 dB SPL	-
	SPLITS G/D	-	94/94 dB SPL
Distorsion harmonique totale	500 Hz	<2 %	<2 %
(Entrée 70 dB SPL)	800 Hz	<2 %	<2 %
	1600 Hz	<2 %	<2 %
Niveau de bruit équivalent (A)	Omni	23 dB SPL	18 dB SPL
	Dir	32 dB SPL	27 dB SPL
Consommation de la pile	Au repos	1,1 mA	1,1 mA
	Typique	1,1 mA	1,1 mA

Autonomie de pile, calculée en heures**	240
Taille 13 (IEC PR48)	
IRIL (IEC 60118-13-2011)	800/1400/2000 MHz : 24/48/45 dB SPL

* Pour les appareils équipés de Condaminifit

** Basée sur la mesure standardisée de consommation de la pile (IEC 60118-0). L'autonomie de la pile dépend de la qualité de celle-ci, du profil d'utilisation, des fonctions actives, de la perte auditive et de l'environnement sonore.

13

L'INTÉRÊT D'UN APPAREILLAGE HAUT DE GAMME OU ENTRÉE DE GAMME DANS LA COMPRÉHENSION DE LA PAROLE DANS LE BRUIT

Soutenue le 5 Novembre 2015
Par Salomé PINTO

RÉSUMÉ

Depuis l'entrée du numérique dans l'audioprothèse, les fabricants d'aides auditives se sont efforcés de créer des puces numériques capables de traiter un grand nombre d'information. Ils ont alors développé différentes gammes de technologie permettant de proposer un large choix de traitement du signal en fonction du besoin de l'utilisateur.

En effet, plus on s'orientera vers un appareil auditif haut de gamme plus le réglage sera fin. Ceci s'explique par l'augmentation du nombre de canaux, la présence de réducteurs de bruit et enfin les différents modes de directionnalité microphonique disponibles dans les aides auditives les plus sophistiquées.

Le but de ce mémoire est donc de vérifier si les appareils auditifs haut de gamme sont réellement plus performants que les aides auditives entrée de gamme en terme de compréhension de la parole dans le bruit.

Mon mémoire comporte une étude objective réalisée sur le KEMAR ainsi qu'une étude subjective réalisée sur 20 patients choisis selon différents critères d'inclusion. Nous réaliserons les mêmes tests sur le KEMAR et sur les patients (test AVfB de Dodelé) afin de pouvoir tirer une conclusion sur l'efficacité des appareils auditifs entrée de gamme et haut de gamme en ce qui concerne l'intelligibilité de la parole dans le bruit.

MOTS CLÉS

AIDES AUDITIVES	TRAITEMENT DU SIGNAL	INTELLIGIBILITÉ
GAMME DE TECHNOLOGIE	RÉDUCTEUR DE BRUIT	COMPRÉHENSION DANS LE BRUIT
ENTRÉE DE GAMME	DIRECTIONNALITÉ MICROPHONIQUE	RAPPORT SIGNAL/BRUIT
HAUT DE GAMME	MILIEUX BRUYANTS	FABRICANT

Maître de mémoire : Mme D. PIRCHER