

Etude de l'efficacité des réducteurs de bruit de la nouvelle génération de prothèse auditive Siemens : Micon

Jérémy Ecalard

▶ **To cite this version:**

Jérémy Ecalard. Etude de l'efficacité des réducteurs de bruit de la nouvelle génération de prothèse auditive Siemens : Micon. Médecine humaine et pathologie. 2013. hal-01858393

HAL Id: hal-01858393
https://hal.univ-lorraine.fr/hal-01858393

Submitted on 20 Aug 2018

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.

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 de Nancy

Etude de l'efficacité des réducteurs de bruit de la nouvelle génération de prothèse auditive Siemens : Micon

Mémoire présenté en vue de l'obtention du

Diplôme d'Etat d'Audioprothésiste

Par

Ecalard Jérémy

Maitre de Mémoire : Mr Baptiste Bouchet

Année : 2013

Remerciements

Ce mémoire de fin d'étude n'aurait jamais pu être réalisé sans la contribution de nombreuses personnes à qui je souhaiterais témoigner ma reconnaissance.

Tout d'abord, à l'ensemble de l'équipe du corps professoral, et plus particulièrement à M Joël Ducourneau, Mme Pascale Friant-Michel pour leur qualité d'enseignement, leur patience, leur disponibilité tout du long de ces 3 années de formation au sein de la Faculté de Pharmacie de Nancy.

D'autre part, je souhaite témoigner toute ma gratitude à M et Mme Bouchet, mes maîtres de stage et maîtres de mémoire, qui m'ont non seulement apporté de nombreux conseils techniques et humains, mais qui se sont beaucoup investis dans mon mémoire.

De plus, mon travail n'aurait pas pu se réaliser dans d'aussi bonnes conditions au sein du Cercle Aquitain de l'Audition sans la présence de M Jean-Christophe Labatut, M Olivier Marin ainsi que toute l'équipe technique.

Sommaire

I°/ Introduction 1

II°/ Rappels sur l'audition 3

1. **Rappels anatomiques et physiologiques** 4

- *Système auditif périphérique* ***4***
- *Oreille externe* ***5***
- *Oreille moyenne* ***6***
- *Oreille interne* ***8***
- *Système auditif central* ***10***
- *Système auditif secondaire* ***11***
- *Bandes critiques* ***11***
- *Pattern d'excitation* ***13***

2. **Pertes auditives** ***14***

- Perte de perception ***15***
- *Perte de transmission* ***16***
- *Perte mixte* ***16***
- *Conséquences d'une perte auditive* ***16***

3. **Parole face au bruit** ***18***

- *Parole* ***18***
  - *Production de la parole* ***18***
  - *Caractéristiques physiques de la parole* ***19***

- *Intelligibilité dans le silence* ***20***
- *Intelligibilité en milieu bruyant* ***22***

III°/ Analyse technique des débruiteurs **23**

1. **Réducteur de bruit impulsionnel** **25**
2. **Réducteur de bruit de vent** **26**
3. **Réducteur du bruit de fond** **29**
4. **Rétrospective des réducteurs de bruits** **31**

IV°/ Etude expérimentale **37**

1. **Protocole Expérimental** **38**

1.1 Efficacité des réducteurs en fonction du stimulus **38**

- *Objectif* **38**
- *Hypothèse* **39**
- *Dispositif* **39**
- *Déroulement* **40**
- *Résultats* **43**
- *Discussion* **45**

1.2 Efficacité des réducteurs en terme de baisse de gain **46**

- *Objectif* **46**
- *Hypothèse* **46**
- *Dispositif* **47**
- *Déroulement* **47**
- *Résultats* **48**
  - *Pente inverse* **48**
  - *Perte plate* **50**
  - *Perte type presbyacousie* **52**
- *Résultats croisés* **53**
- *Discussion* **54**

1.3 Efficacité des réducteurs en terme de rapport signal sur bruit **54**

- *Objectif* **54**
- *Hypothèse* **54**
- *Dispositif* **54**
- *Déroulement* **58**
- *Résultats* **61**
- *Résultats croisés* **66**
- *Discussion* **66**

V°/ Etude clinique **68**

1. Protocole Expérimental **69**

- *Objectif* **69**
- *Sujets testés* **69**
  - *Groupe de patient* **70**

- *Dispositif* **71**
- *Déroulement* **72**
- *Résultats* **73**
- *Résultats croisés* **86**
- *Discussion* **87**

VI°/ Conclusion **89**

Bibliographie **90**

Tables des illustrations **92**

Annexes **95**

I°/ Introduction

L'audioprothésiste, professionnel dans la correction de l'audition, s'efforce, depuis l'apparition des premières aides auditives, de restaurer la compréhension des personnes malentendantes.

En Mai 1996, les premières prothèses auditives numériques ont fait leur apparition. Depuis, les différents fournisseurs ont développé des algorithmes de traitement du signal procurant à l'audioprothésiste une souplesse de réglage et au malentendant un confort ainsi qu'une meilleure intelligibilité. Ainsi, de nombreuses difficultés audiométriques ont été résolues.

La gestion du Larsen par exemple, est de plus en plus optimisée grâce à des traitements d'opposition de phase, de marquage du signal ou de déphasage fréquentiel. De même, les multiprogrammes permettent d'adapter certains réglages à des environnements ou doléances plus spécifiques. Désormais, des systèmes de couplage avec le téléphone, la télévision, procurent de très bons résultats dans la communication avec une autre source sonore.

L'audioprothésiste est souvent confronté à des patients se plaignant des difficultés importantes dans les milieux bruyants. Pour pallier à cette gène, les fabricants ont développé des systèmes de directivité microphonique (adaptative ou non), des programmes spécifiques avec des modulations de courbe de réponse, de gain adaptatif, des réducteurs de bruits…

C'est ce dernier algorithme que nous allons chercher à étudier dans ce mémoire avec une nouvelle puce de Siemens confinant un traitement du bruit : l'EDP soit l'émergence directionnelle de la parole. Cette analyse se fera d'une part de façon subjective grâce à la mesure In Vivo et d'autre part sous l'angle objectif pour confirmer l'étude.

Nous exposerons une série de rappels anatomiques, physiologiques pour aborder la notion de bandes critiques face aux canaux et bandes de réglages, puis succinctement nous présenterons les différentes pertes auditives et traiterons des caractéristiques physiques de la voix et de la parole.

Nous analyserons les différents réducteurs de bruits permettant d'établir un protocole expérimental avec la chaine de mesure AURICAL FreeFit d'Otométrics afin d'étudier le comportement selon 3 paramètres du réducteur de bruits : le gain, le nombre de canaux et le type de pertes auditives. Après cette analyse technique, nous réaliserons enfin une étude subjective auprès de patients des centres de surdité Rive Droite et Libournais afin d'étudier l'apport de ce débruiteur en terme de compréhension et exposerons les divers résultats de l'ensemble des mesures sous forme de synthèse.

II°/ Rappels sur l'audition





Dans cette partie, nous exposerons quelques notions essentielles d'anatomies, de physiologies de l'oreille pour la compréhension du sujet. Après ces brefs rappels, nous développerons une partie sur les différents types de déficits auditifs. Puis, nous aboutirons aux notions et paramètres importants essentiels pour la compréhension dans le silence et dans le bruit. Pour finir, nous exposerons les conséquences d'une perte auditive sur l'intelligibilité.

1. Rappels anatomiques et physiologiques

- Système auditif périphérique

Le système auditif périphérique se constitue de l'oreille externe, de l'oreille moyenne et de l'oreille interne. L'audition est assurée par le récepteur auditif, associée aux voies nerveuses (afférentes et efférentes), qui le relie au système auditif central.

Deux transductions se réalisent au niveau de l'oreille externe (transduction acoustico-mécanique) et de l'oreille interne (transduction mécano-sensorielle). L'oreille moyenne, quant à elle, adapte l'impédance entre le milieu aérien et liquidien.

L'ensemble permettant la transmission des ondes sonores en potentiels électriques [1].

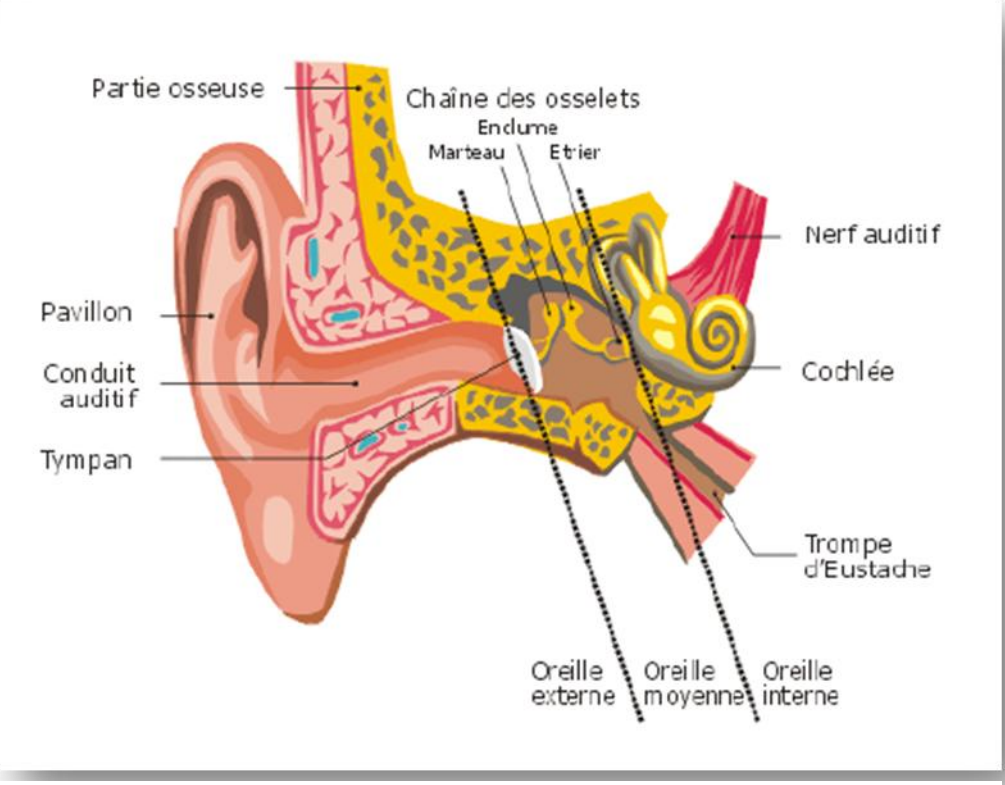


Figure 1 : Schéma de l'oreille [2]

- Oreille externe

L'oreille externe se constitue d'une lame fibro-cartilagineuse appelée pavillon et d'un conduit auditif externe. Ce dernier se compose d'une partie cartilagineuse et d'une partie osseuse.

La captation, la localisation, l'amplification, la protection et le transfert sont les cinq rôles importants de l'oreille externe.

La localisation des sources sonores est possible grâce à la distance inter-orale (distance entre les 2 oreilles d'environ 18 cm). Suivant l'azimut de la source, l'onde sera réceptionnée avec un retard sur l'oreille controlatérale permettant ainsi à l'individu de juger de la distance, de l'angle et de l'origine de la source.

De plus, l'effet de diffraction de la tête va générer une différence d'intensité entre les 2 oreilles complémentaires au paramètre temporel. Cette aptitude est capitale pour la compréhension notamment dans les milieux bruyants car elle engendre une focalisation plus rapide sur la voix du locuteur.

La forme cylindrique du conduit auditif externe, les deux coudes, les sécrétions des glandes cérumineuses en périphérie procurent une protection à la membrane tympanique, ainsi qu'aux osselets de l'oreille moyenne [3].

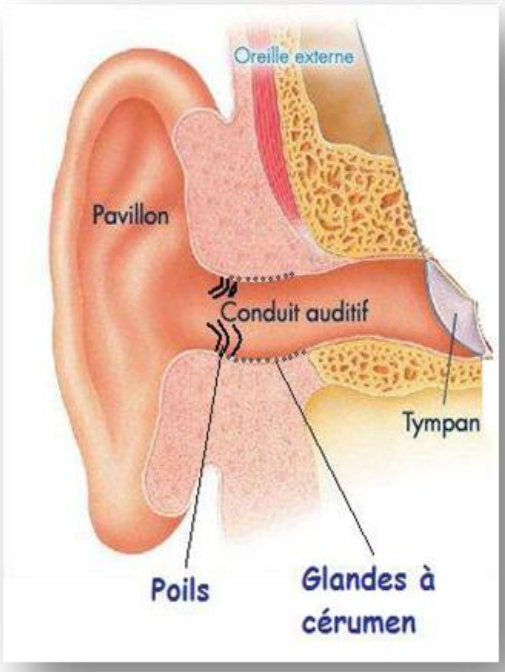


Figure 2 : Schéma Oreille externe [4]

Le pavillon et le conduit auditif externe de part leurs dimensions et leurs reliefs vont générer une amplification naturelle avec un pic de résonance aux voisinages du 3000 Hz pour un conduit auditif humain. L'effet cumulé du pavillon et du conduit procure un gain qui varie entre 5 et 20 dB selon les fréquences. Le dernier rôle essentiel de l'oreille externe est la fonction de transfert qui prend en compte le cumul de l'amplification du pavillon (en vert) et du conduit auditif (en bleu).

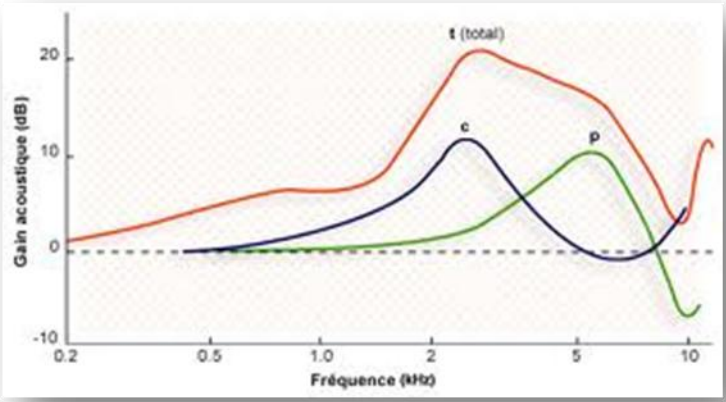


Figure 3 : Courbe de transfert Oreille externe et moyenne [5]

- Oreille moyenne

L'oreille moyenne est comprise entre l'oreille externe et interne. La membrane tympanique ou tympan est une des limites de l'oreille moyenne. La chaîne ossiculaire, située dans la caisse tympanique, est composée du marteau de l'enclume et de l'étrier. La caisse du tympan ou cavité de l'os temporal est ouverte sur le rhinopharynx par la gouttière tubaire ou trompe d'Eustache. L'oreille moyenne est tapissée d'une couche d'épithélium, du tissu conjonctif et d'une couche sous muqueuse.

Le tympan est une membrane très fine de 1 cm de diamètre divisée en 2 parties : la pars tensa et la pars flaccida. La membrane tympanique est de couleur blanche nacrée et légèrement translucide.

L'oreille moyenne possède un rôle primordial dans l'audition. En son absence, 2% des sons parviendraient jusqu' à l'oreille interne.

Elle a 4 fonctions principales :

- Maintien de l'équi-pression de part et d'autre de la membrane tympanique grâce à la trompe d'Eustache,
- Un rôle de protection rendu possible avec les muscles tenseurs tympaniques et principalement stapédien. En effet, lors de niveaux sonores trop importants (80 dB HL pour les basses fréquences jusqu'à 4000Hz), le reflexe stapédien met en action ces muscles de façon bilatérale afin de protéger l'oreille interne,

- Le tympan et la chaine ossiculaire doivent, quant à eux, effectuer une adaptation d'impédance entre le milieu aérien, stimulé par des variations de pression, en une variation mécanique vers un milieu liquidien présent dans l'oreille interne,

- Le dernier rôle de l'oreille moyenne est l'amplification et la fonction de transfert : le signal en fond de conduit transmis par le tympan va subir une déformation en fréquence. La fonction de transfert de l'oreille externe et de l'oreille moyenne va définir la courbe des seuils d'audition [3].

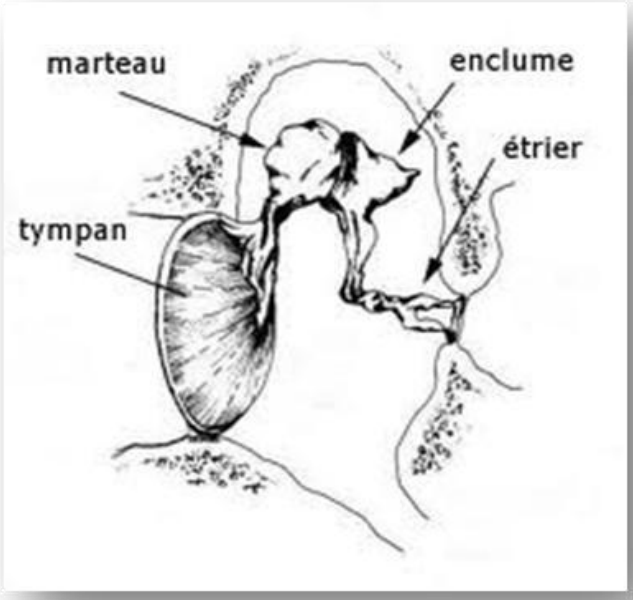


Figure 4 : Schéma Oreille moyenne [6]

- Oreille interne

L'oreille interne ou labyrinthe se divise en 2 parties. La cochlée ou organe de l'audition et le vestibule, celui de l'équilibre. La cochlée est segmentée en 3 rampes : la rampe tympanique, la rampe vestibulaire et le canal cochléaire.

La cochlée logée dans l'os temporal est un canal osseux enroulé sur 2 tours et demi de spires autour du modiolus. Les rampes vestibulaire et tympanique sont toutes les deux remplies de périlymphes. Ces deux rampes communiquent à l'apex de l'oreille interne au niveau de l'hélicotrema. Le canal cochléaire se compose d'endolymphe. La principale différence entre ces deux liquides se situe au niveau de la différence de concentration ionique.

En effet, la strie vasculaire génèrant du potassium est responsable du recyclage ionique. La périlymphe étant toxique pour l'organe de Corti, le canal cochléaire se doit d'être parfaitement hermétique.

L'organe de Corti le véritable récepteur auditif, contient les cellules ciliées internes (CCI) et externes (CCE), elles-mêmes à l'origine de la naissance du message auditif.

Les 13000 cellules ciliées externes sont disposées en forme de W, sur 3 rangées et sont coiffées de stéréocils. Elles sont reliées à 90% de fibres efférentes et 10% de fibres afférentes.

Les 3500 cellules ciliées internes sont au contraire majoritairement connectées aux fibres afférentes (90%) d'où son rôle prépondérant dans la génèse du message auditif.

Suite aux vibrations du tympan et de la chaîne ossiculaire, l'étrier met en mouvement les liquides de la rampe vestibulaire, entrainant à son tour le déplacement de la membrane basilaire [3].

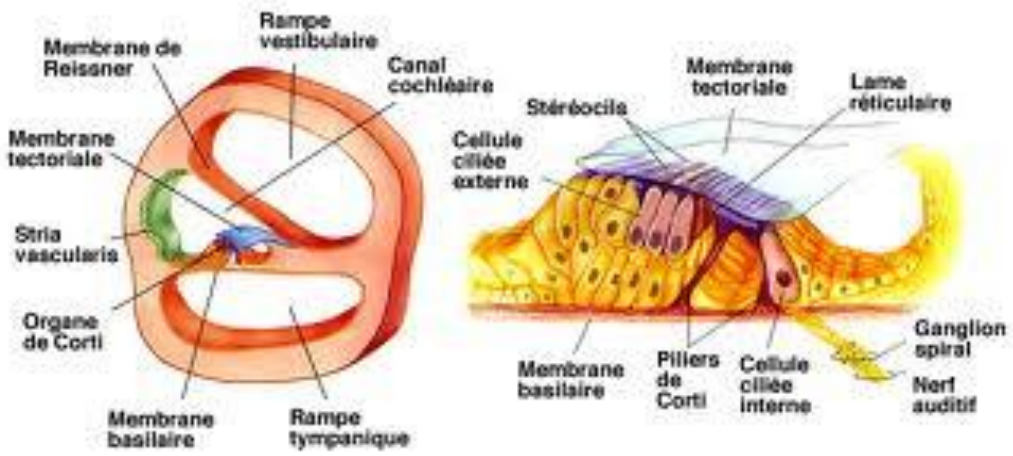


Figure 5 : Schéma d'une coupe de cochléé et de l'organe de Corti [7]

La tonotopicité a été mise en évidence par Von Békésy avec son modèle d'ondes propagées (Prix Nobel de 1961). Ce phénomène découvert en 1952 démontre les mécanismes passifs de la cochlée qui va selon la stimulation d'origine, mettre en résonance la membrane basilaire en une zone spécifique.

Cette sélectivité passive est rendue possible grâce aux caractéristiques de la membrane basilaire : épaisseur, rigidité, longueur. Les hautes fréquences sont codées à la base de la cochlée alors que l'apex code elle les basses fréquences.

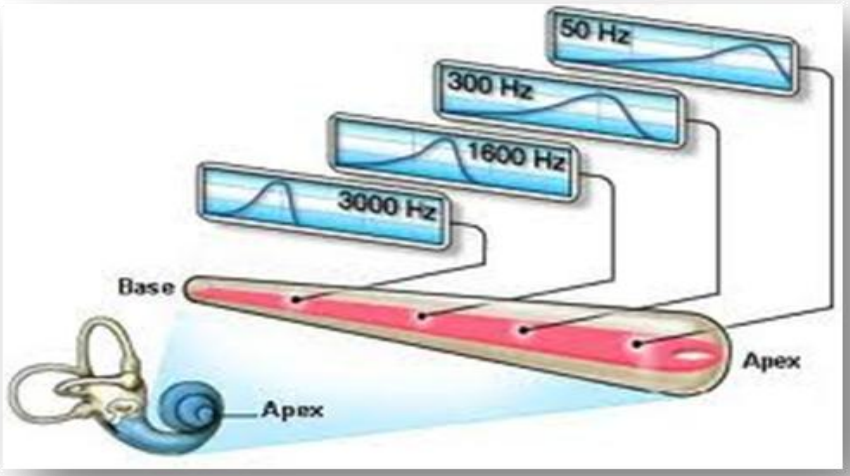


Figure 6 : Schéma représentant la tonotopie passive [8]

Une fois la membrane basilaire mise en résonance, un cisaillement se fait entre les stéréocils des C.C.E et la membrane tectoriale. Ce phénomène permet à l'endolymphe de s'infiltrer provoquant la dépolarisation des C.C.I responsable du message auditif.

Les C.C.E ont un rôle important dans la sélectivité fréquentielle notamment grâce aux 10% de fibres afférentes. Celles-ci vont stimuler le système olivo-cochléaire et modifier la compliance de cellules ciliées externes adjacentes au niveau de leur longueur. Cette modulation s'effectue sur une portion plus précise de la cochlée et permet une dépolarisation plus conséquente au niveau des potentiels membranaires des C.C.I.

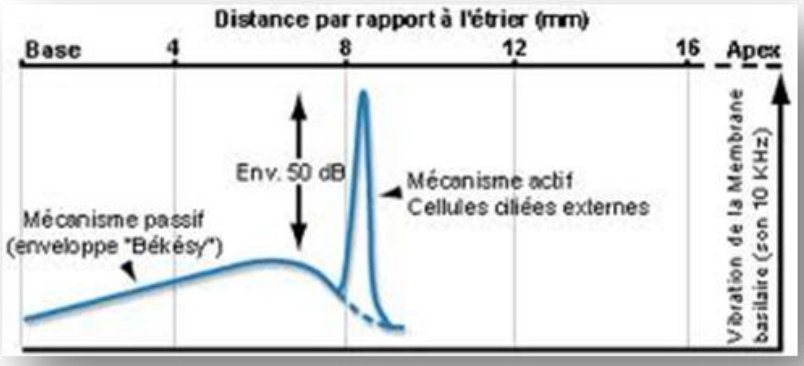


Figure 7 : Tonotopie active et passive [9]

- Le système auditif central

L'origine du système auditif central se trouve au niveau du ganglion spinal de Corti regroupant toutes les fibres nerveuses pour aller jusqu'au cerveau qui recueille et interprète l'information acoustique.

Les voies auditives afférentes traversent plusieurs relais par les voies auditives primaires et secondaires du tronc cérébral au cortex. A l'inverse, les fibres efférentes partent des aires auditives pour délivrer l'information jusqu'au ganglion spinal.

La voie auditive primaire est constituée de 3 relais centraux effectuant à chaque étage un travail de décodage et d'interprétation.

Le nerf auditif entre dans le tronc cérébral dans lequel le noyau cochléaire effectue un premier relais, où un décodage fréquentiel en intensité et en durée est réalisé. Le second relais qui est le complexe olivaire supérieur croise la ligne médiane pour monter au cerveau puis au niveau du colliculus inférieur. La localisation spatiale est permise grâce à ces deux relais.

Enfin, le corps genouillé au niveau du thalamus sera la dernière portion de la voie auditive primaire. Ce message sera ensuite mémorisé et discriminé par le cortex auditif [10].

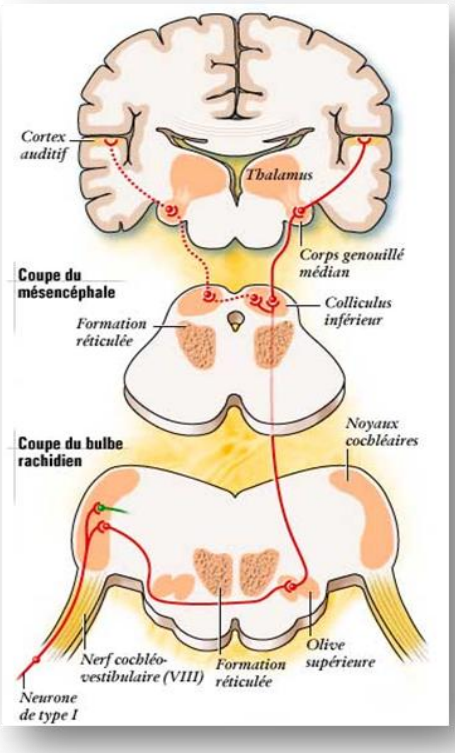


Figure 8 : Système auditif central [11]

- Système auditif secondaire

Le système auditif secondaire ou voie réticulaire regroupe des messages sensoriels envoyés directement au cerveau. Tout comme l'audition, ils passent par différents relais qui participent à la sélection du type d'information à traiter en priorité. Cette voie réticulaire n'est pas spécifique à l'audition.

- Bandes critiques

L'oreille est divisée en 24 plages de fréquences pouvant être assimilées à une succession de filtres passes bandes. Les observations de plusieurs chercheurs (Fletcher H ., Zwicker E.) démontrent qu'il est pertinent de comparer le système auditif à cette série de filtres. Ils sont appelés filtres auditifs. Ils s'étendent sur l'ensemble de la plage fréquentielle audible de l'homme soit de 20 Hz à 20 000 Hz.

L'existence de ces plages de fréquences a été mise en évidence grâce à des expérimentations de masquage et de perception d'intensité.

C'est en 1940, que le concept des bandes critiques a été démontré par Fletcher. Son expérience consiste à masquer un son pur par une bande de bruit de largeur croissante. Fletcher a pu constater que plus la largeur de la bande augmente plus le masque sera important jusqu'à atteindre une valeur de fréquence d'une bande critique adjacente.

En 1956, Zwicker complète l'étude de Fletcher de façon différente allant jusqu'à la détermination de la largeur des bandes critiques. Il constitue un bruit de bande variable composé de sons purs de fréquences proches. Ce stimulus est centré sur une fréquence de référence. Lors de l'élargissement de la bande passante, le niveau sonore SPL reste constant [12].

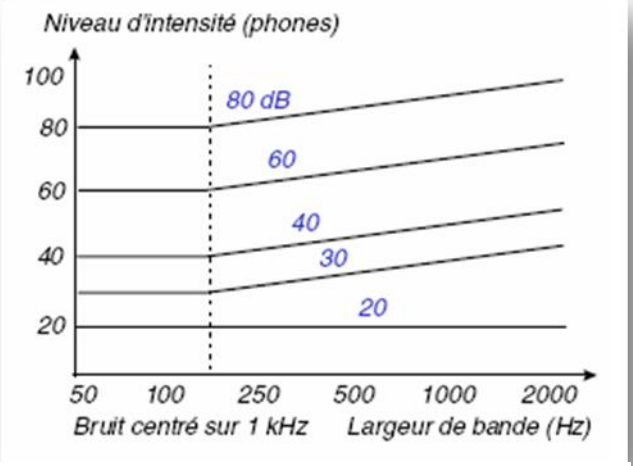


Figure 9 : Seuil d'audibilité d'un signal en fonction de la largeur de bande d'un bruit masquant [13]

Les sujets dans l'exemple de la figure 9 sont soumis à un son pur de 1000 Hz avec en même temps un bruit que l'on augmente au fur et à mesure. Nous observons très clairement sur le grave que la sensation d'intensité (la sonie) reste constante jusqu'à une fréquence limite qui se trouve aux environs de 160 Hz.

La même expérimentation a été réalisée avec des fréquences de références différentes aboutissant à la mise en évidence des 24 bandes critiques, de leur fréquence inférieure et supérieure.

Filtre auditif ou barks	*Fréquence centrale*	*Fréquence inférieure*	*Fréquence supérieure*	*Largeur filtre*
1	*50*		*100*	
2	*150*	*100*	*200*	*100*
3	*250*	*200*	*300*	*100*
4	*350*	*300*	*400*	*100*
5	*450*	*400*	*510*	*110*
6	*570*	*510*	*630*	*120*
7	*700*	*630*	*770*	*140*
8	*840*	*770*	*920*	*150*
9	*1000*	*920*	*1080*	*160*
10	*1170*	*1080*	*1270*	*190*
11	*1370*	*1270*	*1480*	*210*
12	*1600*	*1480*	*1720*	*240*
13	*1850*	*1720*	*2000*	*280*
14	*2150*	*2000*	*2320*	*320*
15	*2500*	*2320*	*2700*	*380*
16	*2900*	*2700*	*3150*	*450*
17	*3400*	*3150*	*3700*	*550*
18	*4000*	*3700*	*4400*	*700*
19	*4800*	*4400*	*5300*	*900*
20	*5800*	*5300*	*6400*	*1100*
21	*7000*	*6400*	*7700*	*1300*
22	*8500*	*7700*	*9500*	*1800*
23	*10500*	*9500*	*12000*	*2500*
24	*13500*	*12000*	*15500*	*3500*

Figure 10 : Bandes critiques ou filtres du système auditif, *d'après Scharf en 1970* **[14]**

L'allure des filtres auditifs est en forme de triangle, centrée sur une fréquence centrale. Patterson R., Moore B. et Glasberg B.R. ont démontré que la forme de ces filtres auditifs est relativement symétrique pour les intensités faibles mais que néanmoins, ces filtres étaient asymétriques pour des niveaux plus élevés comme sur la figure 11.

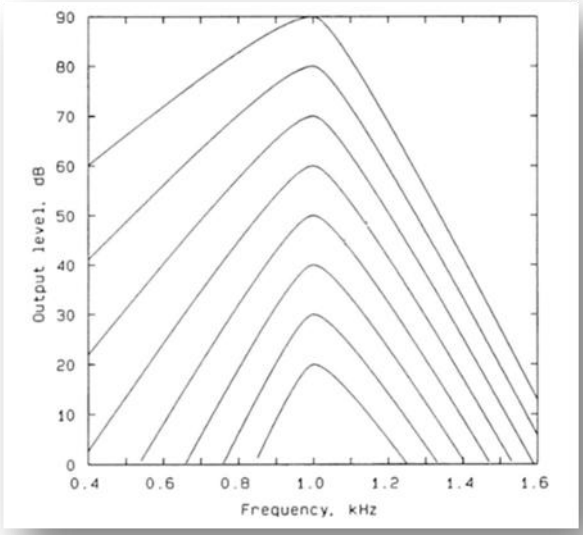


Figure 11 : Filtres auditifs à 1000 Hz pour des excitations de 20 dB à 90 dB SPL [15]

- Pattern d'excitation

Les patterns d'excitation sont aussi une façon de schématiser les différents filtres auditifs de l'Homme. Ils représentent la stimulation de la membrane basilaire en réponse d'une stimulation acoustique.

Deux chercheurs, Moore et Glasberg, ont pu tracer ces filtres en fonction de plusieurs fréquences de référence. Nous pouvons observer sur la figure 12 que les filtres sont relativement symétriques pour des niveaux faibles :

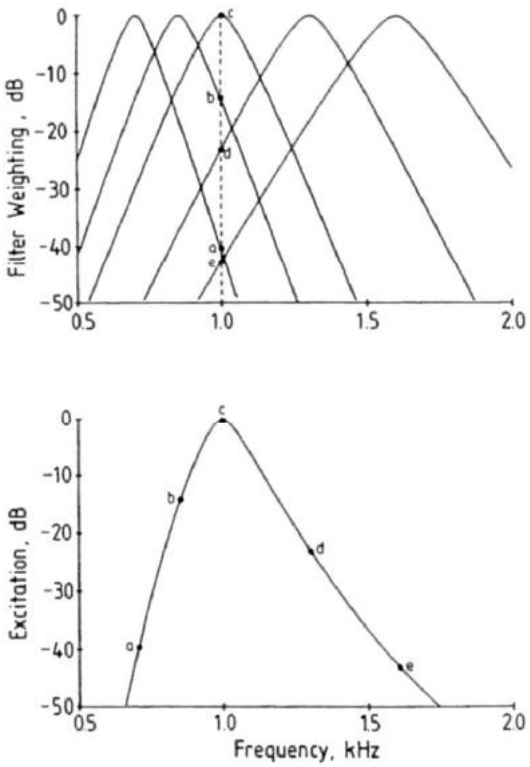


Figure 12 : Pattern d'excitation correspondant à une stimulation de 1000 Hz [13]

2. Pertes auditives

Définition de la surdité selon l'Organisation Mondiale de la Santé ou OMS [16] :

« On parle de perte d'audition lorsqu'une personne n'est pas capable d'entendre aussi bien qu'une personne ayant une audition normale, le seuil étant de 25 dB ou mieux dans les deux oreilles. La perte d'audition peut être légère, moyenne, sévère ou profonde. Elle peut toucher une oreille ou les deux et entraîner des difficultés pour suivre une conversation ou entendre les sons forts ».

D'après la recommandation 02/1 bis du Bureau International d'AudioPhonologie ou BIAP [17], nous pouvons définir et classifier les pertes d'audition suivant leur degré comme présentées sur le tableau ci-dessous.

Elle est calculée par la moyenne arithmétique des pertes en dB HL (Hearing Loss) de 4 fréquences : 500 Hz, 1000 Hz, 2000Hz et 4000Hz

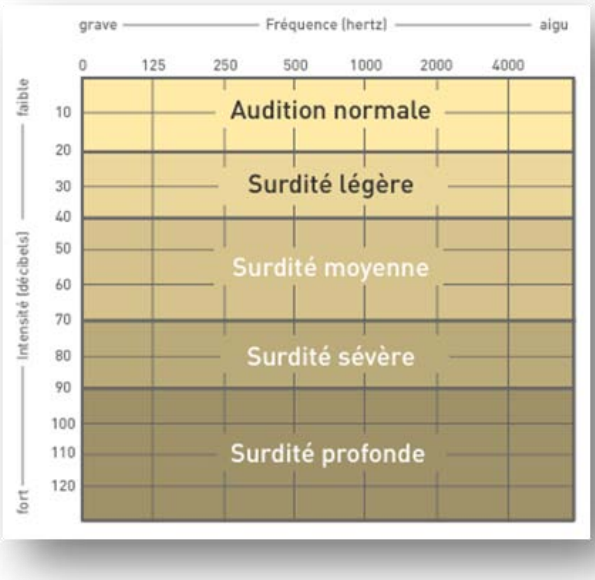


Figure 13 : Degrés de perte auditive [17]

Classification	Effets
Audition normale	Eventuelle atteinte tonale légère sans incidence sociale
Surdité légère	Parole perçue à voix normale, difficulté pour les voix basses ou lointaines
Surdité moyenne	Parole perçue si on élève la voix, appel à la lecture labiale
Surdité sévère	Parole perçue à voix très forte près de l'oreille. Seuls quelques bruits forts sont encore perçus
Surdité profonde	Parole non perçue, seuls les bruits très puissants sont perçus

Tableau 1 : Effet de la perte auditive en fonction de son degré [19]

Une perte d'audition n'est pas seulement quantitative mais elle peut être aussi qualitative suivant la localisation de l'atteinte auditive. On distingue 3 types de pertes :

- Perte de perception

La perte de perception ou neurosensorielle est une des déficiences auditives les plus courantes. Elle est provoquée par des lésions au niveau de l'oreille interne, des cellules ciliées ou une atteinte des neurones. Dans ce dernier cas, nous parlons de surdité « endocochléaire ». Si ce trouble touche le nerf auditif, les voies auditives ou le cortex, on parle alors de surdité « rétrocochléaire ».

La presbyacousie et les surdités brusques sont les 2 principales pertes de perception. Aucun traitement ne peut altérer cette perte ce qui en fait une perte définitive et irréversible.

Au niveau de l'audiogramme, cette perte se caractérise par des seuils osseux et aériens juxtaposés [19].

- Perte de transmission

Contrairement à la perte de perception, la perte de transmission peut être temporaire. Elle provient d'un dysfonctionnement de la captation, de la transmission de propagation des ondes acoustiques par l'oreille externe ou moyenne. Elle peut être compensée par un traitement médical ou chirurgical.

Les principales causes de cette surdité proviennent d'une obstruction du conduit auditif externe, un amas de cérumen, des malformations, une lésion tympanique, une otospongiose, des otites, un cholestéatome…

L'audiogramme présente des courbes osseuses et tonales différentes avec par conséquent la présence d'un RINNE [19].

- Perte mixte

La perte mixte comme son nom l'indique est l'atteinte conjointe de la transmission et de la perception de l'oreille. Dans la majorité des cas, une pathologie de l'oreille moyenne qui retentit sur l'oreille interne.

L'otospongiose illustre parfaitement la perte mixte, pathologie congénitale qui se labyrinthise dans le temps, provoquant sur l'audiogramme un RINNE ainsi qu'une déficience cochléaire [19].

- Conséquences d'une perte auditive

Nous avons pu décrire, dans les paragraphes précédents, que les différents types de pertes auditives engendraient une élévation des seuils absolus d'audition mais ceci n'est qu'une des nombreuses conséquences.

La diminution de la gamme dynamique audible engendre un phénomène de recrutement. Il se définit par l'accroissement rapide de la sensation d'intensité sonore : la sonie définie par Fowler, Steinberg et Gardner en 1936 et 1937. L'atteinte des cellules ciliées externes entraine une modification de l'amplification des sons faibles et modérés. En effet, les seuils d'audition s'élèvent contrairement au seuil de confort et d'inconfort, qui eux ont tendance à stagner voir même diminuer.

De nombreux chercheurs ont révélé une diminution de sélectivité fréquentielle chez les sujets présentant une déficience auditive.

Pick et al en 1977 fut un des premiers à démontrer cette baisse de discrimination, en expliquant son origine par l'élargissement des filtres cochléaires à nouveau dû à une atteinte des CCE. Cette altération entraine à son tour un accroissement du phénomène de masquage et une augmentation de la gêne en milieu réverbérant ou bruyant.

De plus, la diminution de la discrimination fréquentielle engendre à son tour une dégradation dans la localisation spatiale. La figure 14 illustre ces propos :

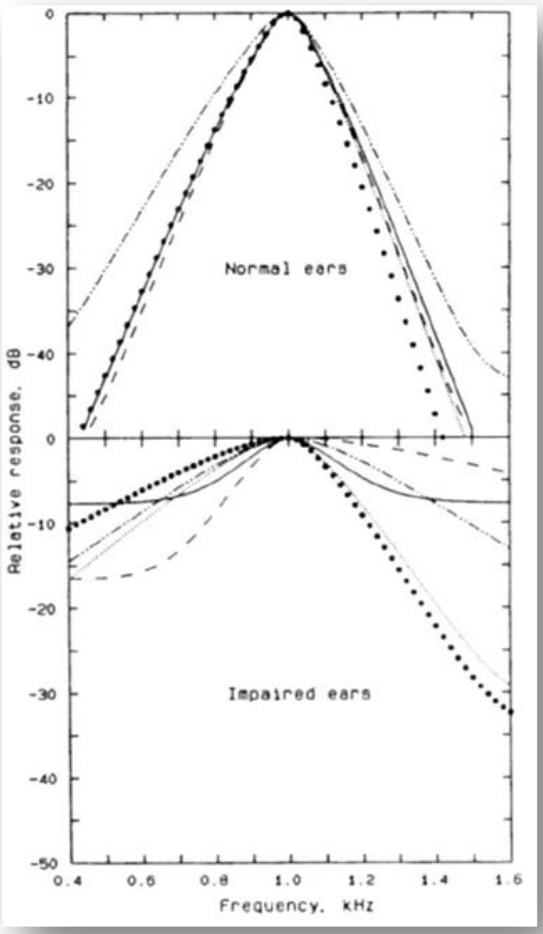


Figure 14 : Impact d'une perte auditive sur les filtres auditifs, en haut filtre auditif d'un normo entendant centré sur le 1000 Hz et en bas celui d'un malentendant [15]

3. Parole face au bruit

Dans ce paragraphe, nous exposerons rapidement les mécanismes de la production de la parole, puis de ses différentes caractéristiques permettant de les confronter dans un deuxième temps à celles du bruit.

- Parole

  - Production de la parole

La phonation est l'ensemble des phénomènes permettant la production d'un son par les organes de la voix.

La production de la parole est assurée par le système phonatoire divisé en 3 parties :

- l'appareil respiratoire fournissant l'énergie de la vibration,
- le larynx, avec les cordes vocales jouant le rôle de vibrateur,
- les cavités supralaryngées ayant un rôle de résonateur et d'articulateurs.

L'appareil respiratoire est une véritable soufflerie. Il permet de part les poumons et la cage thoracique d'apporter au cours de l'expiration d'air, l'énergie nécessaire afin de faire vibrer les cordes vocales.

Le larynx est constitué de 3 étages : sus glottique, glottique, et sous glottique. Son rôle est déterminant dans la fonction de respiration, de protection des voies aériennes, dans la déglutition et enfin dans la phonation.

Cette dernière est rendue possible par le flux expiratoire continu, délivré par les poumons, et fragmenté par le mouvement d'oscillations des cordes vocales. Le mouvement d'abduction et d'adduction des deux cordes vocales va provoquer une vibration d'air produisant le son laryngé.

L'appareil supra laryngé constitue l'ensemble des cavités que le son laryngé traverse avant d'arriver à l'air libre soit le pharynx, la cavité buccale, le cavum ainsi que la fosse nasale. Le pharynx permet outre, son rôle de résonateur, l'articulation des consonnes et des voyelles tout comme la langue. Les principaux résonateurs sont les pharynx et la cavité buccale qui vont renforcer les harmoniques, modifiant le timbre des sons [21].

❖ Caractéristiques physiques de la parole

Après avoir décrit les différentes étapes dans la genèse des phonèmes de la parole, nous allons exposer les caractéristiques spectrales, en intensité ainsi que le débit de parole à long terme.

Byrne et al en 1994, a exposé que les spectres moyens de la parole à long terme sont quasiment identiques pour toutes variétés de langues montrant par conséquent que ce spectre vocal dépend surtout de l'appareil phonatoire. Cependant, une différence peut être observée dans la région à partir du 250 Hz correspondant au fondamental pharyngé de l'homme et de la femme. Ce spectre a pu être tracé par moyennage sur 12 langues différentes [22].

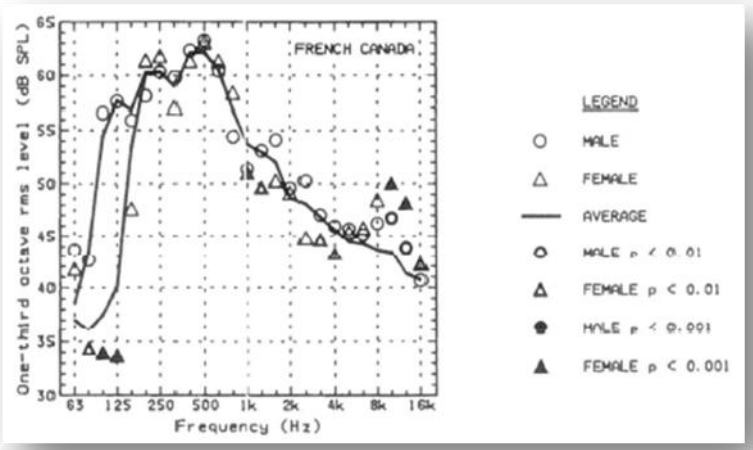


Figure 15 : Spectre vocal de la parole à long terme [23]

L'intensité moyenne de la parole à une conversation normale correspond à un niveau moyen de 60 dB SPL à 1 mètre. Tout comme le spectre à long terme de la parole, la dynamique en intensité est identique d'une langue à une autre, et oscille entre 10 et 12 dB.

Steeneken et Houtgast ont calculé la modulation fréquentielle moyenne de la parole qui subit des variations de l'ordre de 3 Hz correspondant au débit syllabique.

Le signal de parole peut être analysé suivant sa structure spectrale et sa structure temporelle.

Les variations temporelles lentes définissent l'enveloppe du signal de parole qui correspond aux modulations d'amplitudes inférieures à 50 Hz ; codant donc le débit syllabique.

A contrario, la structure fine ou fluctuations temporelles rapides sont comprises au-delà de 500 Hz.

La discrimination temporelle de l'Homme est la capacité de distinction de la plus petite unité temporelle.

A l'aide d'un transformé de Hilbert, il était possible de décomposer les fluctuations temporelles lentes des fluctuations temporelles rapides. Cette formule mathématique sera utilisée et décrite dans les chapitres suivants.

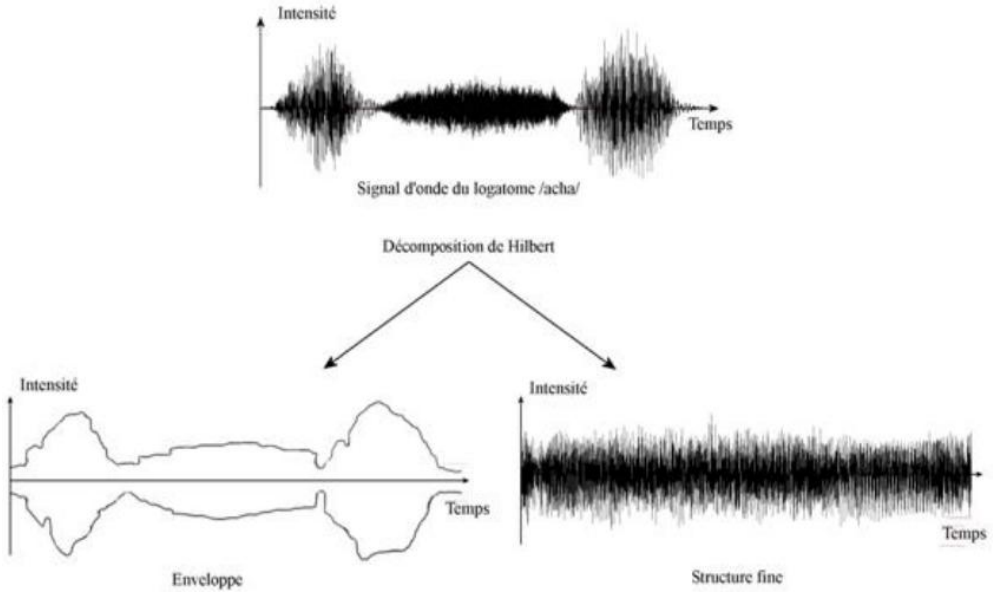


Figure 16 : Décomposition de la structure fine et de l'enveloppe par le transformé de Hilbert [24]

- Intelligibilité dans le silence

Nous avons pu observer que la parole pouvait être scindée en 2 caractéristiques, soit l'enveloppe temporelle et la structure fine. A partir de ces éléments, des chercheurs se sont intéressés aux facteurs influençant l'intelligibilité des sujets sains et des sujets malentendants.

Debruille L., en 2006 a démontré que l'intelligibilité de la parole dans un environnement silencieux dépend de la modulation temporelle d'enveloppe. Lorenzi C., Garnier S. et Desaunais ont durant la même année, complété ces résultats en expliquant que la perception de la structure fine s'améliore avec l'entrainement [25].

La figure 17 représente les résultats de cette étude réalisée afin de comparer les performances entre individus sains en bleu (NE) et des individus malentendants jeunes en vert (MEj) et âgés en rouge (Mea). Les sujets ont été confrontés à un test où différents signaux ont été modulés : une parole non dégradée, un signal de « parole d'enveloppe » et un signal de « parole de structure fine ».

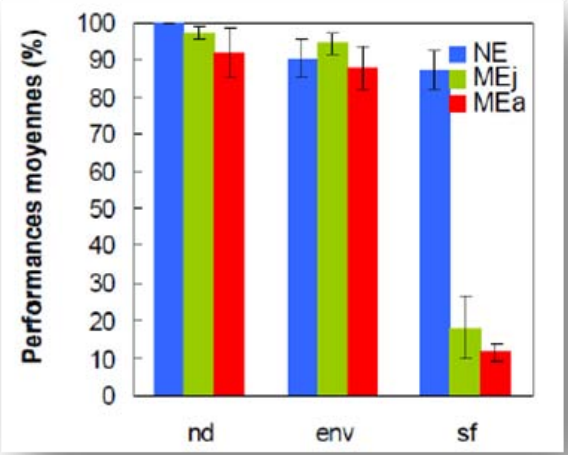


Figure 17 : Performances d'identifications correctes moyennes en % [25]

Les malentendants présentant une lésion cochléaire ont des résultats similaires entre la parole non dégradée et les informations d'enveloppe temporelle. Cependant une altération importante de la capacité d'identification de la parole est observée pour les informations temporelles de structure fine.

Après avoir défini quelques paramètres importants pour la compréhension de la parole en environnement silencieux, quels sont les paramètres importants de l'intelligibilité en milieu bruyant.

- Intelligibilité en milieu bruyant

Définition du bruit :

« Son ou ensemble de sons produits par des vibrations irrégulières, perçus par l'oreille » [26].

« Ensemble de sons sans harmonie » [27].

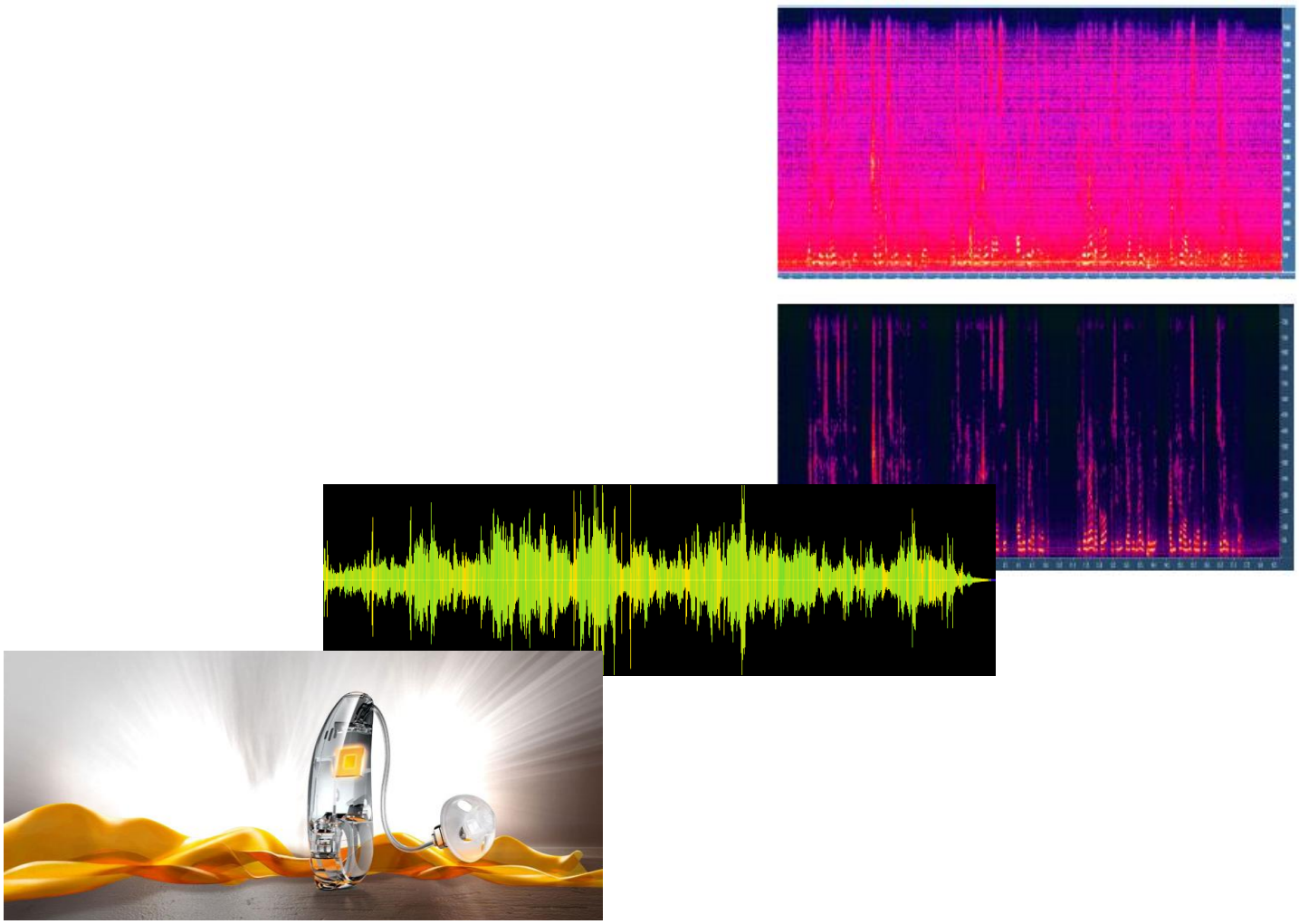
Selon la norme NFS 30001, le bruit est « un phénomène acoustique produisant une sensation auditive considérée comme désagréable ou gênante » [28].

Nous avons pu décrire précédemment les différents impacts de la surdité sur le seuil auditif, la baisse de la dynamique résiduelle, sur la sonie, sur la localisation spatiale et la baisse de la sélectivité fréquentielle.

Dans le silence, nous avons vu que les sujets malentendants étaient capables d'utiliser l'enveloppe temporelle du signal pour une reconnaissance normale de la parole. Le bruit et ses caractéristiques de masquage auraient un impact sur les modulations de l'enveloppe temporelle. Dans un environnement bruyant, la compréhension est rendue possible dans les vallées du bruit ou dans les creux des variations du bruit mais les malentendants avec leur dynamique résiduelle pincée ne peuvent apprécier ce paramètre.

On peut alors admettre que l'incapacité des malentendants à utiliser la structure fine du signal pour compenser la dégradation de l'enveloppe temporelle est un problème majeur dans la capacité de compréhension de l'intelligibilité de la parole dans le bruit. (Strelcyk 2008).

III°/ Analyse technique des débruiteurs



Dans cette seconde partie, nous expliquerons les techniques des différentes conceptions et principes de fonctionnement des débruiteurs, des réducteurs de bruits impulsionnels et des réducteurs de bruit de vent. Ces algorithmes ont pour fonction le confort acoustique du malentendant appareillé, mais aussi une amélioration de l'intelligibilité notamment dans un milieu défavorable : les ambiances types « cocktails party ».

Puis nous ferons l'état des lieux des différents fournisseurs de prothèses auditives qui proposent ses solutions.

Nous avons précédemment décrit le fonctionnement de l'oreille et les conséquences d'une perte d'audition sur la compréhension notamment pour l'intelligibilité en milieu type : « cocktail party ».

Actuellement, l'évolution de la profession d'audioprothésiste avec l'arrivée de nouvelles technologies tel que l'implant cochléaire, de nouvelles méthodes de réglages et les divers progrès techniques ont amélioré l'intelligibilité du malentendant. Nous sommes désormais capables d'appareiller un grand nombre de surdité de formes et de degrés différents apportant une bonne efficacité en milieux silencieux.

En effet, le module d'amplification d'une part et la compression d'autre part, restaurent une certaine dynamique tout en compensant le phénomène de recrutement, sans atteindre les niveaux d'inconfort du patient. Les appareils calculent et adaptent leur gain de façon dynamique sur plusieurs canaux interdépendants. Widex, Phonak, Starkey ont développé des traitements complémentaires d'élargissement fréquentiel respectivement la transposition, la compression fréquentielle et la duplication.

Cependant, pendant les stages de nos 3 années d'études, nous avons pu être confronté aux plaintes des patients pour la compréhension en milieu bruyant. Nous avons pu voir dans le chapitre précédent, les causes de ces difficultés.

Des études ont démontré que la compression ne favorisait pas la compréhension en milieu bruyant. La directivité serait l'algorithme le plus performant, favorisant le rapport signal sur bruit. Le mémoire de Cédric Korber et de Rémi Mercier sur le Spatial Sound et le Speech Guard d'Oticon permet une meilleure localisation des sources et une meilleure préservation de l'enveloppe temporelle du signal [29].

Notre étude se concentrera sur les réducteurs de bruits, et plus spécifiquement sur l'Emergence Directionnelle de la Parole, le nouveau débruiteur de la marque Siemens Audiologie.

Nous commencerons par décrire le fonctionnement des réducteurs de bruits impulsionnels, de vent et finir par les débruiteurs de bruit de fonds.

Enfin, nous exposerons les différents algorithmes proposés par les fournisseurs d'appareil de correction auditive.

1. Réducteur de bruit impulsionnel

Définition du bruit impulsionnel :

« Suite de variations brusques de signal, espacées de quelques dixièmes de milliseconde, dont l'amplitude varie depuis le niveau du bruit de fond jusqu'au niveau crête du signal » [30].

Outre la réhabilitation auditive, l'audioprothésiste doit s'assurer du confort physique et acoustique de l'appareillage. Les malentendants, lors des premières semaines de port, nous exposent leurs difficultés à tolérer les « bruits » du quotidien. Au-delà du problème d'accoutumance lié au gain généré pour les sons faibles, nous devons nous assurer que les sons impulsionnels comme les bruits de vaisselle ou d'applaudissements ne soient pas trop inconfortables. Des solutions sont proposées afin d'optimiser le confort : les réducteurs de bruits impulsionnels. Les débruiteurs classiques ont un temps de réponse avoisinant les 10 ms et ne peuvent, par conséquent, riposter à ce type de bruit très rapide (de l'ordre de la milliseconde).

Siemens Audiologie et Phonak ont avec le SoundSmoothing et SoundRelax proposé ce type de technologie capable de réduire les sons transitoires autres que ceux de la parole. Ces algorithmes possèdent une fréquence d'échantillonnage très importante, ainsi ils analysent la pente du signal, son intensité, son information spectrale, ainsi que ses propriétés temporelles afin d'y appliquer un facteur d'atténuation. Nous pouvons observer ce phénomène sur la figure 18 :

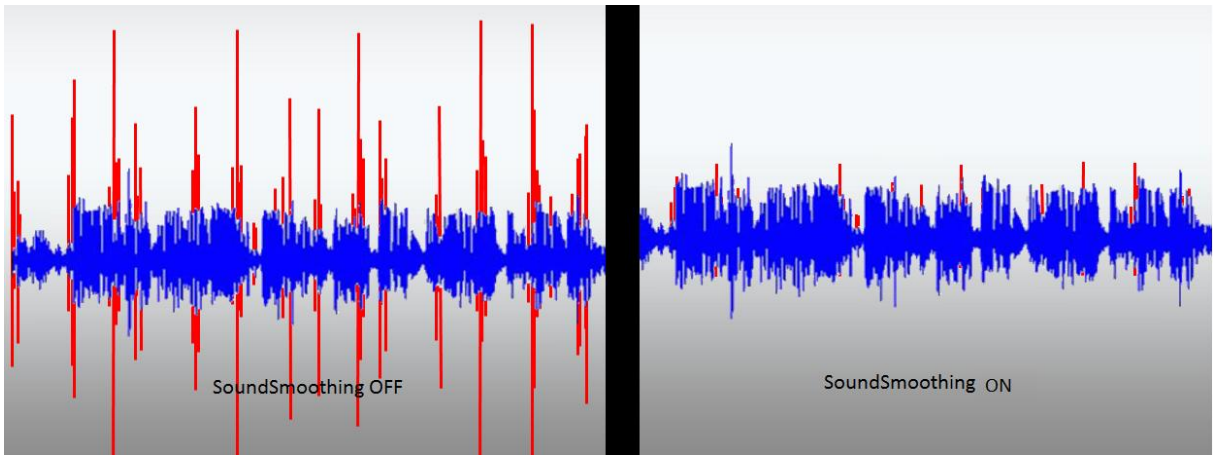


Figure 18 : Impact de l'algorithme SoundSmooting sur l'atténuation des bruits impulsionnels [31]

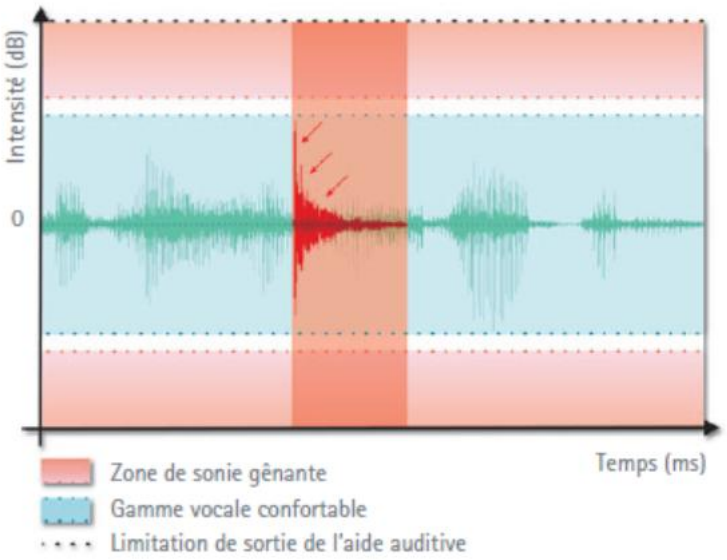


Figure 19 : Impact de l'algorithme SoundRelax sur l'atténuation des bruits impulsionnels [32]

Ces algorithmes procurent aux malentendants un confort significatif, en plus d'un apport d'intelligibilité. La baisse de gain, effectuée par l'appareil, n'active pas d'autres algorithmes qui pourraient générer une distorsion du signal d'origine (Peak clipping, AGC, compression …). Des mémoires et études sont en cours de réalisation afin de mesurer l'impact de ces algorithmes sur la compréhension.

2. Réducteur de bruit de vent

Nous tenterons dans cette partie d'exposer le principe de fonctionnement des réducteurs de bruit de vent.

Le vent provoque une variation des flux d'air. Ce phénomène provoque à son tour un mouvement de la membrane du microphone qui va le transcrire comme un signal acoustique. Diverses solutions sont à envisager par l'audioprothésiste. Des protections mécaniques, un appareillage en intra auriculaire (Fortune & Preves, 1994), où des réglages des microphones en omnidirectionnel (Chung, 2012) peuvent concourir à sa réduction.

Ces différentes techniques procurent un confort auditif mais ne permettent pas une amélioration notable de l'intelligibilité dans un environnement venteux. C'est suite à une étude publiée dans le Hearing Journal, présentée sur la figure 20, que certains fournisseurs et industriels dont Phonak, ont voulu développer des algorithmes de traitement.

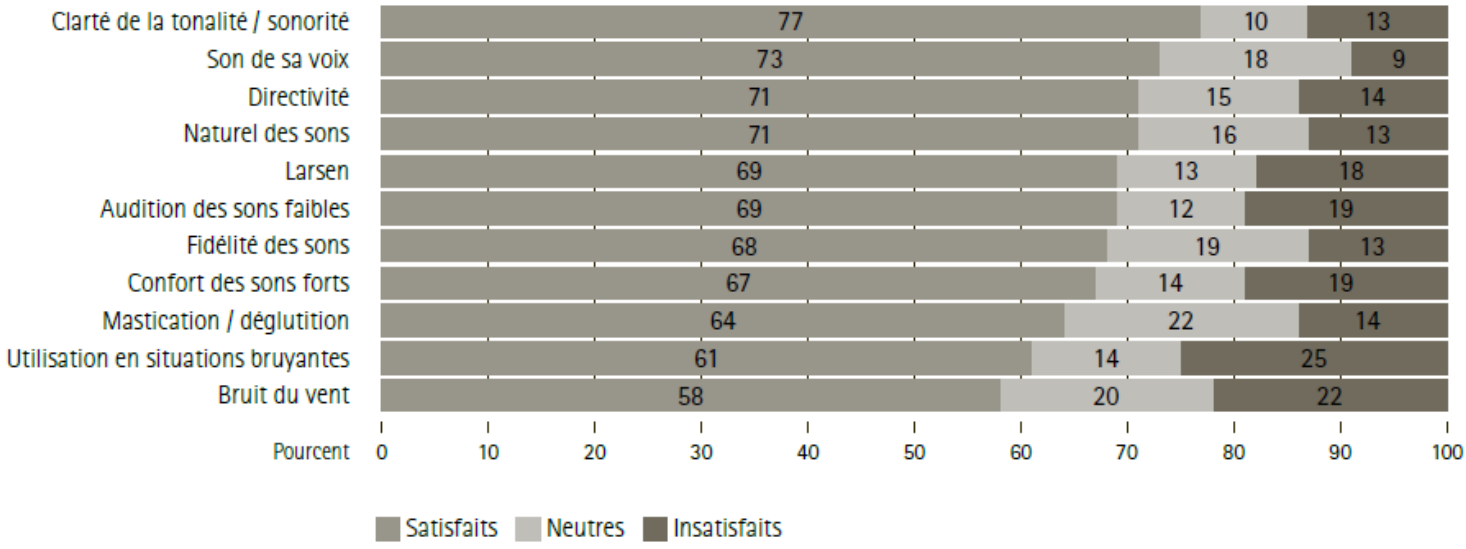


Figure 20 : Etude sur la satisfaction des sujets malentendant, *d'après Hearing Journal Janvier 2010* **[33]**

D'après cette étude statistique, le bruit de vent et l'utilisation des appareils en environnements bruyants seraient les deux critères d'insatisfaction principaux.

Au-delà du confort, l'intelligibilité dans des situations avec présence de vent est rendue possible grâce aux prothèses numériques (Buddis, 2012 ; Latzel, 2012). Les prothèses auditives exposées à ce type de stimulus, vont réagir en deux temps :

- La détection,
- La suppression.

La captation du vent par le microphone va générer une analyse fréquentielle et une étude de phase.

La première, analyse la captation des fréquences inférieures à 100 Hz synonyme de vent. Le processeur enclenche la réduction du bruit de vent à partir d'une valeur d'intensité prédéfinie.

Le second paramètre utilise le système de doublets microphoniques. Le processeur saisit les deux signaux respectivement des 2 microphones, analyse la corrélation du niveau de bruit et de la phase. Si aucune corrélation n'est possible, le stimulus sera considéré comme étant du vent.

L'association de ces 2 paramètres provoque la diminution rapide (environ 2 secondes) de ce signal. L'ensemble de ce processus assure un confort auditif. L'intelligibilité est quant à elle possible grâce à la communication sans fil des 2 processeurs dans les situations de vent asymétrique. L'échange de données de la composante basses fréquences du coté ipsilatéral, où la stimulation est la moins importante, sera transférée du côté controlatéral. Les composantes aiguës ne sont pas remplacées afin de préserver les indices nécessaires à la localisation.

Voici un schéma explicatif des échanges entre les processeurs :

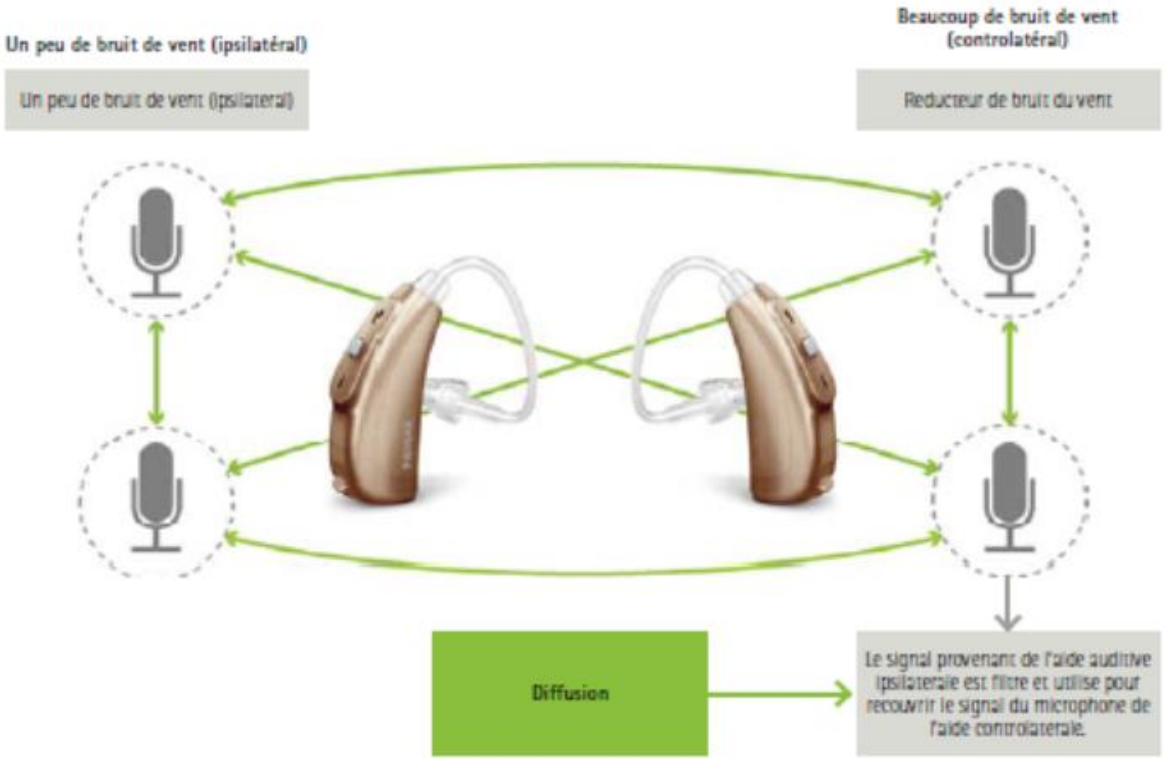


Figure 21 : Echange interaural dans le processus d'amélioration de l'intelligibilité en présence de vent [34]

3. Réducteur du bruit de fond

Dans cette partie, nous nous intéresserons à l'intelligibilité des malentendants en milieux bruyants.

L'étude sur la satisfaction des patients (figure 20) met en avant la difficulté, pour les personnes ayant des troubles auditifs, à la compréhension en présence de bruit. Ayant parcouru les diverses solutions proposées par les groupes industriels, nous avons pu remarquer que les réducteurs de bruit donnent quelques résultats en terme de confort et d'intelligibilité. Nous essayerons donc d'expliquer la technique de débruitage par rehaussement de la parole.

Notre explication de réducteur de bruit se fera sur un mono-capteur, c'est-à-dire pour une prothèse à un microphone. Désormais, les appareils auditifs sont équipés dans la plupart des cas, de plusieurs microphones, permettant entre autre, une directivité variable. La polarité engendrée par cet aspect directif favorise le rapport signal sur bruit (RSB) de quelques décibels et donc la compréhension de la source sonore frontale à défaut des sources de bruit qui sont dans les lobes de réjection du diagramme polaire. Nous souhaitons supprimer ce paramètre pour l'étude intrinsèque du débruiteur.

Une contrainte non négligeable à l'analyse des traitements du signal est la complexité du signal de parole et du bruit, de leurs caractères aléatoires mais aussi l'analyse en temps réel que doit réaliser l'appareil afin de ne pas provoquer de distorsion temporelle néfaste pour nos malentendants.

Dans le cas où ce critère temporel peut être différé, des méthodes dites paramétriques peuvent s'avérer efficaces. L'analyse ainsi que le codage des paramètres de la parole et du bruit sont filtrés afin de ne conserver que le signal utile. On peut ainsi réduire le niveau de bruit en ne conservant que l'information utile pour la reconstruction du signal. Néanmoins, ce traitement engendre une modification du signal et donc des distorsions non souhaitées par les déficients auditifs.

Une méthode similaire peut avoir une application plus pratique dans le traitement de parole. Le principe de réduction du bruit utilise une analyse du signal par ondelettes suivie d'un seuillage. Donoho, en 1995, a développé ce procédé qui le rend très intéressante dans l'analyse fréquentielle se rapprochant de bandes critiques.

D’autres techniques de rehaussement de la parole ont été développées comme les méthodes de modification spectrale à court-terme ou d’atténuation spectrale à court terme.

L’algorithme atténue les variations spectrales du signal étudié en fonction d’une estimation du niveau de bruit. Prenons comme exemple, un signal d’observation Y en fonction du temps contenant un signal de parole X(t) et de bruit B(t)

$$Y(t) = X(t) + B(t)$$

La figure 22 représente les diverses étapes de l’algorithme de ce débruiteur.

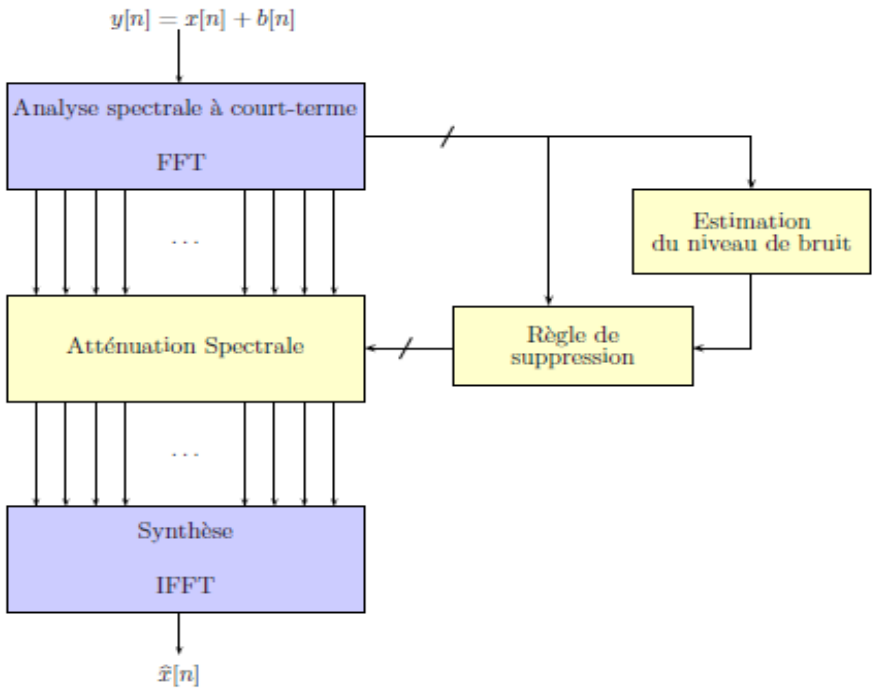


Figure 22 : Schéma du processus de réduction du bruit par méthode d’atténuation spectrale à court terme [19]

Y(n), x(n) et b(n) représentent respectivement le signal discrétisé de Y(t), X(t) et B(t) dans le processus de l’échantillonnage, n étant le numéro de l’échantillon.

L’analyse spectrale à court terme se fait grâce à la transformée de Fourier à court terme ou FFT. Le signal Y(t) observé est fragmenté en une série de fenêtre d’analyse. Puis, l’estimation du niveau de bruit est évaluée par la densité spectrale de puissance du signal Y(t). La performance du rehaussement dépend en grande partie de ces estimateurs. Ensuite, une atténuation spectrale sera appliquée selon la règle de suppression. Enfin, une transformée inverse de Fourier est appliquée au signal « propre ».

Une méthode équivalente consiste à considérer la Tranformée de Fourier à Court Terme comme un banc de filtres d’analyses. De là, le réducteur de bruit peut réagir par bande de fréquences. Les modifications spectrales à court-terme peuvent donc atténuer le bruit dans chaque canal.

Différentes règles de suppression peuvent être appliquées à ce processus global comme le filtrage Wiener Paramétrique, Ephraim et Malah [19].

4. Rétrospective des réducteurs de bruits de fond

Dans cette partie, nous allons très succinctement présenter quelques débruiteurs de plusieurs fabricants en finissant par ceux de Siemens Audiologie.

Phonak est une société Suisse qui a développé un algorithme de traitement du bruit nommé le Claro. Ce traitement est une association de l'AudioZoom (directivité), du DPP NoiseAdapt (débruiteur), et du Noise Adapt qui active automatiquement lorsque le bruit est détecté comme étant large bande.

Le fournisseur d'aides auditives utilise le principe d'estimation du bruit dans le Claro que nous avons décrit dans les chapitres précédents. Les variations lentes seront considérées comme du bruit et les fluctuations rapides comme du signal de parole. Une fois l'estimation effectuée, l'algorithme évaluera le degré de baisse de gain dans chacune des bandes fréquentielles. Le Fine-scale Noise Canceler ou FNC traite le signal d'entrée et évalue le RSB pour chaque bande. Deux techniques de moyennages (lent à long terme et rapide à court terme) sont alors utilisées afin d'estimer en 2 signaux le bruit, et le bruit plus la parole. Si dans une bande, le FNC estime que seule la composante bruit est présente il va alors réduire le gain proportionnellement au RSB. Le réducteur s'active lorsque le RSB est inférieur ou égal à 0 dB. Au-delà de ce rapport, la baisse de gain est minime afin de préserver tout signal utile.

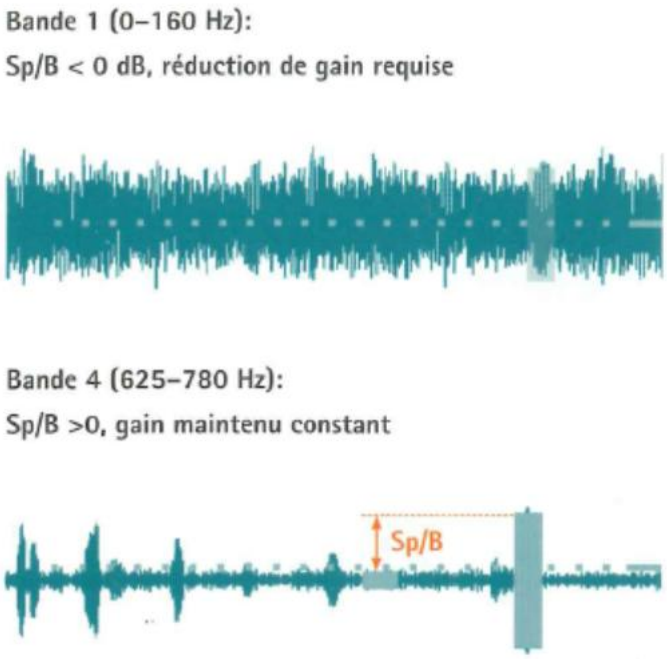


Figure 23 : Comportement du réducteur de bruit Phonak sur 2 bandes de fréquence [35]

Oticon, société Danoise, propose une autre approche dans le fonctionnement de son débruiteur avec sa gestion du bruit Tri-Mode. Le débruiteur a été conçu dans l'optique de réduire la gêne provoquée par les bruits forts sans avoir d'effets néfastes sur la compréhension de la parole. La combinaison du détecteur de modulation et du Voicefinder permet d'identifier les harmoniques des fréquences fondamentales de la voix de l'Homme. A partir de là, la prothèse déterminera 3 états distincts et donc 3 effets différents :

- Parole seule, aucune atténuation,
- Parole dans le bruit, une atténuation sélective,
- Bruit, une atténuation importante.

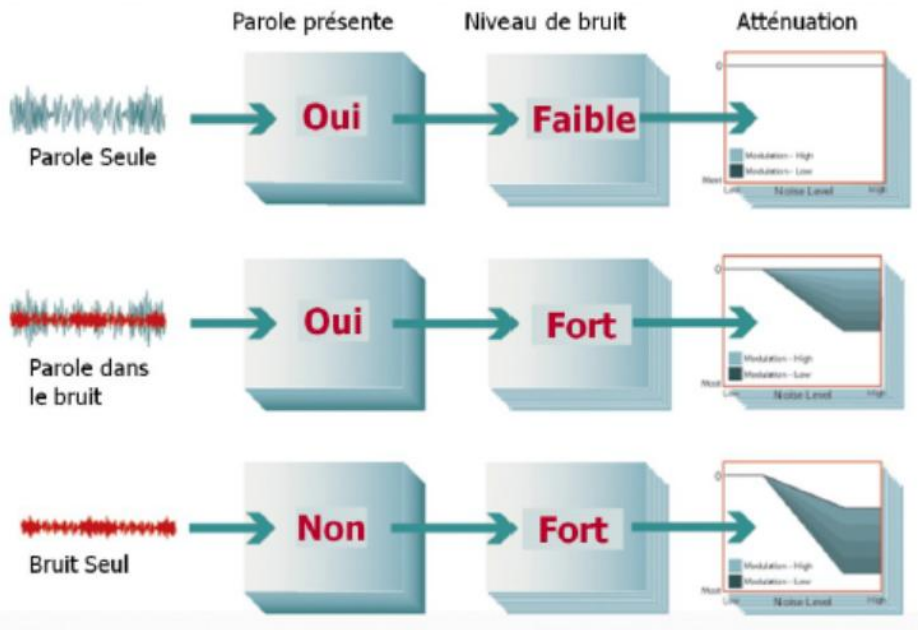


Figure 24 : Comportement du débruiteur Oticon [36]

La détection de modulation permettra de quantifier l'importance du niveau de bruit et du RSB ce qui fera varier le niveau d'atténuation sur chaque canal. Ainsi, Oticon base sa stratégie sur une bonne détection de l'environnement et applique de façon autonome une réduction suivant le niveau de bruit et le degré de modulation du RSB.

Starkey, entreprise américain, propose dans ces gammes de prothèses, un algorithme le Voice IQ. Nous n'avons pas pu avoir le principe de fonctionnement de ce débruiteur. Néanmoins, le Voice IQ utiliserait le RSB, l'intensité générale du signal, sa modulation afin de l'identifier et de le classer dans un environnement. La société des Etats Unis met en avant dans la présentation de son traitement une analyse temporelle importante de ses appareils. En effet, les réducteurs atténuent le bruit présent entre chaque mot, mais aussi entre chaque syllabe. Une résolution temporelle moyenne pourrait avoir un impact négatif et compromettre l'intégrité du signal de parole. Nous présentons sur la figure 25 un test exposant la conservation de l'intégrité d'un signal utile :

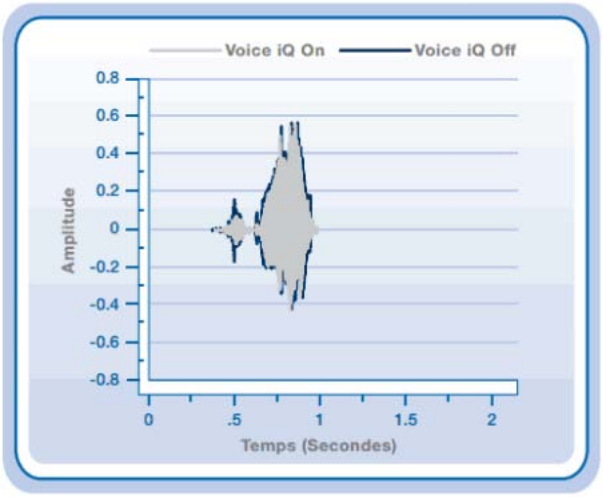


Figure 25 : 2 spectres de parole, en bleu la parole amplifiée sans algorithme et en gris la parole amplifié avec le Voice IQ [37]

D'autre part, le laboratoire de recherche Starkey a réalisé une analyse clinique afin de confirmer la partie technique. Il s'avère que les tests de compréhension en milieu bruyant sans algorithme donnent une performance moyenne de 54,1% et de 55,4% lorsque le Voice IQ est activé. Ce résultat démontre que le Voice IQ procure une amélioration du confort d'écoute sans pour autant détériorer les indices vocaux importants.

Enfin, nous allons présenter le fonctionnement des 2 réducteurs de bruit de Siemens Audiologie : le TPB et l'EDP que nous allons chercher à étudier.

Le Traitement de la Parole et du Bruit est composé de 2 algorithmes ayant 2 fonctions distinctes et complémentaires : le Traitement Vocal Priviligié ou TVP et l'Emergence Rapide de la Parole ou ERP. Le premier est capable d'apporter une forte atténuation lorsque le signal microphonique ne présente que du bruit. Le second, basé sur la théorie du filtre Wiener, est un débruiteur beaucoup plus rapide réduisant le bruit entre les éléments de parole. 8 paramètres principaux vont permettre de caractériser le signal :

- La fréquence de modulation,
- L'amplitude de modulation,
- La vitesse d'accroissement,
- La valeur moyenne longue,

} détection de la parole

- Le changement de polarité (détection du Larsen),
- Le déphasage microphonique (détermination de l'angle de la source),

- La corrélation microphonique (détection du vent),
- La stabilité de la fréquence (détection de la musique).

Le degré de réduction sera appliqué sur chaque canal en fonction d'une échelle de RSB, d'une analyse du Fuzzy Logic (Intelligence Artificielle) et du réglage de l'audioprothésiste sous Connexx.

Voici sur la figure 26, une présentation Siemens de l'impact de l'activation du débruiteur TPB pour 3 situations : bruit, parole + bruit et parole.

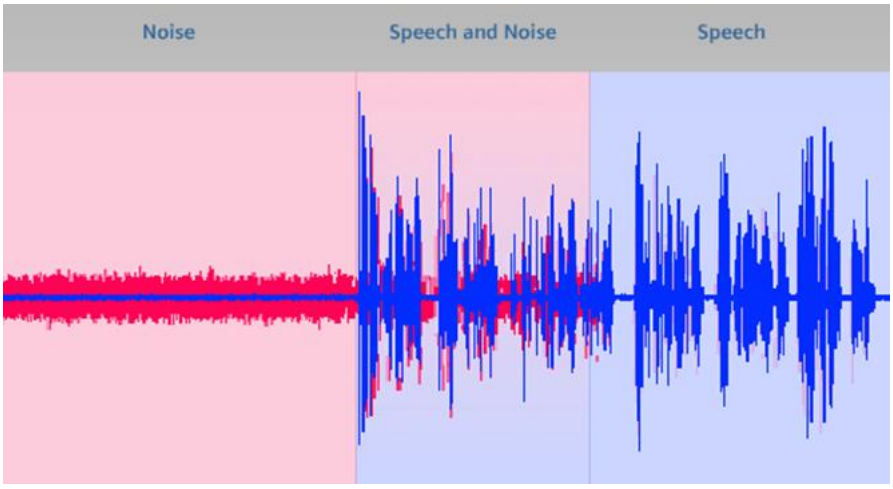


Figure 26 : Impact du débruiteur TPB sur le bruit, la parole+bruit et la parole. En rose le signal sans le traitement, et en bleu le signal avec TPB [31]

Dernièrement avec la sortie de la puce Micon, Siemens propose pour les appareils hauts de gammes un algorithme de réduction du bruit nommé : l'Emergence Directionnelle de la Parole. Le fournisseur présente l'EDP comme un débruiteur capable de réduire le bruit type « cocktail party ». Ils mettent en avant un traitement procurant au patient un confort d'écoute ainsi qu'une compréhension maximale grâce notamment à la gestion du signal sur 48 canaux.

L'EDP pourrait améliorer les RSB en ayant une meilleure discrimination du signal de parole et du bruit. L'algorithme utilise un filtrage Weiner et la directivité microphonique. En effet, le signal de la cardioïde inverse comme étant du bruit et le signal de parole comme la source frontale. Lorsque le bruit sera présent dans le signal frontal, il sera clairement identifié et réduit. Ce processus est très rapide et permet une analyse entre les mots et même les syllabes. L'EDP améliore donc, en plus de la directivité, le rapport signal sur bruit. Le degré d'atténuation peut être en partie contrôlé sous Connexx avec 3 niveaux de réglages. Voici ci-dessous un spectrogramme présentant l'apport de l'algorithme en situation bruyante.

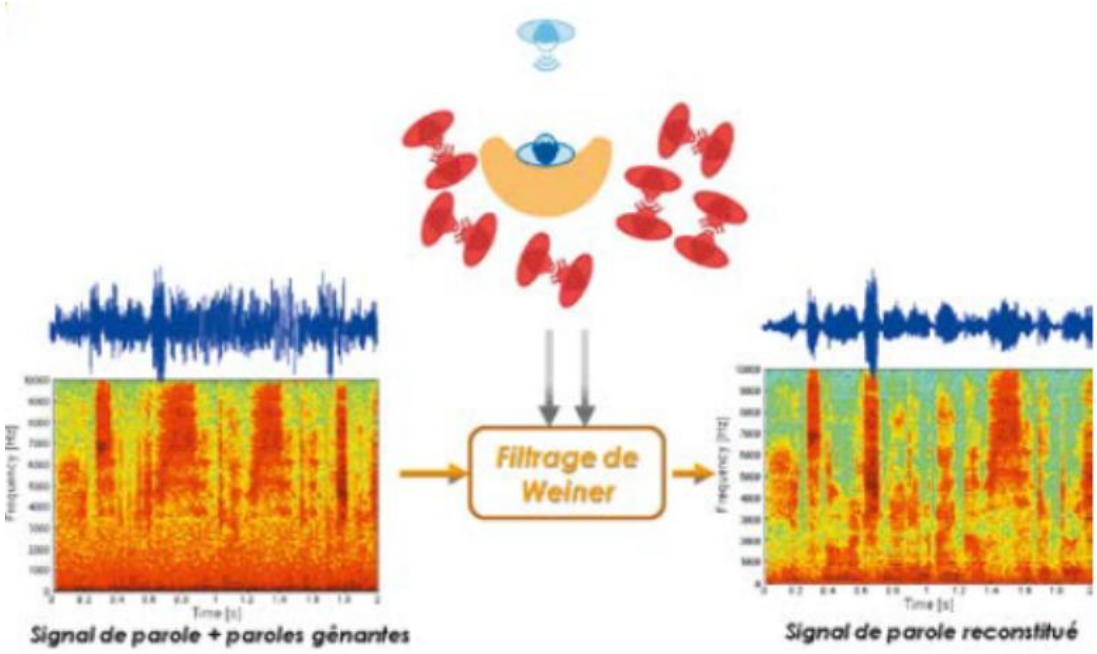
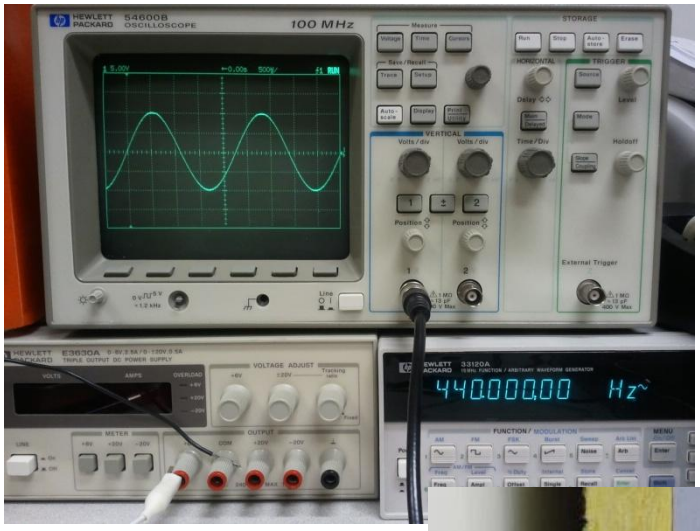
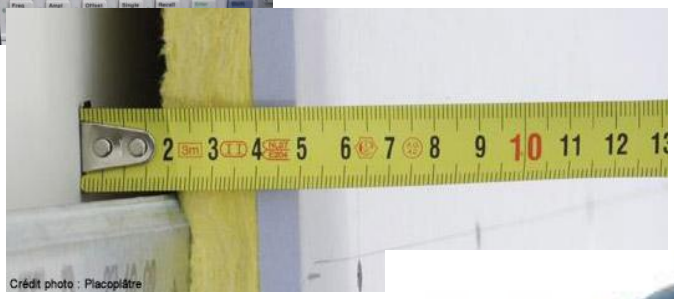


Figure 27 : Apport de l'EDP dans une situation bruyante [38]

IV°/ Etude expérimentale







Nous avons pu précédemment déterminer le fonctionnement global d'un débruiteur. Nous tâcherons dans cette partie d'évaluer de manière objective l'efficacité du Traitement de la Parole et du Bruit (ou TPB) et du nouveau réducteur : l'Emergence Directionnelle de la Parole (ou EDP). Ces deux algorithmes sont proposés sous le logiciel Connexx de la société Siemens Audiologie dans la nouvelle gamme pour l'EDP et le TPB même si ce dernier était déjà présent dans les puces d'anciennes générations.

1. Protocole Expérimental

Dans cette partie, 3 protocoles expérimentaux ont été effectués. Le premier met en avant l'efficacité des réducteurs en fonction de plusieurs stimuli, le second le degré de baisse de gain provoqué par les traitements et le dernier de l'amélioration du rapport signal sur bruit. Pour les 2 premiers, nous utiliserons la Mesures In Vivo (ou MIV) avec le matériel FreeFit. Toutes nos mesures sont réalisées sur un patient témoin, à qui des embouts sur mesures ont été confectionnés. Un léger évent de décompression nous permet d'insérer la sonde de la mesure In Vivo. Le vidéotoscope nous offre la possibilité d'observer le conduit auditif externe afin de vérifier le positionnement du tube sonde. Les mesures ont été réalisées dans une pièce insonorisée avec un bruit de fond d'environ 33 dBA.

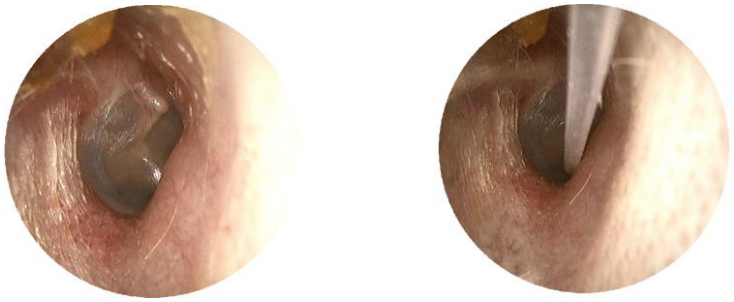


Figure 28 : Vidéotoscopie

1.1 Efficacité des réducteurs en fonction du stimulus

- **Objectif :**

L'objectif de ce premier protocole technique est de quantifier grâce à l'In Vivo la baisse de gain produite par les réducteurs de bruit d'un appareil de type Receiver In The Ear (Rite) Micon de Siemens en fonction de 3 stimuli :

- Le bruit rose,
- Le bruit blanc,
- Le « brouhaha » ou cocktail party.

➢ **Hypothèse :**

Dans la littérature et dans certains mémoires relatant du débruiteur, il est reconnu que cet algorithme analyse et traite les bruits en prenant compte de leurs différents paramètres fréquentiels, temporels, spectraux...

Nous pouvons donc émettre l'hypothèse que les stimuli dits « stationnaires », stables comme le bruit blanc et le bruit rose sont mieux atténués que le bruit de type « cocktail party » aux modulations plus importantes. Ce dernier est composé de voix masculines et féminines.

➢ **Dispositif**

Dans la cabine insonorisée de la Faculté de pharmacie de Nancy, nous avons installé le module In Vivo d'Otometrics : le FreeFit.

Ce module nous permet d'effectuer plusieurs tâches, principalement de réaliser des réglages de prothèses en tenant compte du gain naturel de l'oreille (GNO), des caractéristiques de l'embout, de son insertion… Une nouvelle fonctionnalité est désormais proposée sur ce FreeFit : le « Noise Reducer ». Ce programme nous permet de tester, pour diverses stimuli, l'impact du réducteur de bruit sur la courbe de gain.

Pour tous les tests qui suivront, nous effectuerons en début de chaque protocole une calibration tube nécessaire afin de s'assurer des valeurs procurées par les sondes du FreeFit.

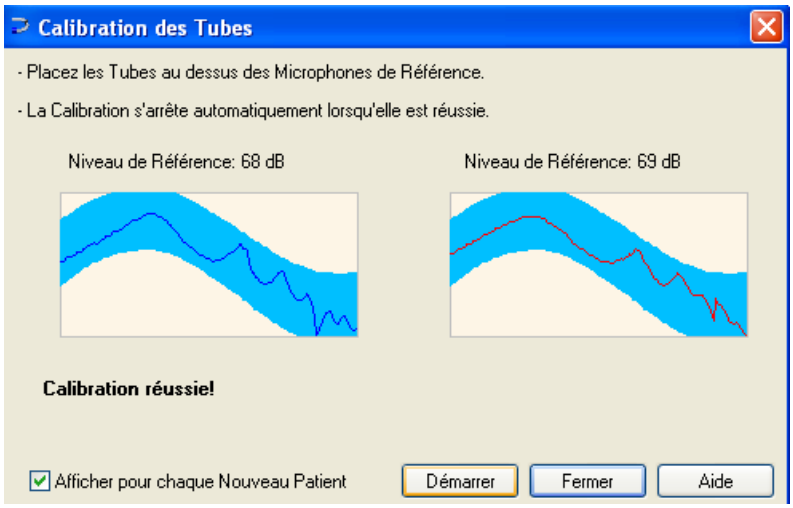


Figure 29 : Calibration tube

Cet onglet mesure le gain procuré par l'appareil de correction auditive dans le conduit auditif à un instant t=0 puis à un instant t+25secondes suivant plusieurs stimuli émis par un haut parleur frontal. Les 2 courbes alors s'affichent et nous permettent d'observer l'efficacité en terme de baisse de gain par une simple soustraction des deux courbes. Nous pouvons ainsi réaliser une série de mesures avec différents algorithmes de réductions de bruits.

- **Déroulement**

Pour commencer, nous avons réalisé des réglages sur un appareil MICON 701 sur une perte type presbyacousie que nous pouvons observer dans la figure 30 :

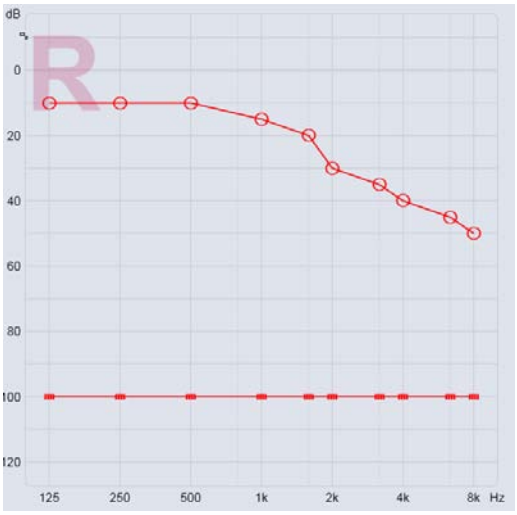


Figure 30 : Type de perte pour le préréglage

Nous avons fait le choix de la presbyacousie car cette perte représente la majorité des cas d'appareillage. De plus, une densité plus importante de canaux dans les hautes fréquences devrait engendrer une meilleure performance des réducteurs.

L'appareil auditif Pure Micon 7Mi est le plus abouti des prothèses Siemens. C'est un appareil de type RITE (Receiver In The Ear). Il offre 46 canaux, de nombreux algorithmes de traitement du signal dont le TPB et l'EDP. Ces canaux sont interdépendants et le réducteur influe sur chacun d'entre eux.

Nous avons donc commencé par connecter l'appareil (grâce au Nearcom) au logiciel Connexx de Siemens. Un audiogramme type presbyacousie a été enregistré et nous avons lancé le préréglage en Nal-NL1. En parallèle, nous avons ouvert le logiciel de Gn Otometrics pour réaliser un réglage In Vivo et utiliser l'onglet « Noise Reducer ».

Au préalable, nous avons installé le patient en face du haut parleur sur le même plan, ainsi que la sonde qui mesure le signal en fond de conduit.

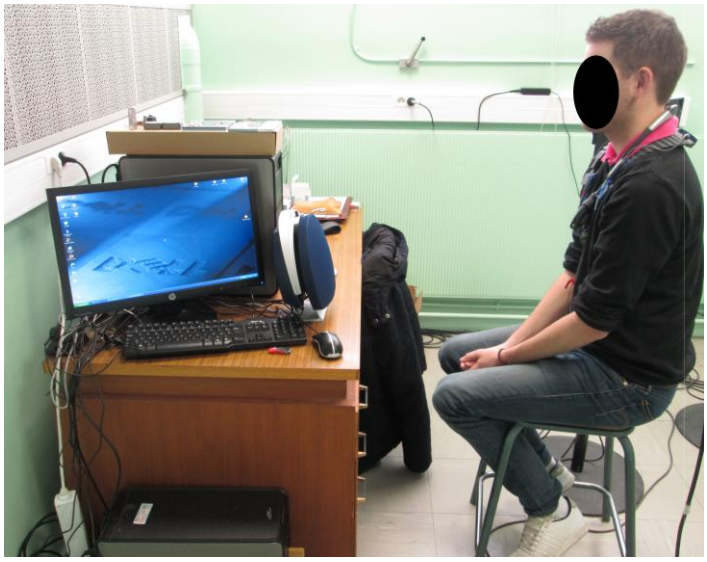


Figure 31 : Mise en place matériel

Avant de réaliser nos mesures, nous avons décidé de déterminer une longueur d'insertion que nous garderons tout le long du protocole.

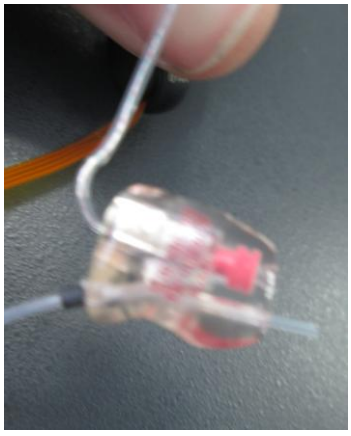


Figure 32 : Placement de la sonde dans l'embout

Une fois la sonde insérée dans le conduit auditif, nous lançons la mesure du gain naturelle de l'oreille. A la suite de cette mesure, nous effectuons un Real Ear Occluded Response (ou REOR) qui permet de quantifier l'atténuation dûe à l'embout (annexe page 96), de par son insertion et son évent. Puis, nous effectuons un réglage basé sur la méthodologie Nal-NL1 généralement conseillée pour le réglage In Vivo (annexe p 97). De là, nous pouvions lancer la mesure sous l'onglet « Noise Reducer ».Un des résultats est présenté sur la figure 33. Nous en avons fait de même pour toute une série de mesure avec les 3 stimuli différents à 65 dB en activant les algorithmes suivant les 3 sources de bruits.

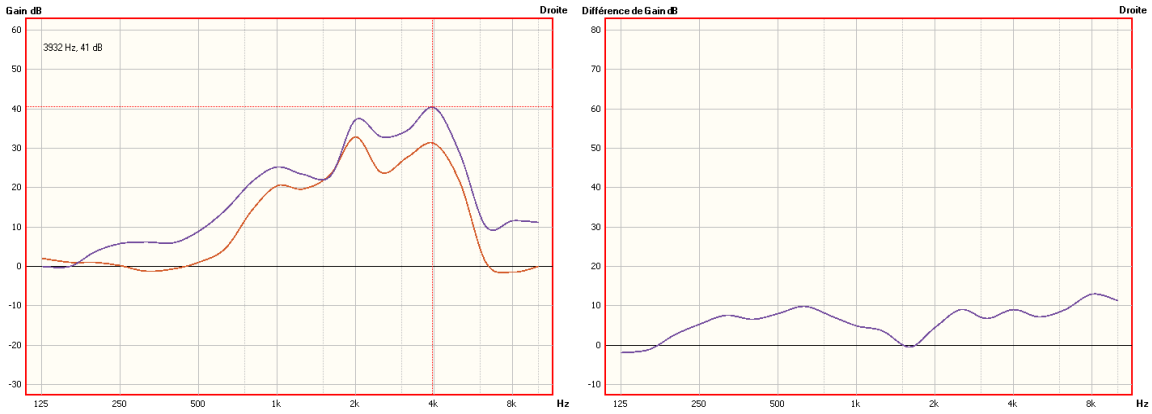


Figure 33 : Baisse de gain du stimulus "Brouhaha" provoquée par leTPB

Nous avons effectué une série de mesure avec le TPB afin de comparer la baisse de gain pour les différentes sources de bruits. Puis, nous avons voulu approfondir ce protocole en réalisant le même test en se focalisant sur le stimulus « Brouhaha » avec l'EDP. Comme nous avons pu le voir lors la description de l'algorithme, nous devons activer la directivité dans un premier temps pour activer l'EDP. C'est pour cela que nous avons enclenché tout le long des tests la directivité en mode : « fixe ».

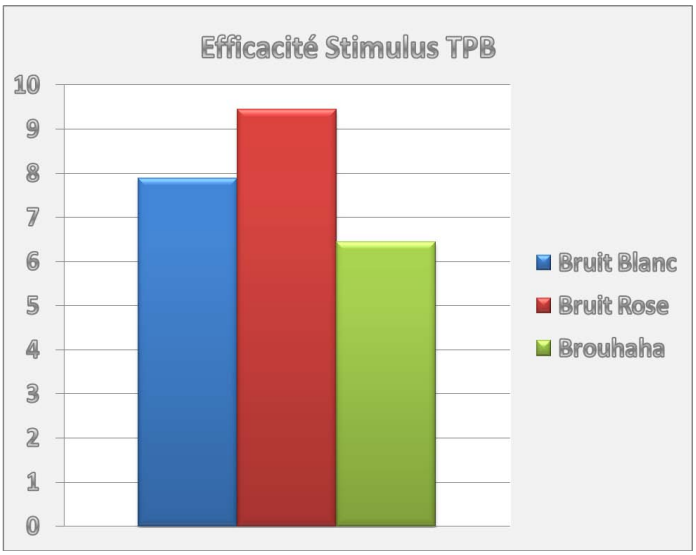
En effet, l'EDP et la directivité sont indissociables cependant, la directivité n'influe que peu les résultats des tests vu que la source d'émission est frontale.

Une capture d'écran des courbes de gain en fréquence nous a permis de quantifier cette baisse. Pour cela, nous avons évalué la moyenne de baisse de gain pour 9 fréquences (250 Hz, 500 Hz, 750 Hz, 1000 Hz, 1500 Hz, 2000 Hz, 3000 Hz, 4000 Hz et 6000Hz). Nous exposons l'ensemble de ces mesures dans un tableau et le résultat de chaque traitement dans un graphique (figure 34).

➢ **Résultats**

			250	500	750	1000	1500	2000	3000	4000	6000
Bruit Blanc	**TPB MAX**	**Début**	3	13	13	23	25	34	30	34	15
		Fin	1	0	0	14	20	28	28	28	0
		Diminution Gain	2	13	13	9	5	6	2	6	15
										Total	8
Bruit Rose	**TPB MAX**	**Début**	6	13	18	25	28	35	32	40	12
		Fin	0	0	4	14	20	28	25	33	0
		Diminution Gain	6	13	14	11	8	7	7	7	12
										Total	9
Brouhaha	**TPB MAX**	**Début**	7	9	20	25	23	38	34	40	10
		Fin	0	1	11	20	23	33	28	32	0
		Diminution Gain	7	8	9	5	0	5	6	8	10
										Total	6
	EDP + TPB MAX	**Début**	2	5	18	23	19	36	27	28	8
		Fin	1	0	8	18	18	29	20	23	0
		Diminution Gain	1	5	10	5	1	7	7	5	8
										Total	5
	EDP	**Début**	2	12	16	20	23	34	29	30	10
		Fin	0	5	7	10	22	28	26	20	0
		Diminution Gain	2	7	9	10	1	6	3	10	10
										Total	6
	0 Traitement	**Début**	5	12	13	19	23	33	23	32	10
		Fin	5	11	12	18	22	33	22	28	12
		Diminution Gain	0	1	1	1	1	0	1	4	0
										Total	1

Tableau 2 : Diminution du gain (en dB) en fonction des fréquences pour 3 stimuli et 2 réducteurs



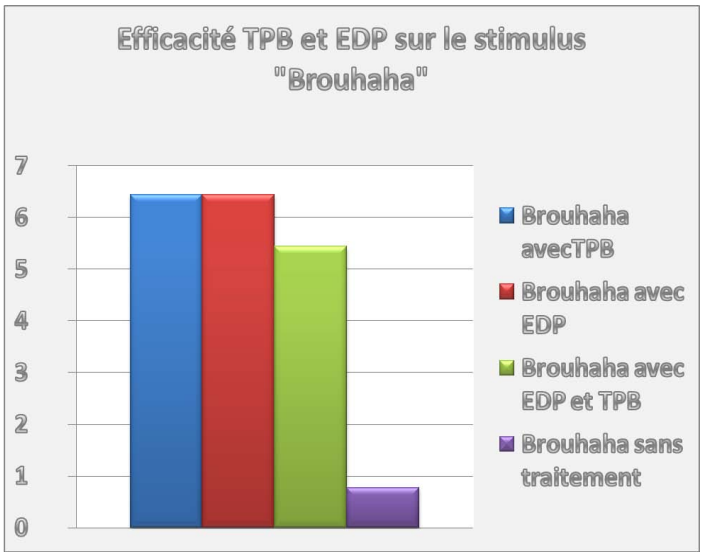


Figure 34 : Résultats de la baisse de gain (en dB) en fonction des stimulis

Nous pouvons remarquer sur le 1er graphique de la figure 34 que comme nous l'avions supposé dans notre hypothèse, le bruit rose et le bruit blanc sont mieux atténués que le bruit type cocktail party. Sur l'ensemble des fréquences, il semble que le TPB baisse d'environ 9 dB le gain sur l'ensemble de notre bande fréquentielle pour le bruit rose. Le bruit blanc est affaibli de presque 8 dB. Cependant, l'algorithme ne réduit que d'environ 6 dB le Brouhaha.

Toutefois, les malentendants ne sont jamais confrontés à des environnements avec ce type de bruit. Seul le « Brouhaha » que l'on peut assimiler à un bruit de type « cocktail party » est présent dans le quotidien et perturbe nos patients. Nous nous concentrerons donc pour le reste des différents protocoles que sur le stimulus « Brouhaha ».

La seconde partie du test nous montre que l'EDP diminue le gain dans le même ordre de grandeur que le TPB, soit environ 6 dB. En réalisant un test avec les 2 algorithmes enclenchés, nous n'observons aucune synergie dans la réduction du bruit. Une baisse d'efficacité est même observée vu que la réduction engendre une baisse d'environ 5 dB. Enfin, nous avons voulu vérifier que la directivité seule n'engendrait pas de baisse significative, ce qui est le cas puisqu'elle n'engendre qu'une baisse de 1 dB.

- **Discussion**

Ces résultats illustrent l'importance de la nature des stimuli dans l'efficacité des réducteurs.

La sonde, l'embout, l'appareil auditif et l'écouteur sont restés stables tout au long des tests cependant des erreurs ont pu fausser les résultats.

Lors de nos mesures, nous ne pouvons pas assurer le déplacement de quelques millimètres de la sonde dans le conduit et des erreurs de quelques décibels ont pu être introduite de part divers élements du FreeFit : le niveau du haut parleur, la captation du microphone de référence, la calibration tube … De plus, l'analyse des courbes et de leurs retranscriptions en valeurs numériques peuvent nuancer nos conclusions.

Lors de l'étude de l'EDP, nous n'étions pas dans la configuration optimale, c'est-à-dire avec une source de bruit latérale ou arrière car nous ne pouvions dissocier l'algorithme de réduction du bruit de la directivité.

Enfin, nous sommes conscients que nos mesures ont été réalisées avec des embouts type canule avec une très faible aération alors que les audioprothésistes adaptent de plus en plus de malentendants en Open. Avec ce type d'adaptation, la performance des réducteurs est forcément moins importante.

1.2 Efficacité des réducteurs en terme de baisse de gain

- **Objectif :**

Après avoir exposé pour quel type de stimulus les réducteurs sont le plus efficaces, nous essayerons de déterminer dans quelle proportion ces algorithmes réduisent la source de bruit.

Nous chercherons dans ce protocole à quantifier la réduction du bruit en fonction :

- du nombre de canaux en utilisant 3 qualités différents d'appareils,
- du type de perte auditive.

L'objectif sera donc de déterminer quels types d'appareils et quels algorithmes de traitements sont les plus performants.

- **Hypothèse :**

Comme nous l'avons précédemment écrit, les appareils de corrections auditives offrent un nombre plus important de canaux dans les hautes fréquences. Nous supposons donc que les résultats en terme de baisse de gain seront plus importants pour les mesures avec la perte type presbyacousie.

D'autre part, la différence du nombre de canaux entre les appareillages entrée de gamme et haut de gamme introduit une différence de sélectivité et par conséquent de l'atténuation.

De plus, l'EDP est le réducteur de bruit le plus récent et devrait donc procurer des résultats plus significatifs que le débruiteur d'ancienne génération : le TPB.

Pour finir, l'amplification de la perte plate devrait être plus « linéaire ». Le nombre de canaux devraient moins influencer la sélectivité donc le résultat final.

➢ **Dispositif / Déroulement :**

Dans ce second protocole, nous restons dans la même salle de mesure et utiliserons à nouveau la mesure In Vivo.

Comme précédemment, nous installons le patient témoin devant le haut parleur du FreeFit. Puis, les sondes étant placées dans le conduit auditif externe, le GNO est mesuré ainsi que le REOR. Afin d'évaluer l'impact du nombre de canaux sur la réduction du bruit, nous avons sélectionné 3 appareils Micon de Siemens : 3Mi, 5Mi et 7Mi avec respectivement 24, 38 et 48 canaux. Les prothèses 3Mi et 5Mi n'offent qu'un réducteur : le TPB alors que le 7Mi propose 2 algorithmes : l'EDP et le TPB.

De là, nous effectuons un réglage In Vivo sur une base Nal Nl1 pour 3 types de pertes avec chacun des appareils :

- Pente inverse,
- Perte plate,
- Perte type presbyacousie.

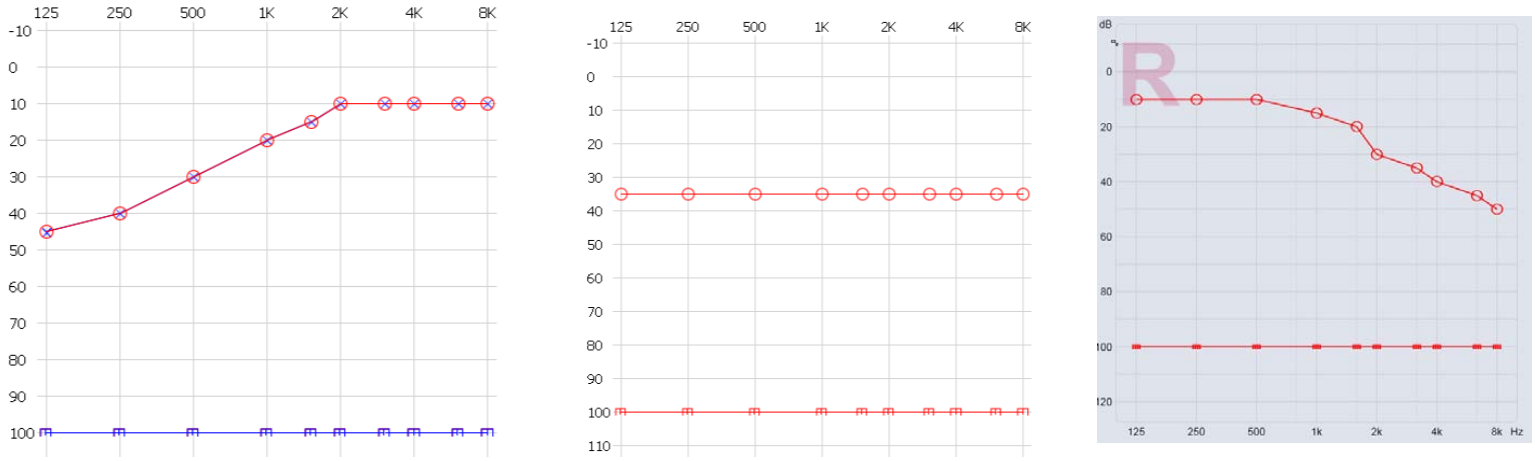


Figure 35 : Types de perte

Une fois le réglage In Vivo le plus proche possible des cibles, nous utilisons l'onglet « Noise Reducer » afin de quantifier la baisse de gain pour le stimulus « Brouhaha » en enclenchant le TPB et/ou l'EDP (annexe page 99).

Nous avons décidé d'évaluer la baisse de gain en effectuant une moyenne sur 9 fréquences : 250 Hz, 500 Hz, 750 Hz, 1000Hz, 1500 Hz, 2000 Hz, 3000 Hz, 4000 Hz et 6000 Hz. Les résultats sur la baisse de gain en décibels pour chaque fréquence et pour chaque réglage sont présentés dans un tableau. Le diagramme reprend les valeurs moyennes.

➢ **Résultats :**

❖ **Pente inverse**

Pente	Réglage	250	500	750	1000	1500	2000	3000	4000	6000		
Inverse	3Mi TPB OFF Début	3	6	7	8	7	13	22	12	0		
	3Mi TPB OFF Fin	3	6	6	8	7	12	19	12	0		
	Diminution Gain	**0**	**0**	**1**	**0**	**0**	**1**	**3**	**0**	**0**	**Total**	0,6
	3Mi TPB ON Début	3	5	6	8	8	15	22	10	0		
	3Mi TPB ON Fin	0	0	0	2	3	7	13	8	0		
	Diminution Gain	**3**	**5**	**6**	**6**	**5**	**8**	**9**	**2**	**0**	**Total**	4,9
	5Mi TPB OFF Début	0	0	0	9	8	13	12	6	0		
	5Mi TPB OFF Fin	0	0	0	5	8	10	12	6	0		
	Diminution Gain	**0**	**0**	**0**	**4**	**0**	**3**	**0**	**0**	**0**	**Total**	0,8
	5Mi TPB ON Début	1	2	0	5	11	11	13	8	0		
	5Mi TPB ON Fin	0	0	0	0	8	2	9	4	0		
	Diminution Gain	**1**	**2**	**0**	**5**	**3**	**9**	**4**	**4**	**0**	**Total**	3,1
	7Mi DIRECT D	0	0	0	5	4	3	10	3	0		
	7Mi DIR Fin	0	0	0	0	4	3	5	2	0		
	Diminution Gain	**0**	**0**	**0**	**5**	**0**	**0**	**5**	**1**	**0**	**Total**	1,2
	7Mi Dir+TPB début	2	6	2	3	9	15	9	11	0		
	7Mi Dir+TPB fin	1	1	0	0	6	12	6	2	0		
	Diminution Gain	**1**	**5**	**2**	**3**	**3**	**3**	**3**	**9**	**0**	**Total**	3,2
	7Mi Dir + EDP Début	2	0	5	9	10	12	17	5	3		
	7Mi Dir + EDP Fin	1	0	0	9	8	5	13	2	0		
	Diminution Gain	**1**	**0**	**5**	**0**	**2**	**7**	**4**	**3**	**3**	**Total**	2,8
	7Mi Dir + TPB + EDP Début	2	2	4	8	8	13	12	13	0		
	7Mi Dir + TPB + EDP Fin	1	0	0	4	7	9	9	8	0		
	Diminution Gain	**1**	**2**	**4**	**4**	**1**	**4**	**3**	**5**	**0**	**Total**	2,7

Tableau 3 : Résultats en décibels pour la pente inverse

Nous pouvons observer dans le tableau 3 pour toutes les gammes d'appareil, que la directivité seule n'influence pas ou peu sur la baisse de gain. Ces résultats nous paraissent probants du fait qu'aucun autre algorithme ne soit activé et que la source de bruit soit frontale. Les tests pour le TPB OFF et la directivité seule pour la perte plate et presbyacousie sont similaires à ceux de la perte inverse, soit de l'ordre de 1 dB et donc négligeable.

Nous présentons donc les autres résultats sur le graphique suivant :

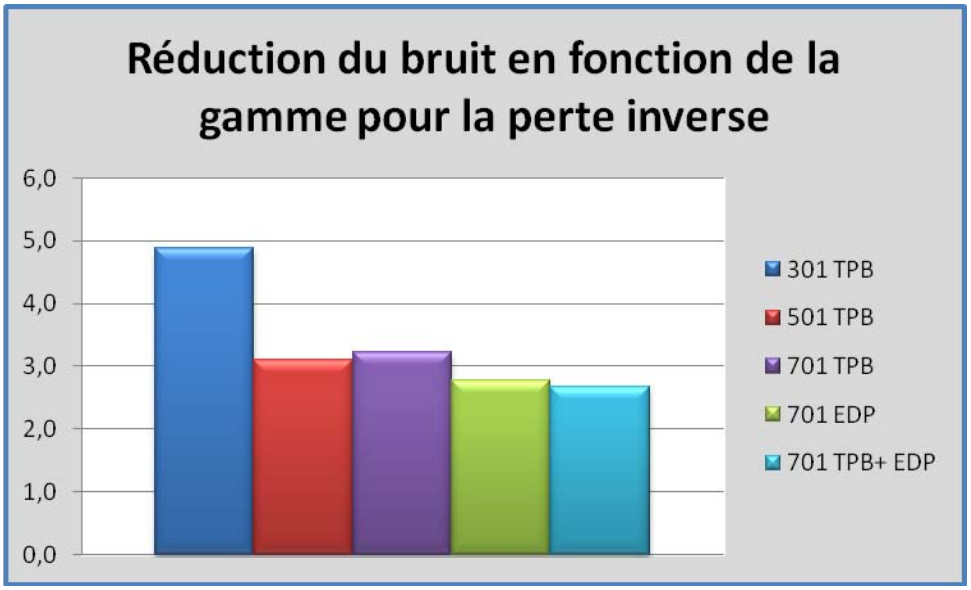


Figure 36: Résultats en dB pour la pente inverse

Ce graphique nous montre la réduction du bruit pour 3 gammes d'appareils avec les 2 traitements du signal. Il semblerait que l'appareil entrée de gamme 3Mi avec le débruiteur TPB est le plus performant en réalisant une atténuation proche de 5dB. L'atténuation des autres appareils avec de TPB réduit le bruit d'environ 3dB que ce soit pour le 5Mi ou le 7Mi.

Enfin, l'EDP sur le Pure 7Mi donne une atténuation du même ordre de grandeur, soit 3 dB. Il semblerait qu'il n'y ait pas de véritable synergie avec les 2 algorithmes enclenchés vu que l'atténuation est toujours d'environ 3 dB.

❖ **Perte plate**

Perte	Réglage	250	500	750	1000	1500	2000	3000	4000	6000		
Plate	3Mi TPB OFF Début	2	5	12	15	21	28	30	27	15		
	3Mi TPB OFF Fin	2	5	12	15	21	28	30	27	14		
	Diminution Gain	**0**	**0**	**0**	**0**	**0**	**0**	**0**	**0**	**1**	**Total**	0,1
	3Mi TPB ON Début	2	4	12	13	21	28	30	27	15		
	3Mi TPB ON Fin	1	1	4	10	18	22	23	21	3		
	Diminution Gain	**1**	**3**	**8**	**3**	**3**	**6**	**7**	**6**	**12**	**Total**	5,4
	5Mi TPB OFF Début	2	5	4	12	19	25	22	16	8		
	5Mi TPB OFF Fin	0	1	2	11	19	23	22	16	8		
	Diminution Gain	**2**	**4**	**2**	**1**	**0**	**2**	**0**	**0**	**0**	**Total**	1,2
	5Mi TPB ON Début	2	4	4	13	20	22	23	18	5		
	5Mi TPB ON Fin	0	0	0	5	16	15	16	12	0		
	Diminution Gain	**2**	**4**	**4**	**8**	**4**	**7**	**7**	**6**	**5**	**Total**	5,2
	7Mi DIRECT On	2	7	12	23	18	24	22	18	8		
	7Mi DIR Fin	1	6	11	22	17	24	22	18	8		
	Diminution Gain	**1**	**1**	**1**	**1**	**1**	**0**	**0**	**0**	**0**	**Total**	0,6
	7Mi Dir+TPB Début	5	13	13	20	25	28	28	27	14		
	7Mi Dir+TPB fin	0	2	8	14	22	25	23	22	3		
	Diminution Gain	**5**	**11**	**5**	**6**	**3**	**3**	**5**	**5**	**11**	**Total**	6,0
	7Mi Dir + EDP	5	13	15	18	25	28	28	27	15		
	7Mi Dir + EDP	0	5	8	13	21	22	22	20	10		
	Diminution Gain	**5**	**8**	**7**	**5**	**4**	**6**	**6**	**7**	**5**	**Total**	5,9
	7Mi Dir + TPB + EDP Début	4	13	14	18	23	32	28	25	15		
	7Mi Dir + TPB + EDP Fin	0	4	8	13	19	26	22	20	3		
	Diminution Gain	**4**	**9**	**6**	**5**	**4**	**6**	**6**	**5**	**12**	**Total**	6,3

Tableau 4 : Résultats en dB pour la perte plate

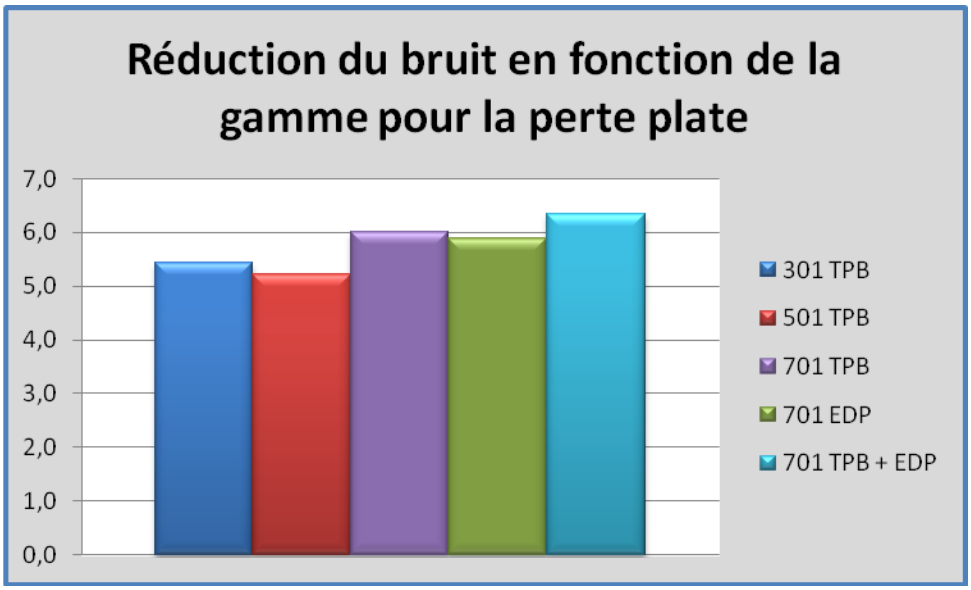


Figure 37 : Résultats en dB pour la perte plate

Comme nous l'avions supposé au départ, les différences en terme de baisse de gain suivant le nombre de canaux ne sont pas ou peu significatives. En effet, la réduction du bruit que ce soit pour le TPB seul, ou l'EDP est d'environ 5 à 6 dB. C'est lorsque les 2 traitements sont enclenchés en même temps que nous observons la meilleure atténuation allant jusqu'à plus de 6 dB.

❖ Perte type presbyacousie

Perte	Réglage	250	500	750	1000	1500	2000	3000	4000	6000		
Presbyacousie	3Mi TPB OFF Début	3	3	3	2	12	20	32	25	10		
	3Mi TPB OFF Fin	3	3	3	2	12	20	32	25	10		
	Diminution Gain	**0**	**0**	**0**	**0**	**0**	**0**	**0**	**0**	**0**	**Total**	0,0
	3Mi TPB ON Début	3	3	3	2	11	20	30	26	10		
	3Mi TPB ON Fin	0	0	0	0	8	15	26	22	0		
	Diminution Gain	**3**	**3**	**3**	**2**	**3**	**5**	**4**	**4**	**10**	**Total**	4,1
	5Mi TPB OFF Début	2	2	0	0	18	22	18	22	12		
	5Mi TPB OFF Fin	2	2	0	0	18	22	18	22	10		
	Diminution Gain	**0**	**0**	**0**	**0**	**0**	**0**	**0**	**0**	**2**	**Total**	0,2
	5Mi TPB ON Début	2	2	0	7	15	21	22	22	8		
	5Mi TPB ON Fin	2	0	0	2	12	12	16	16	0		
	Diminution Gain	**0**	**2**	**0**	**5**	**3**	**9**	**6**	**6**	**8**	**Total**	4,3
	7Mi DIRECT D	0	0	0	10	12	14	24	14	0		
	7Mi DIR Fin	0	0	0	10	12	14	24	14	0		
	Diminution Gain	**0**	**0**	**0**	**0**	**0**	**0**	**0**	**0**	**0**	**Total**	0,0
	7Mi Dir+TPB début	2	4	2	2	12	21	22	18	10		
	7Mi Dir+TPB fin	1	2	0	0	10	15	17	12	0		
	Diminution Gain	**1**	**2**	**2**	**2**	**2**	**6**	**5**	**6**	**10**	**Total**	4,0
	7Mi Dir + EDP	2	2	2	8	13	18	22	20	10		
	7Mi Dir + EDP	2	0	0	4	8	1	15	16	5		
	Diminution Gain	**0**	**2**	**2**	**4**	**5**	**17**	**7**	**4**	**5**	**Total**	5,1
	7Mi Dir + TPB + EDP Début	2	0	4	10	12	20	21	20	8		
	7Mi Dir + TPB + EDP Fin	2	0	0	5	8	13	14	17	0		
	Diminution Gain	**0**	**0**	**4**	**5**	**4**	**7**	**7**	**3**	**8**	**Total**	4,2

Tableau 5: Résultats en dB pour la presbyacousie

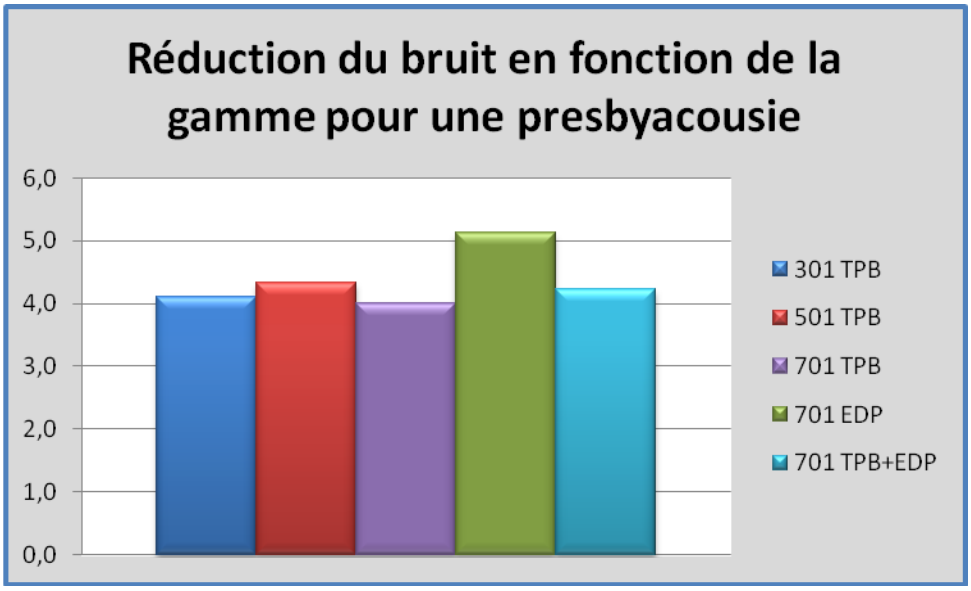


Figure 38: Résultats en dB pour la presbyacousie

Enfin, pour le réglage type presbyacousie l'atténuation oscille entre 4 et 5 dB. Le test ne montre aucune différence pour l'algorithme TPB que ce soit pour le 3Mi, le 5Mi et le 7Mi. La meilleure performance apparait avec l'appareil haut de gamme avec une réduction qui atteint 5dB. Cependant, nous pouvons remarquer qu'il y aurait une baisse d'efficacité lorsque les 2 algorithmes sont activés en même temps.

- **Résultats croisés**

En analysant les résultats de manière transversale, il semblerait qu'il n'y ait pas de différence notable lorsque l'on passe d'un appareil 3Mi à un 5Mi puis un 7Mi. Le nombre de canaux ne permettrait pas une meilleure atténuation du bruit. D'autre part, les meilleurs résultats seraient pour les réglages type perte plate, puis presbyacousie et enfin inverse. Il semblerait que l'atténuation dépend plus du gain procuré par l'appareil que du nombre de canaux. Nous pouvons remarquer que la courbe de gain In Vivo est plus importante pour la perte plate, puis la presbyacousie et enfin la pente inverse.

De plus, nous n'avons pas pu mettre en évidence une meilleure efficacité de la nouvelle génération de débruiteur (l'EDP) face à TPB. Enfin, il s'avérerait qu'il n'y ait aucune complémentarité ou synergie lorsque les 2 systèmes sont enclenchés.

- **Discussion :**

Tout comme dans le 1er protocole, des erreurs ont pu être commises et doivent nuancer les résultats.

En effet, la sonde de la MIV ne se place pas précisément au même niveau dans le conduit auditif. D'autre part, les différents éléments du FreeFit tels que le haut parleur, le microphone de référence peuvent introduire quelques décibels d'erreur.

De plus, lorsque nous effectuons le réglage du gain en prenant comme cible les courbes Nal NL1, nous ne pouvons assurer des réglages parfaitement identiques entre les 3 appareils utilisés.

Lors de la retranscription des courbes en valeur numérique nous introduisons une nouvelle erreur.

1.3 Efficacité des réducteurs en terme de rapport signal sur bruit

- **Objectif :**

Le deuxième protocole nous a permis de quantifier la baisse de gain suivant le type de perte et le nombre de canaux du réducteur de bruit. Il nous a paru important à cette étape du mémoire d'évaluer l'efficacité des réducteurs de bruit en mesurant le rapport S/B en entrée et en sortie de l'aide auditive. Cette évaluation dont le principe sera expliqué plus loin sera effectuée pour 3 types de perte, pour 3 qualités d'appareils (3Mi, 5Mi et 7Mi) avec un bruit type cocktail party.

- **Hypothèse :**

Nous n'avons pas pu exprimer, par nos précédents tests, un apport significatif de l'atténuation du bruit suivant la gamme. Cependant, nous pouvons espérer que les appareils Pure 7Mi de Siemens soient plus performants dans la différenciation parole/bruit. Une nouvelle fois, la presbyacousie est le type de perte où le nombre de canaux, plus important sur les aigues, pourraient mettre en avant une performance supérieure pour ce type de perte. Nous pouvons par conséquent supposer que l'appareil 7Mi de Siemens, qui offre le plus grand nombre de canaux, sera plus performant que le 3Mi et le 5Mi.

- **Dispositif**

Une nouvelle fois, nous avons réalisé nos mesures dans la salle insonorisée de la Faculté de Pharmacie de Nancy. Pour ce nouveau test, nous avons utilisé un système de diffusion : le Biosound, un système d'acquisition, un sonomètre, une oreille en silicone, un ordinateur doté du logiciel Siemens et un Nearcom pour les réglages ainsi que le logiciel Matlab pour l'exploitation des données.

Le logiciel Biosound nous a permis de générer un signal type « cocktail party » en même temps que la 2ème liste d'intelligibilité de Lafon. Pour cela, nous avons utilisé 4 hauts parleurs générant le bruit ainsi qu'un 5ème générant quant à lui le signal de parole. Nous optons pour la configuration des hauts parleurs présentés sur la figure 39 pour les tests avec le TPB :



Figure 39 : Configuration n°1 des hauts parleurs pour les tests avec le TPB

Sur les figures 39 et 40, les 4 hauts parleurs jaunes génèrent le signal de bruit tandis que le haut parleur jaune sur fond vert produit le signal de parole utile.

Nous avons pu décrire dans les chapitres précédents que l'Emergence Directionnelle de la Parole n'est présent que sous la plateforme 7Mi et couplé à la directivité.

A cette étape du protocole, nous avons dû mettre en place une nouvelle configuration des hauts parleurs afin de ne pas prendre en compte la directivité des microphones dans le calcul du RSB. En effet, si nous étions restés dans la configuration n°1, la directivité microphonique focaliserai la source frontale de signal de parole et atténuerai les sources de bruit arrières et latérales. Nous avons donc rapproché 2 hauts parleurs, générant du bruit, pour aboutir à la configuration n°2 présentée figure 41. Ainsi, nous obtiendrons dans le lobe frontal de la directivité la source de parole et de bruit. Nous pourrons avoir un apport du RSB de 3 dB de la directivité de part les 2 hauts parleurs situés à l'arrière.



Figure 40 : Configuration n°2 pour les tests avec l'EDP

Pour chacune des configurations, nous avons effectué un étalonnage à l'aide d'un sonomètre. Nous avons émis le signal de bruit à un niveau théorique de 60 dB sur Biosound, et avons varié l'amplification des hauts parleurs pour atteindre ce niveau sur le sonomètre au niveau du microphone de l'appareil. En même temps, nous avons calibré les hauts parleurs générant le signal de parole jusqu'à atteindre un niveau d'environ 63 dB.

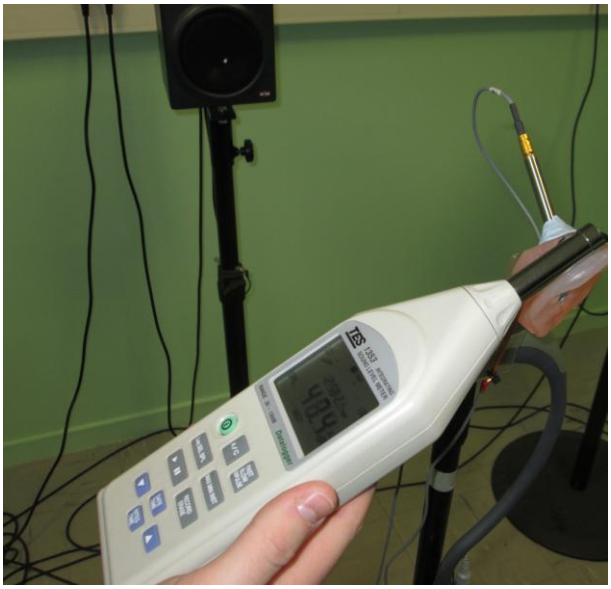




Figure 41 : Disposition des hauts parleurs et calibration avec le sonomètre

Sur une oreille artificielle, nous avons placé en fond de conduit un microphone ¼ de pouce B&K, relié à un système d'acquisition dBFa de 01dB avec le symphonie bivoix de 01dB. Nous nous sommes assurés par un joint d'étanchéité que l'ensemble était bien isolé et avons ajouté de la laine de verre pour absorber encore un peu plus les hautes fréquences.

De là, nous avons pu adapter un écouteur S dans le conduit et colmater la conque avec une pâte souple, les appareils pouvant ensuite être branchés très rapidement.





Figure 42 : Disposition de l'oreille en silicone et système d'acquisition Symphonie

➢ **Déroulement**

La première étape du protocole a été le réglage des appareils Pure Micon. Pour cela, avec le Nearcom, nous avons transféré le préréglage MiconFit pour les 3 types de perte en activant le TPB et/ou l'EDP.

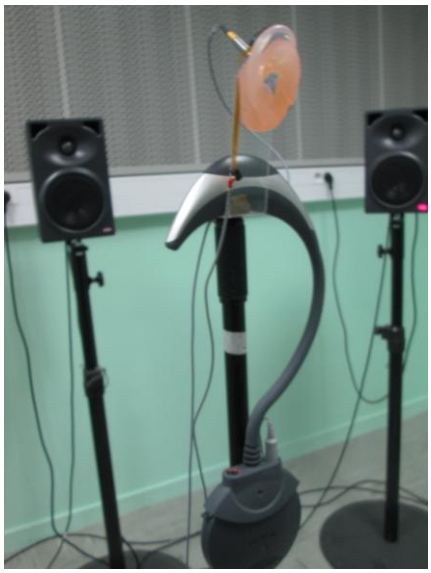


Figure 43 : Programmation de la prothèse par le Nearcom

Puis, nous avons généré la 2nd liste d'intelligibilité de LAFON à 65 dB en simultané à la source de bruit donc le niveau sonore a été réglé pour obtenir un signal rapport sur bruit de -10 à +10 dB. Nous avons effectué des mesures pour les aides auditives Pure 3Mi, 5Mi et 7Mi, en activant les algorithmes et ce pour les 3 types de pertes (soit 115 enregistrements).

Une fois les enregistrements effectués, nous avons utilisé un programme Prog_Snr_2 qui nous a permis d'estimer le rapport signal sur bruit à la sortie de l'aide auditive, c'est-à-dire après traitement du réducteur. La difficulté réside dans l'extraction (ou la localisation) du signal de parole noyé dans le bruit résiduel. Pour satisfaire à cette extraction, le programme permet :

- De visualiser le signal enregistré à la sortie de l'aide auditive. Celui-ci est comme nous l'avons bien spécifié, la superposition du signal de parole et celui de bruit peu ou fortement atténué par le réducteur,

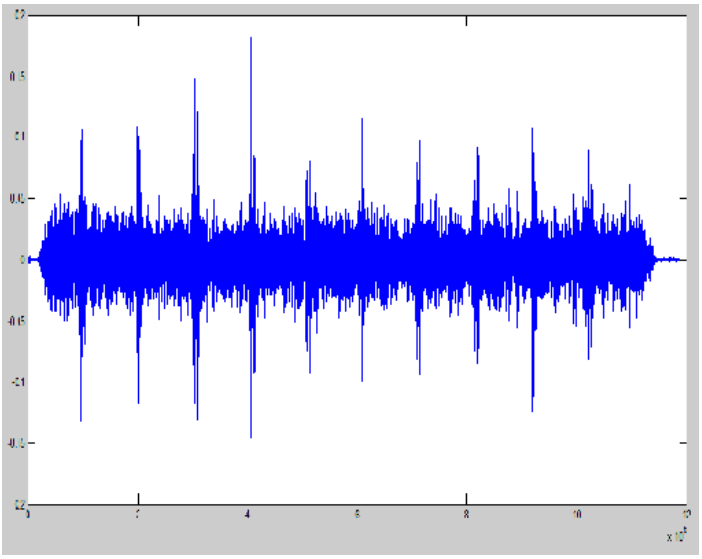


Figure 44 : Mesure en sortie d'aide auditive de la seconde liste d'intelligibilité de Lafon en présence de bruit type cocktail party

- De sectionner l'ensemble de ce signal en 10 fragments sonores. Ces fragments contiennent alors chacun un mot distinct noyé dans le bruit résiduel,
- Chacun de ces fragments est élevé au carré pour obtenir un signal positif proportionnel à l'intensité acoustique. L'enveloppe temporelle de chacun de ces fragments élevés au carré est alors calculée à l'aide de la transformée de Hilbert,

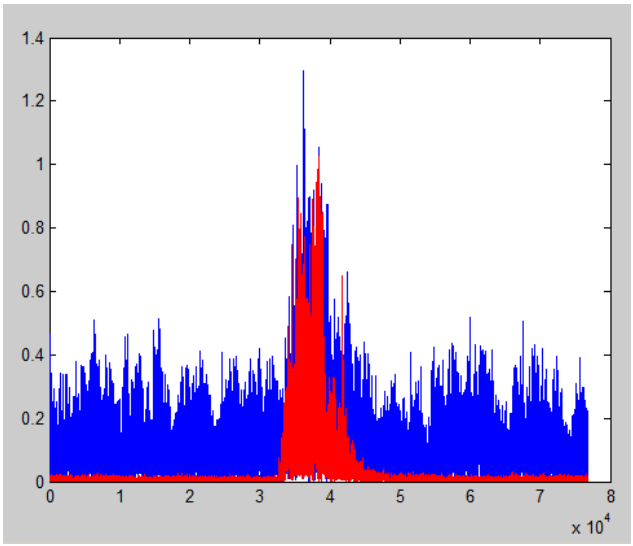


Figure 45 : Fragment du signal élevé au carré (en rouge le signal un mot seul, en bleu le signal du mot en présence de bruit)

- Cette enveloppe temporelle est comparée à celle issue du mot seul sans bruit, celle-ci ayant été calculée au préalable et mise en mémoire. Un processus d'inter-corrélation entre les 2 enveloppes est alors effectué. Il permet de déterminer la position du mot bruité dans le fragment quand l'inter-corrélation passe par un maximum à cet instant,

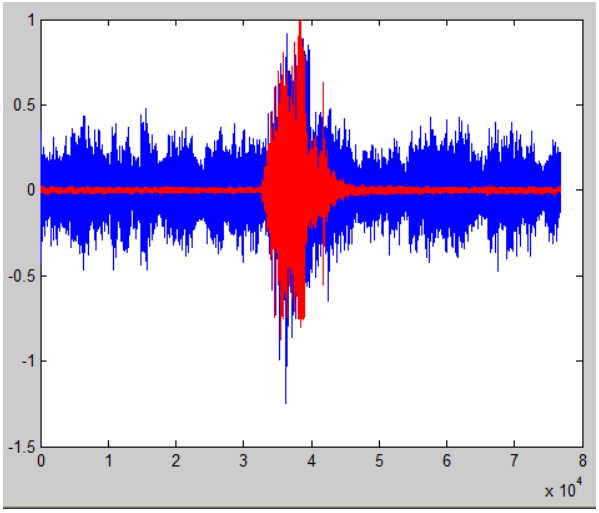


Figure 46 : Processus d'inter-corrélation permettant l'indentification du mot dans la mesure

- Une extraction du mot bruité (MB) dans le fragment peut alors être effectuée. Un calcul du niveau en décibel de cette extraction permet donc d'obtenir le niveau du signal de parole L_{MB} (mot bruité),
- Un autre calcul du niveau en décibel est effectué sur la partie complémentaire de l'extraction correspondante donc au bruit résiduel L_B,
- Pour tenir compte du bruit encore présent dans l'extraction du signal de parole (mot bruité), une soustraction entre le niveau en décibel de l'extraction et celui du bruit est effectuée, on obtient ainsi le niveau en décibel du mot seul (M) à la sortie de l'aide auditive : $L_M = L_{MB} - L_B$,
- Le rapport LM/LB conduit au rapport S/B recherché.

$$S/B = L_M/L_B = (L_{MB}-L_B)/L_B$$

➢ **Résultats :**

		Traitement	3	4	5	6	7	8	9	10	RSB entrée	RSB sortie	RSB Tot	Ecart Type
3Mi	Perte Plate	TPB ON	-6,4	-1,1	-3,7	-11,4	-2,3	-3,9	-3,1	0,6	**-10**	-3,9	**6,1**	3,6
			-2,0	3,0	-5,3	-1,2	0,1	-0,3	-1,4	0,1	**-5**	-0,9	**4,1**	2,4
			4,1	7,1	3,9	5,1	3,7	1,5	0,4	2,0	**0**	3,5	**3,5**	2,1
			9,6	12,1	9,8	10,9	8,4	9,7	7,9	1,7	**5**	8,8	**3,8**	3,1
			15,0	16,9	15,3	17,0	14,3	16,0	13,5	8,4	**10**	14,5	**4,5**	2,8
		TPB OFF	-6,7	-2,3	-3,0	-4,3	-9,6	-5,3	-2,8	0,7	**-10**	-4,2	**5,8**	3,1
			-2,4	0,5	-4,2	-3,3	-1,0	-4,7	-4,4	0,7	**-5**	-2,4	**2,6**	2,2
			2,0	3,8	0,9	2,0	1,0	0,9	-1,0	0,3	**0**	1,3	**1,3**	1,4
			6,4	7,6	5,5	6,8	4,8	6,2	4,4	-0,2	**5**	5,2	**0,2**	2,4
			11,3	12,3	10,2	11,5	12,1	11,5	9,6	5,7	**10**	10,5	**0,5**	2,1
	Inverse	TPB ON	-5,9	-3,6	-6,8	-3,1	-3,4	-5,3	-4,6	-2,7	**-10**	-4,4	**5,6**	1,5
			-1,2	0,9	-2,9	0,5	-9,7	-4,6	-6,0	-2,5	**-5**	-3,2	**1,8**	3,5
			4,2	5,8	2,6	5,9	4,1	4,4	4,0	0,0	**0**	3,9	**3,9**	1,9
			9,2	10,7	11,2	11,4	9,3	10,2	9,6	10,6	**5**	10,3	**5,3**	0,8
			14,0	15,5	15,0	17,1	13,5	12,6	14,2	9,5	**10**	13,9	**3,9**	2,2
		TPB OFF	-13,3	-2,8	-1,9	-6,2	-4,0	-7,8	-4,2	-4,9	**-10**	-5,6	**4,4**	3,6
			-1,6	-0,1	-3,0	0,3	-6,1	-1,6	-3,2	-2,3	**-5**	-2,2	**2,8**	2,0
			2,5	3,7	0,8	4,7	3,1	3,4	2,9	-1,1	**0**	2,5	**2,5**	1,8
			7,0	7,8	5,4	9,2	7,3	8,2	7,5	3,1	**5**	6,9	**1,9**	1,9
			11,4	12,2	13,7	13,9	11,7	12,6	11,9	8,9	**10**	12,0	**2,0**	1,5
	Presbyacousie	TPB ON	-5,8	0,0	-4,7	-7,4	-3,2	-2,5	-1,3	0,5	**-10**	-3,0	**7,0**	2,8
			3,6	-2,4	-2,2	-6,4	-0,3	-1,4	0,5	-1,3	**-5**	-1,2	**3,8**	2,8
			5,0	9,1	4,5	4,5	2,1	1,0	0,4	-0,2	**0**	3,3	**3,3**	3,1
			10,0	13,7	10,1	11,3	8,3	9,7	8,5	2,6	**5**	9,3	**4,3**	3,2
			15,9	18,7	15,2	17,3	15,8	16,1	13,9	9,0	**10**	15,2	**5,2**	2,9
		TPB OFF	-5,9	-2,2	-4,5	-14,1	-3,1	-3,3	-1,5	0,5	**-10**	-4,3	**5,7**	4,4
			-1,6	1,8	-2,0	-3,0	-1,4	-4,2	-2,1	0,5	**-5**	-1,5	**3,5**	1,9
			2,7	5,5	1,1	2,3	0,9	1,5	0,1	0,1	**0**	1,8	**1,8**	1,8
			7,0	9,5	5,8	7,0	7,6	6,5	5,0	0,4	**5**	6,1	**1,1**	2,6
			12,3	14,2	10,5	11,8	10,0	12,0	10,2	6,3	**10**	10,9	**0,9**	2,3

Tableau 6: Résultats en dB pour le TPB avec l'appareil 3Mi

Pour l'analyse des résultats, nous nous concentrerons sur le rapport signal sur bruit total, qui exprime la différence entre le RSB d'entrée et le RSB de sortie. Ce dernier est une moyenne des 8 derniers mots de la liste car nous avons pu remarquer que le réducteur ne s'enclenchait qu'au bout de quelques secondes. Les résultats auraient donc pu être sous estimés lors du débruitage des 2 premiers mots.

Nous avons par ailleurs réalisé l'écart type pour l'ensemble de nos mesures. Pour l'interprétation des données, nous ne prendrons en compte tout au long des résultats que les RSB positif. En effet, les RSB négatifs nous semblent peu exploitables. Des précédentes recherches ont démontré que les réducteurs de bruits n'étaient pas efficaces dans les environnements présentant plus de bruits que de signaux utiles.

Les résultats trouvés nous semblent probants même s'il y a quelques irrégularités lorsque le traitement est désactivé. Nous ne devrions théoriquement pas observer de RSB dans le cas où aucun algorithme n'est activé. Néanmoins, nous constatons un RSB de l'ordre de 1 dB jusqu'à même 2dB. Nous effectuerons donc une différence entre la moyenne du RSB avec et sans le TPB pour les valeurs de RSB d'entrée positif :

		Traitement	Moyenne RSB	Apport débruiteur
3Mi	**Perte Plate**	**TPB ON**	3,9	
				3,2
		TPB OFF	0,7	
	Inverse	**TPB ON**	4,4	
				2,4
		TPB OFF	2,0	
	Presbyacousie	**TPB ON**	4,3	
				3,0
		TPB OFF	1,3	

Tableau 7 : Apport en dB du TPB pour le 3Mi

Ce tableau nous permet d'interpréter les résultats.

Le meilleur rapport signal sur bruit avec 3,2 dB correspond au réglage de la perte plate. L'apport du traitement du signal pour le préréglage apporte quant à lui 3 décibels, et enfin le moins bon résultat coïncide avec la perte inverse.

Pour l'appareil 501, nous n'avons pas fait de test sans aucun traitement. Nous pouvons remarquer par ailleurs, qu'il manque une mesure pour le rapport signal sur bruit du préréglage presbyacousie. Une erreur de mesure n'a pas permis, au programme sous Matlab, de segmenter les mots de la liste de Lafon.

		Algorithme	3	4	5	6	7	8	9	10	RSB entrée	RSB sortie	RSB Total	Ecart Type
5Mi	Plate	TPB ON	-6,6	-7,6	-3,1	-5,9	-0,7	0,2	-5,3	-4,2	-10	-4,2	5,8	2,8
			-0,2	2,5	-2,4	2,0	3,4	0,6	-1,2	0,8	0	0,7	0,7	1,9
			10,1	12,6	9,2	13,0	11,3	11,8	9,4	11,3	10	11,1	1,1	1,4
	Presbyacousie	TPB ON	-3,5	-7,3	-2,9	-2,0	-2,3	-3,2	-0,7	-3,5	-10	-3,2	6,8	1,9
											0	#DIV/0!	#DIV/0!	#DIV/0!
			10,7	14,5	9,7	12,6	9,9	11,2	10,4	12,3	10	11,4	1,4	1,6
	Inverse	TPB ON	-14,3	-6,6	-2,1	-4,7	-1,8	-6,0	-7,8	-8,3	-10	-6,5	3,5	4,0
			1,3	2,1	-3,6	3,4	1,7	2,0	3,1	-1,9	0	1,0	1,0	2,5
			11,3	12,2	13,8	14,3	13,5	13,3	12,9	8,7	10	12,5	2,5	1,8

Tableau 8 : Résultats en dB du TPB pour le 5Mi

Le tableau 9 nous présente l'efficacité du TPB pour l'appareil milieu de gamme et ne nous permet pas de mettre en avant un réglage plus performant. Les différentes performances sont autour de 1 dB d'amélioration du rapport signal sur bruit.

Type d'ACA	Type de réglage	Traitement	Apport du réducteur
5Mi	Plate	TPB MAX	0,9
	Inverse	TPB MAX	1,7
	Presbyacousie	TPB MAX	1,4

Tableau 9 : Apport en dB du TPB pour l'aide auditive 5Mi

		Algorithme	3	4	5	6	7	8	9	10	RSB entrée	RSB sortie	RSB Tot	Ecart Type
7Mi	Plate	Direct	-1,9	-2,0	-3,9	-1,0	-5,6	-1,7	-3,6	-4,9	-5	-3,1	1,9	1,7
			2,5	2,5	-0,3	3,7	5,5	3,1	3,2	-1,4	0	2,4	2,4	2,2
			6,6	6,5	4,2	7,9	5,8	7,8	8,0	2,7	5	6,2	1,2	1,9
			10,8	10,7	11,2	12,2	10,8	12,3	12,2	6,8	10	10,9	0,9	1,8
		Direct + EDP	-0,4	0,4	-2,0	1,5	-0,3	0,7	0,8	-2,1	-5	-0,2	4,8	1,3
			4,1	4,2	0,7	5,6	3,0	6,0	5,7	-0,3	0	3,6	3,6	2,3
			8,7	9,3	6,9	10,3	6,9	8,5	9,7	3,1	5	8,0	3,0	2,3
			13,3	13,9	11,4	15,5	13,3	15,2	14,7	14,9	10	14,0	4,0	1,4
		Direct+EDP+RED	-1,3	0,2	-3,8	-0,8	-2,4	-1,2	1,3	-1,6	-5	-1,2	3,8	1,5
			4,6	5,4	1,5	4,5	3,9	5,0	6,1	5,5	0	4,6	4,6	1,4
			9,3	10,8	8,1	10,9	7,8	8,7	8,3	3,3	5	8,4	3,4	2,4
			14,2	15,5	12,8	17,0	14,2	16,3	14,6	9,7	10	14,3	4,3	2,3
	Presbyacousie	Direct	-2,3	-0,6	-4,6	-2,4	-5,1	-2,6	-1,3	-3,9	-5	-2,9	2,1	1,6
			2,4	4,0	4,6	2,7	0,2	2,5	2,9	-2,3	0	2,1	2,1	2,2
			6,8	8,2	7,9	7,2	7,6	7,2	7,3	7,6	5	7,5	2,5	0,4
			11,2	12,4	8,7	11,3	9,0	11,7	11,7	7,0	10	10,4	0,4	1,9
		Direct+EDP	-1,0	2,2	-0,2	1,0	-3,3	-0,2	-6,6	-3,2	-5	-1,4	3,6	2,8
			4,3	6,7	2,1	6,1	1,9	5,0	5,0	-1,7	0	3,7	3,7	2,8
			9,4	11,4	11,6	8,8	4,8	7,3	7,4	2,8	5	7,9	2,9	3,1
			14,2	16,6	12,5	15,8	15,9	14,3	14,5	9,3	10	14,2	4,2	2,3
		Direct+EDP+TPB	-5,3	-3,9	-2,3	-2,6	-3,5	-2,4	0,5	-4,3	-10	-3,0	7,0	1,7
			-1,8	2,3	-3,5	0,0	3,4	-2,6	-2,0	-3,0	-5	-0,9	4,1	2,5
			4,4	7,1	2,5	5,2	2,0	3,4	5,0	6,3	0	4,5	4,5	1,8
			9,3	11,8	6,6	8,4	4,8	7,2	7,4	10,7	5	8,3	3,3	2,3
			14,5	16,9	12,7	15,9	10,6	15,0	15,0	9,7	10	13,8	3,8	2,6
	Inverse	Direct	-1,1	-3,4	-2,9	0,7	2,9	-1,2	2,7	-5,3	-5	-0,9	4,1	2,9
			3,7	1,0	5,4	5,0	1,6	5,4	6,8	5,6	0	4,3	4,3	2,1
			8,3	5,6	10,0	9,8	11,0	10,0	11,5	8,3	5	9,3	4,3	1,9
			12,7	10,1	7,7	14,4	12,4	14,7	15,8	12,6	10	12,6	2,6	2,6
		Direct+EDP	-0,7	-2,9	0,2	-8,5	0,8	0,9	1,8	-6,5	-5	-1,9	3,1	3,8
			4,0	1,8	6,4	5,5	5,2	5,1	7,4	7,4	0	5,4	5,4	1,9
			9,0	6,9	3,9	10,6	7,7	10,3	11,5	9,7	5	8,7	3,7	2,5
			14,4	11,8	9,1	15,6	13,3	15,6	16,7	14,3	10	13,8	3,8	2,4
		Direct+EDP+TPB	-2,1	-3,4	-1,9	-0,6	-1,7	-3,6	3,0	-6,9	-5	-2,1	2,9	2,8
			4,1	1,9	3,1	0,3	5,1	5,1	4,1	2,5	0	3,3	3,3	1,7
			9,5	7,4	4,2	9,9	7,8	10,9	11,4	7,7	5	8,6	3,6	2,3
			14,7	12,4	9,5	15,8	13,9	15,9	16,9	15,8	10	14,3	4,3	2,4

Tableau 10 : Résultats en dB de l'EDP et du TPB pour le 7Mi

Type d'ACA	Type de perte	Traitement	RSB Tot	Apport débruiteur
7Mi	Plate	Direct	1,5	
		Direct + EDP	3,5	2,0
		Direct + EDP + TPB	4,1	2,6
	Presbyacousie	Direct	1,7	
		Direct + EDP	3,6	1,9
		Direct + EDP + TPB	3,8	2,1
	Inverse	Direct	3,7	
		Direct + EDP	4,3	0,6
		Direct + EDP + TPB	3,7	0

Tableau 11 : Apport en dB des 2 débruiteurs pour le 7Mi

Les tests pour le Pure Micon 7Mi ont donc été effectués dans la configuration n°2. La difficulté dans l'analyse de l'efficacité des réducteurs est liée à la directivité. Nous avons pu voir précédemment que selon le positionnement des hauts parleurs, la directivité ne peut apporter qu'un RSB d'environ 3 dB (dû au 2 hauts parleurs arrières). Nous avons quand même cherché à quantifier ce résultat purement théorique.

L'EDP ne pouvant pas être découplé à la directivité, nous avons donc dans le tableau 11, représenté l'apport de la directivité, de la directivité et de l'EDP, de la directivité avec l'EDP et le TPB. De là, nous pouvons extrapoler en réalisant une simple différence pour ne pas prendre en compte l'apport des microphones dans le RSB.

Une nouvelle fois, le meilleur apport du RSB est de l'ordre de 2 à 3 dB pour les pertes types presbyacousie et plate. Il semblerait que pour la perte inverse, il n'y ait pas d'apport du RSB. Nous n'observons aucune amélioration, aucune synergie lorsque les 2 réducteurs sont activés.

- **Résultats croisés**

Après avoir fait une analyse pour chaque appareil, nous passons désormais à une analyse transversale.

Nous n'observons aucune différence significative entre les appareils présentant un nombre de canaux plus ou moins important. Il semblerait cependant que la meilleure efficacité soit pour les pertes de type plate et presbyacousie, résultats que nous retrouvons pour les mesures effectuées sur la prothèse 3Mi et 7Mi. Les mesures sur le 5Mi ne montrent qu'un apport de 1 dB, mais l'apport du TPB ou de l'EDP est de l'ordre de 3dB au maximum. Nous n'observons pas d'amélioration conséquente entre les réducteurs d'anciennes et de nouvelles générations.

Il n'y a pas de synergie avec les 2 débruiteurs activés dans une même situation. Les écarts types présentés dans les différents tableaux exposent une grande variabilité. Cela peut s'expliquer par les caractéristiques propres à chacun des mots. En effet, le débruiteur doit être plus ou moins efficace suivant la durée du mot, sa structure fréquentielle, son énergie…

Nous pouvons cependant considérer que l'apport de la directivité couplé à ce système offre un RSB plus important.

- **Discussion**

Les résultats de ces expériences doivent une nouvelle fois être nuancés.

Dans ce protocole, nous utilisons 2 configurations de hauts parleurs, même si nous avons à chaque fois calibrer le niveau émis par ces sources, une erreur peut être introduite dans les mesures.

Même si nous avons préréglé les appareils de façon identique, nous pouvons supposer que le gain programmé sera quelque peu différent, ne nous permettant pas de prendre en compte uniquement l'apport des canaux dans la réduction du bruit et de l'efficacité pour le RSB.

Pour nos mesures, nous avons décidé de les réaliser sur une oreille artificielle. Cette dernière ne reflète pas exactement les résonances d'un conduit auditif externe réel, celui-ci pouvant avoir une longueur et un diamètre différents.

Même si le programme Prog_RSB_2 nous a permis de calculer l'efficacité des réducteurs et de la directivité, nous pensons que les valeurs trouvées dans le cas des RSB négatifs doivent être nuancées. Le programme ne nous permet d'avoir une précision au décibel près, ce qui nous limite pour évaluer une meilleure performance en terme de gamme, de perte, et entre les 2 débruiteurs. De plus, la conception de l'algorithme basé sur l'enveloppe basse fréquence, ne peut pas prendre en compte les variations rapides et fines que les débruiteurs pourraient peut-être détectés.

Enfin, nous sommes conscients que nous étions, dans notre protocole, avec un embout sans aucun évent. Nous avons fait ce choix afin de rester dans une configuration optimal en évitant les possibles déperditions. En effet, un évent de décompression aurait permis une transmission naturelle des sons et aurait donc pu influencer nos mesures en fond de conduit.

V°/ Etude clinique









La partie précédente nous a permis d'évaluer pour 3 types de pertes de la performance des 2 réducteurs de Siemens en fonction du stimulus, de la baisse de gain, de l'apport du rapport S/B.

Il nous a paru important de réaliser une partie clinique pour vérifier l'efficacité de ces algorithmes auprès de patients malentendants du centre de surdité Rive Droite de Bordeaux et Libournais. Dans quelle proportion la réduction du gain et l'apport du RSB peut influer sur les résultats de compréhension en milieu bruyant ?

1. Protocole expérimental

➢ Objectif :

Suite à l'expérimentation technique des réducteurs de bruit, nous allons chercher à déterminer avec des patients malentendants l'apport en terme de compréhension apportés par 2 débruiteurs en milieu bruyant.

En effet, nous avons montré que l'apport des réducteurs de bruits est de l'ordre de 3dB de rapport signal sur bruit. Notre protocole clinique va quantifier le pourcentage de compréhension apportée par les différentes gammes d'appareil Micon en fonction de leur algorithme de réduction du bruit.

Ces tests ont été réalisés dans les centres de Bordeaux et de Libourne.

➢ Sujets testés

Nous avons voulu sélectionner des patients ayant la même perte auditive afin d'avoir un groupe homogène. Nous avons donc posé la question suivante à 4 fournisseurs de prothèse auditive : « Pour quel type de perte auditive (degré, perte et nature) nous pourrions, grâce à leur réducteur de bruit, avoir un apport sur l'intelligibilité ? ».

Les réponses des fournisseurs convergent vers la presbyacousie légère moyenne avec une faible atteinte des basses fréquences. Ce type de perte utilisant le nombre de canaux plus important dans les aigues, l'atteinte des basses fréquences engendre généralement un évent peu important et donc une minimisation du risque de déperdition du signal traité.

C'est donc dans ces conditions que nous avons cherché à regrouper des patients ayant environ 70 ans (l'âge moyen de l'appareillage en France). Nos tests étant réalisés avec des listes de mots avec signification (intelligibilité de Lafon), nous avons constitué un groupe relativement homogène au niveau de l'âge pour minimiser les différences de suppléance mentale inter individu même si le vieillissement ne s'opère pas de la même façon chez tous les patients.

D’autre part, nous avons sélectionné des patients ayant déjà fait des essais, ou portant des prothèses bilatérales utilisant la plateforme Micon. Du fait de la sortie en Janvier 2013 des Micon 7Mi et 5Mi, et en Mai de la série en 3Mi, nous n’avons malheureusement pas pu sélectionner des patients ayant une accoutumance importante des appareils. Nous avons cependant cherché des patients ayant déjà pu être accoutumés à un algorithme de réduction du bruit.

❖ Groupe de patients :

Anamnèse : Certains patients présentent des acouphènes, quelques troubles dans les analyses sanguines (cholestérol, diabète…) et parfois une exposition à des médicaments ototoxiques.

Age : L’âge moyen de notre groupe test est de 70 ans avec un écart type de 9 ans.

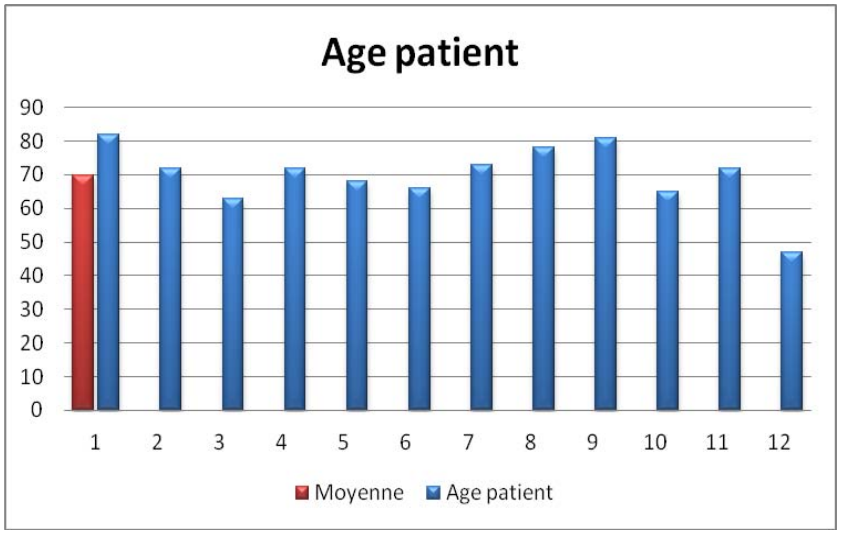


Figure 47 : Age moyen des 12 patients

Otoscopie : Conduits auditifs externes sains.

Audiogramme : La majorité des patients a une perte de type presbyacousie, parfois avec un léger RINNE. Voici sur l'audiogramme moyen présenté sur la figure 48 :

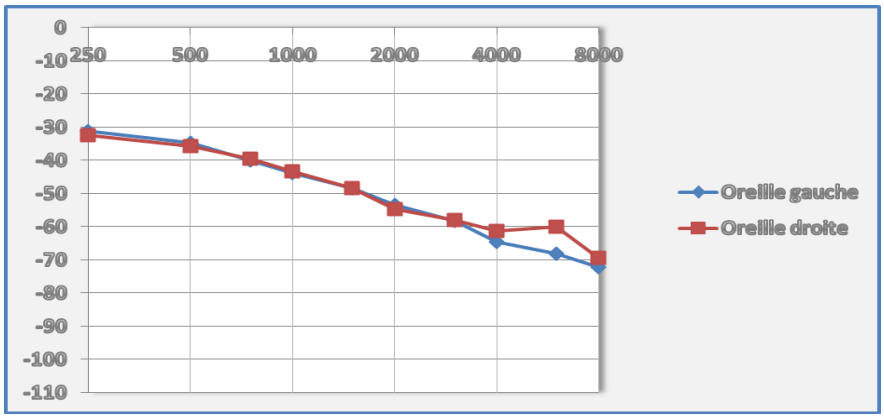


Figure 48 : Audiogramme moyen des 12 patients

Embout : La majorité de nos patients présentait une canule avec une aération assez importante.

- **Dispositif**

Nous avions à notre disposition, dans les 2 laboratoires, d'une pièce où réaliser nos mesures vocales, avec une chaine de mesure, ainsi que des appareils Micon 3/5/ et 7.

Les deux salles (annexe page 106) nous offraient la possibilité de réaliser des tests en milieu bruyants avec 4 hauts parleurs en hauteur générant le signal cocktail party et un haut parleur frontal émettant le signal utile de parole.



Figure 49 : Configuration du patient par rapport au haut parleur

- **Déroulement**

Dans ce protocole clinique, nous avons réalisé plusieurs tests en milieu bruyant afin d'évaluer les différences entre un appareil entrée de gamme et un appareil haut de gamme. Nous avons pour cela déterminé une vocale dans le bruit pour 4 rapports signal sur bruit (+10, +5, 0 et -5 décibels). Une fois le patient installé, nous connections les appareils des malentendants afin d'observer la méthode de préréglage et de la retranscrire dans les appareils 3Mi et 7Mi. Puis, si nous observions des différences majeures au niveau des courbes de gain, nous passions l'appareil du patient en chaine de mesure afin de retranscrire à nouveau les courbes de gain à l'identique avec les appareils tests

Ensuite, nous avons effectué un test de compréhension dans le bruit en commençant par les RSB positif. Les patients avaient pour consigne de répéter le maximum de mots qu'ils percevaient. Nous avons fait le choix de prendre les listes féminines d'intelligibilité de Lafon présentant une succession de 10 mots de 2 syllabes. 1 syllabe faussée comptait pour 0,5 ; aucun mot répété ou les 2 syllabes faussées comptaient elles pour 0 et enfin 1 pour un mot correctement répété. Le tout faisant un total sur 10.

Nous avons décidé dans ce protocole d'évaluer seulement le 3Mi et le 7Mi, pour éviter que le test ne soit trop long sachant qu'en plus le 5Mi est un appareil de gamme intermédiaire. Ayant déjà évalué l'apport du réducteur de bruit EDP et TPB dans le protocole technique, nous avons décidé de mettre en avant l'apport du TPB pour un appareil 3Mi puis l'apport de la directivité avec l'EDP et des 2 débruiteurs ensemble. Le tout totalisant 5 tests avec au maximum 20 listes à répéter pour le patient. Nous avons choisi d'émettre le signal de parole à un niveau constant de 65 dB avec un signal de bruit fluctuant entre 55 et 70 dB. Les tests ont bien-sûr été réalisés en aveugle. Nous arrêtions la vocale dès lors qu'aucun mot n'était correctement répété.

Une fois les tests terminés, nous avons décidé de faire une échelle de performance basée sur une simple moyenne du pourcentage d'intelligibilité pour les 4 rapports S/B émis.

- **Résultats**

Mme B, 82 ans :

Anamnèse : Une perte probablement héréditaire, a été exposée à la quinine, avec du cholestérol, de otospongiose sur OG et des acouphènes.

Otoscopie : Rien à signaler.

Type de perte : Presbyacousie avec un léger RINNE.

Perte :

	250	500	750	1k	1,5k	2k	3k	4k	6k	8k
Oreille Droite (OD)	20	20	20	30	30	30	35	40	50	60
Oreille Gauche (OG	30	30	35	45	50	60	65	70	85	100

Tableau 12 : Perte auditive en dB de Mme B

Type d'ACA pré test : ACE 5 MI sur Oreille droite (OD) CIC Widex Oreille Gauche (OG), depuis : Mai 2013 OD et 2010 OG.

Méthodologie pré test : Micon FIT.

Type d'embout : Corolle ouvert écouteur S.

3 MI	Résultats	7 MI	Résultats
TEST OG BOUCHEE			
Rapport S/B	% (bonne réponse)	**Rapport S/B**	% (bonne réponse)
TPB OFF		**Directivité**	
-5	0	**-5**	0
0	5	**0**	20
5	55	**5**	40
10	75	**10**	80
Perf :	33.75%	**Perf :**	35%
TPB ON		**Direct + EDP**	
-5	0	**-5**	0
0	0	**0**	25
5	20	**5**	60
10	80	**10**	10
Perf :	25%	**Perf :**	23.75%
		Direct + TPB + EDP	
		-5	0
		0	20
		5	45
		10	80
		Perf :	36.25%

Tableau 13 : Performance (en %) en fonction de différents rapport S/B (en dB) de Mme B

Le test met en avant une détérioration des performances de l'ordre de 10 % lorsque le TPB est activé. Seulement 34% des mots sont correctement répétés. Ce résultat n'augmente que peu lors du test avec la directivité du 7Mi passant de 34% à 35%. Puis, nous avons activé l'EDP et observé une baisse de la compréhension. Enfin, la directivité, l'EDP et le TPB activés ensembles n'améliorent encore que peu le résultat gagnant péniblement 1%. Ces résultats peuvent s'expliquer de part l'appareillage unilatéral, favorisant les difficultés de compréhensions en milieu bruyant.

M Ca, 72ans

Anamnèse : Difficulté importante en groupe à la TV. Une surdité d'environ 1 an certainement provoquée par son travail au restaurant. M Ca présente une asymétrie avec des fluctuations d'audition.

Otoscopie : Conduits auditifs externes sains.

Type de perte : Type presbyacousie mixte.

Perte :

	250	500	750	1k	1,5k	2k	3k	4k	6k	8k
OD	55	45	45	45	40	40	45	55	65	75
OG	35	35	40	40	40	45	50	55	65	75

Tableau 14 : Perte auditive en dB de M Ca

Type d'ACA pré test : 2ACE MI5 sur OD et OG, appareillés depuis 1 semaine.

Méthodologie pré test : Micon Fit.

Type d'embout : Coque évidée aération importante.

3 MI	Résultats	7 MI	Résultats
Rapport S/B	% (bonne réponse)	**Rapport S/B**	% (bonne réponse)
TPB OFF		**Directivité**	
-5	0	**-5**	0
0	60	**0**	40
5	60	**5**	70
10	75	**10**	100
Perf :	48.75%	**Perf :**	52.5%
TPB ON		**Direct + EDP**	
-5	10	**-5**	40
0	50	**0**	70
5	80	**5**	75
10	75	**10**	100
Perf :	53.75%	**Perf :**	71.25%
		Direct + TPB + EDP	
		-5	0
		0	55
		5	85
		10	85
		Perf :	56.25%

Tableau 15 : Performance (en %) en fonction de différents rapport S/B (en dB) de M Ca

Les résultats de M Ca sont quelques peu différents. L'apport du TPB procurerait environ +5 % d'intelligibilité pour l'appareil 301 passant de 49% à 54%. La montée en gamme et la directivité ne procurent aucun avantage la compréhension stagnant à 53%. L'EDP ajouté, nous permet une augmentation conséquente de 20%. Cependant, en rajoutant le débruiteur d'ancienne génération ce résultat décroit à 56%.

M Cou, 47ans

Anamnèse : Hérédité avérée. La surdité s'est déclenchée suite à un trauma crânien, puis à une exposition à des médicaments ototoxiques. M Cou a fait de nombreuses otites séreuses, des sinusites et des rhinites. Il a une asymétrie, des vertiges, des acouphènes et est très gêné en milieu bruyant.

Type de perte : Transmission OG et de perception OD.

Perte :

	250	500	750	1k	1,5k	2k	3k	4k	6k	8k
OD	**25**	**25**	**40**	**50**	**50**	**50**	**35**	**15**	**25**	**40**
OG	**75**	**75**	**75**	**75**	**65**	**60**	**55**	**55**	**55**	**55**

Tableau 16 : Perte auditive en dB de M Cou

Type d'ACA pré test : Pure 5MI OD et OG, depuis : Avril 2013.

Méthodologie pré test : Micon fit.

Type d'embout : Thermoteck OD aération max et bouchée OG, avec des écouteurs S OD et P sur OG.

3 MI	Résultats	7 MI	Résultats
Rapport S/B	% (bonne réponse)	**Rapport S/B**	% (bonne réponse)
TPB OFF		**Directivité**	
-5	15	**-5**	30
0	35	**0**	40
5	65	**5**	75
10	70	**10**	90
Perf :	46.25%	**Perf :**	58.75%
TPB ON		**Direct + EDP**	
-5	0	**-5**	25
0	30	**0**	60
5	75	**5**	75
10	75	**10**	100
Perf :	45%	**Perf :**	65%
		Direct + TPB + EDP	
		-5	0
		0	40
		5	65
		10	90
		Perfo :	48.75

Tableau 17 : Performance (en %) en fonction de différents rapport S/B (en dB) de M Cou

Pour M Cou, le TPB ne présente aucun apport avec la prothèse de type 3, avec un résultat de 45%. Néanmoins, avec l'appareil Pure 7 Micon et l'enclenchement de la directivité, la compréhension augmente d'environ 15%. Une fois l'EDP activé, nous passons à 65%. Ce débruiteur apporte plus de 5% d'intelligibilité. Une nouvelle fois, le TPB diminue sensiblement les résultats et fait perdre 15% de compréhension.

M Cour, 73 ans

Anamnèse : Le patient présente une otospongiose sur l'OD avec des variations d'audition et des problèmes tubaires importants. M Cour a subit des traumatismes sonores à la chasse.

Type de perte : Presbyacousie avec un Rinne audiométrique.

Perte :

	250	500	750	1k	1,5k	2k	3k	4k	6k	8k
OD	60	55	60	65	75	90	100	105		
OG	40	45	50	55	55	55	75	90	95	100

Tableau 18 : Perte auditive en dB de M Cour

Type d'ACA pré test : Pure 5 MI OD et OG, depuis Mai 2013.

Méthodologie pré test : Micon Fit.

Type d'embout : Termoteck conduit écouteurs P et M respectivement sur OD ET OG.

3 MI	Résultats	7 MI	Résultats
Rapport S/B	% (bonne réponse)	**Rapport S/B**	% (bonne réponse)
TPB OFF		**Directivité**	
-5	0	**-5**	0
0	5	**0**	40
5	50	**5**	45
10	75	**10**	85
Perf :	32.5%	**Perf :**	42.5%
TPB ON		**Direct + EDP**	
-5	0	**-5**	0
0	10	**0**	35
5	35	**5**	50
10	75	**10**	90
Perf :	30%	**Perf :**	43.75%
		Direct + TPB + EDP	
		-5	0
		0	15
		5	60
		10	85
		Perf :	40%

Tableau 19 : Performance (en %) en fonction de différents rapport S/B (en dB) de Mr Cour

Aucun réducteur de bruit n'améliore le pourcentage d'intelligibilité. En effet, pour l'appareil entrée de gamme, nous passons de 33% à 30% une fois le débruiteur activé. Nous augmentons de 10% l'intelligibilité grâce à la directivité et de quelques points avec l'EDP. Les 2 traitements de bruit associés diminuent de la compréhension de 4%.

M Di, 63ans

Anamnèse : Le patient est un chasseur, a fait du parachutisme et a travaillé dans le bruit. Il présente des acouphènes importants. M Di est confronté depuis longtemps à un problème de compréhension en groupe.

Otoscopie : Conduits auditifs externes sains.

Type de perte : Presbyacousie.

Perte :

	250	500	750	1k	1,5k	2k	3k	4k	6k	8k
OD	10	10	10	10	15	20	30	50	55	60
OG	10	10	10	10	25	40	50	55	50	40

Tableau 20 : Perte auditive en dB de M Di

Type d'ACA pré test : Pure 5 MI Sur OG, depuis Mai 2013.

Méthodologie pré test : Micon Fit.

Type d'embout : Corrole avec une aération 8mm et écouteur S **OG**

3 MI	Résultats	7 MI	Résultats
Rapport S/B	% (bonne réponse)	**Rapport S/B**	% (bonne réponse)
TPB OFF		**Directivité**	
-5	0	**-5**	0
0	20	**0**	25
5	40	**5**	65
10	95	**10**	75
Perf :	38.75%	**Perf :**	41.25%
TPB ON		**Direct + EDP**	
-5	0	**-5**	0
0	50	**0**	30
5	65	**5**	80
10	80	**10**	95
Perf :	48.75%	**Perf :**	51.25%
		Direct + TPB + EDP	
		-5	0
		0	50
		5	85
		10	95
		Perf :	57.5%

Tableau 21 : Performance (en %) en fonction de différents rapport S/B (en dB) de M Di

M Di, appareillé uniquement sur l'oreille gauche avec l'oreille droite masquée par un casque antibruit, obtient de meilleurs résultats avec les réducteurs. Le Traitement de la Parole et du Bruit hausse les performances de 39% à 49% soit un apport de 10%. Une fois appareillé en 7Mi, nous pouvons évaluer l'apport de la directivité et 2 autres algorithmes. La directivité apporte par rapport au 3Mi sans traitement 2 %, alors que conjuguée à l'EDP, le système procure 51% d'intelligibilité. Les 2 traitements du signal et du bruit associés rajoutent encore près de 6 % de compréhension.

Dr Do, 65 ans

Anamnèse : Dr Do appareillé depuis 2001, en Passion Widex éprouve des nombreuses difficultés en milieu bruyant. Il a fait des essais d'appareillage en Micon pour améliorer ses performances, puis a arrêté pour cause de traitement pour un cancer.

Otoscopie : Le patient présente parfois quelques sécrétions.

Type de perte : Presbyacousie.

Perte :

	250	500	750	1k	1,5k	2k	3k	4k	6k	8k
OD	**20**	**25**	**30**	**40**	**65**	**75**	**70**	**60**		
OG	**20**	**25**	**35**	**55**	**80**	**75**	**65**	**65**		

Tableau 22 : Perte auditive en dB du Dr Do

Type d'ACA pré test : Pa 2009, essais en Micon sur OD et OG.

Méthodologie pré test : In Situ SPLogramme et Micon Fit pour les tests.

Type d'embout : Coque aération max.

3 MI	Résultats	7 MI	Résultats
Rapport S/B	% (bonne réponse)	**Rapport S/B**	% (bonne réponse)
TPB OFF		**Directivité**	
-5	25	**-5**	5
0	40	**0**	50
5	55	**5**	80
10	75	**10**	85
Perf :	48.75%	**Perf :**	55%
TPB ON		**Direct + EDP**	
-5	0	**-5**	50
0	45	**0**	45
5	75	**5**	60
10	75	**10**	80
Perf :	48.75%	**Perf :**	58.75%
		Direct + TPB + EDP	
		-5	10
		0	45
		5	75
		10	70
		Perf :	50%

Tableau 23 : Performance (en %) en fonction de différents rapport S/B (en dB) du Dr Do

Dr Do ne profite d'aucun apport grâce au TPB. Le pourcentage est strictement identique, que l'algorithme soit activé ou non. Avec l'appareil 7Mi, nous améliorons ses performances de 6% passant donc à 55% grâce à la directivité. Le pourcentage d'intelligibilité atteint 59% avec l'EDP puis diminue lors de la mise en route du TPB jusqu'à atteindre 50%.

M Du, 78ans

Anamnèse : M Du a beaucoup travaillé dans le bruit. Ces dernières analyses présentent un taux de cholestérol trop important. Le patient est souvent en groupe, et éprouve lui aussi des difficultés en milieu bruyant.

Otoscopie : Le patient a tendance au faire des bouchons de cérumen.

Type de perte : Presbyacousie.

Perte :

	250	500	750	1k	1,5k	2k	3k	4k	6k	8k
OD	25	30	35	35	50	65	70	70	65	60
OG	30	40	35	35	50	65	75	85	70	65

Tableau 24 : Perte auditive en dB de M Du

Type d'ACA pré test : Motion SX 5 MI OD ET OG, depuis Mai 2013.

Méthodologie pré test : Micon Fit.

Type d'embout : 2 embouts type phanto aération 2mm.

3 MI	Résultats	7 MI	Résultats
Rapport S/B	% (bonne réponse)	**Rapport S/B**	% (bonne réponse)
TPB OFF		**Directivité**	
-5	0	**-5**	0
0	5	**0**	25
5	45	**5**	65
10	75	**10**	85
Perf :	31.25%	**Perf :**	43.75%
TPB ON		**Direct + EDP**	
-5	0	**-5**	0
0	0	**0**	10
5	5	**5**	45
10	65	**10**	70
Perf :	17.5%	**Perf :**	31.25%
		Direct + TPB + EDP	
		-5	0
		0	30
		5	50
		10	65
		Perfo :	36.25%

Tableau 25 : Performance (en %) en fonction de différents rapport S/B (en dB) de M Du

Pour M Du, nous avons dû adapter un appareil type Pure alors qu'il était habitué à des Micon Motion. Le TPB pour ce patient n'est pas bénéfique d'un point de vue intelligibilité. Le score sans traitement est de 31%. Le TPB détériore ce pourcentage de 14%. Lors des mesures avec l'appareil 7Mi, nous trouvons un meilleur score proche de 44%. Une nouvelle fois, l'EDP réduit cette performance de 12%. Pour finir, le score atteint 36% lorsque les 2 débruiteurs sont activés.

M E, 72 ans

Anamnèse : Le patient a du diabète et a fait de nombreuses otites.

Type de perte : Presbyacousie.

Perte :

	250	500	750	1k	1,5k	2k	3k	4k	6k	8k
OD	**10**	**30**	**35**	**40**	**40**	**45**	**50**	**60**	**65**	**75**
OG	**10**	**25**	**45**	**45**	**45**	**45**	**50**	**60**	**70**	**80**

Tableau 26 : Perte auditive en dB de M E

Type d'ACA pré test : 5 MI Motion SX sur **OD** depuis une semaine.

Méthodologie pré test : Nal NL2.

Type d'embout : Phanto aération 2mm

3 MI	Résultats	7 MI	Résultats
Rapport S/B	% (bonne réponse)	**Rapport S/B**	% (bonne réponse)
TPB OFF		**Directivité**	
-5	0	**-5**	0
0	0	**0**	10
5	55	**5**	75
10	100	**10**	90
Perf :	38.75%	**Perf :**	43.75
TPB ON		**Direct + EDP**	
-5	0	**-5**	0
0	0	**0**	25
5	50	**5**	60
10	100	**10**	85
Perf :	37.5%	**Perf :**	42.5%
		Direct + TPB + EDP	
		-5	0
		0	10
		5	55
		10	60
		Perf :	31.25%

Tableau 27 : Performance (en %) en fonction de différents rapport S/B (en dB) de M E

Pour M E, les performances avec l'appareil 3Mi sont équivalentes que le TPB soit activé ou non (38%). De même, l'EDP n'améliore pas la compréhension avec la directivité seule. Les 2 autres traitements font chuter la performance de 10%.

M G, 68 ans

Anamnèse : Le patient a subi une antibiothérapie importante. Il semblerait qu'il y ait des antécédents familiaux.

Type de perte : Presbyacousie.

Perte :

	250	500	750	1k	1,5k	2k	3k	4k	6k	8k
OD	**20**	**25**	**25**	**20**	**25**	**40**	**50**	**60**	**70**	**90**
OG	**10**	**10**	**20**	**20**	**25**	**40**	**50**	**60**	**70**	**90**

Tableau 28 : Perte auditive en dB de M G

Type d'ACA pré test : ACE 5 MI sur OD depuis Juin 2013.

Méthodologie pré test : Micon Fit.

Type d'embout : Thermotek canule avec écouteur S et une aération maximum (évidée).

3 MI	Résultats	7 MI	Résultats
Rapport S/B	% (bonne réponse)	**Rapport S/B**	% (bonne réponse)
TPB OFF		**Directivité**	
-5	0	**-5**	0
0	10	**0**	25
5	60	**5**	50
10	80	**10**	95
Perf :	37.5%	**Perf :**	42.5%
TPB ON		**Direct + EDP**	
-5	0	**-5**	0
0	20	**0**	20
5	60	**5**	70
10	90	**10**	90
Perf :	42.5%	**Perf :**	45%
		Direct + TPB + EDP	
		-5	0
		0	30
		5	70
		10	90
		Perf :	47.5%

Tableau 29 : Performance (en %) en fonction de différents rapport S/B (en dB) de M G

Les performances des réducteurs de bruits ne sont pas très importantes soit de l'ordre de 3 à 5 dB suivant l'algorithme et la gamme. Le score est de 38% sans aucun traitement pour l'appareil 3Mi, et passe à 43% avec le TPB.
Pour les mesures avec la directivité seule, nous atteignons 43%, puis 45% avec l'EDP et enfin 48% avec tous les traitements.

Mme L, 72 ans

Anamnèse : La patiente a subi une grosse antibiothérapie, a du cholestérol, un problème de circulation sanguine. L'asymétrie est apparue lors d'une surdité brusque sur l'OD. Elle présente des acouphènes importants, a subi de nombreuses otites et sinusites.

Type de perte : Presbyacousie.

Perte :

	250	500	750	1k	1,5k	2k	3k	4k	6k	8k
OD	50	60	65	70	65	70	70	75	75	80
OG	10	20	25	30	20	15	25	35	40	40

Tableau 30 : Perte auditive en dB de Mme L

Type d'ACA pré test : CIC + vers Pure 5 Mi, a été appareillé en CIC sur OD en 2005 et en Micon depuis peu.

Méthodologie pré test : Nal NL2.

Type d'embout : Thermoteck avec des écouteurs S OG et M OD. L'aération sur OG est de 2 mm et fermée sur OD.

3 MI	Résultats	7 MI	Résultats
Rapport S/B	% (bonne réponse)	**Rapport S/B**	% (bonne réponse)
TPB OFF		**Directivité**	
-5	0	**-5**	0
0	5	**0**	25
5	45	**5**	70
10	50	**10**	70
Perf :	25%	**Perf :**	41.25%
TPB ON		**Direct + EDP**	
-5	0	**-5**	0
0	10	**0**	5
5	35	**5**	55
10	70	**10**	90
Perf :	28.75%	**Perf :**	37.5%
		Direct + TPB + EDP	
		-5	0
		0	10
		5	40
		10	50
		Perf :	25%

Tableau 31 : Performance (en %) en fonction de différents rapport S/B (en dB) de Mme L

Une nouvelle fois, le TPB parait peu efficace, n'améliorant la compréhension que de 4%. Nous observons même dans les tests vocaux avec le 7Mi, une diminution lors de l'activation des réducteurs de bruits, passant de 41% avec la directivité seule à 38% avec l'EDP et 25% avec les 2 algorithmes.

Mme R, 63ans

Anamnèse : L'ancienneté de sa perte auditive remonte à environ 10 ans. Un facteur héréditaire pourrait en être la cause.

Type de perte : Presbyacousie.

Perte :

	250	500	750	1k	1,5k	2k	3k	4k	6k	8k
OD	20	25	25	30	40	50	55	60	70	85
OG	25	20	25	30	40	55	55	60	65	65

Tableau 32 : Perte auditive de Mme R

Type d'ACA pré test : Pure 5 MI OD et OG, depuis 3 mois.

Méthodologie pré test : Micon Fit.

Type d'embout : Micro-embout aération 2.5 mm puis dôme ouvert.

3 MI	Résultats	7 MI	Résultats
Rapport S/B	% (bonne réponse)	**Rapport S/B**	% (bonne réponse)
TPB OFF		**Directivité**	
-5	30	**-5**	35
0	80	**0**	50
5	75	**5**	80
10	85	**10**	95
Perf :	67.5%	**Perf :**	65%
TPB ON		**Direct + EDP**	
-5	30	**-5**	50
0	55	**0**	75
5	75	**5**	100
10	90	**10**	90
Perf :	62.5%	**Perf :**	78.75%
		Direct + TPB + EDP	
		-5	25
		0	50
		5	80
		10	80
		Perf :	58.75%

Tableau 33 : Performance (en %) en fonction de différents rapport S/B (en dB) de Mme R

Pour ce patient, le TPB ne procure aucun avantage puisqu'il génère une baisse de compréhension d'environ 5 dB pour l'appareil 3Mi. La prothèse Pure Micon avec la directivité enclenchée donne 65% d'intelligibilité. En activant le débruiteur nouvelle génération, nous atteignons 79% soit un apport de près de 15%. Néanmoins, comme pour beaucoup de sujets, les 2 débruiteurs n'apportent que des inconvénients passant de 79% à 59% lorsque nous activons, en plus de l'EDP, le TPB.

M R, 83ans

Anamnèse : M R a été durant l'armée pilote de bombardier où il a subi des barotraumatismes.

Type de perte : Plate.

Perte :

	250	500	750	1k	1,5k	2k	3k	4k	6k	8k
OD	75	80	85	85	85	80	85	85		
OG	80	80	85	85	85	85	85	85	85	85

Tableau 34 : Perte auditive de M R

Type d'ACA pré test : CIC, puis Fusion RITE Dream, depuis CIC 2000 et 2010 Fusion.

Méthodologie pré test : Sensogramme et Micon Fit pour les tests du protocole clinique.

Type d'embout : Canule aération 1 mm

3 MI	Résultats	7 MI	Résultats
Rapport S/B	% (bonne réponse)	**Rapport S/B**	% (bonne réponse)
TPB OFF		**Directivité**	
-5	0	**-5**	0
0	0	**0**	0
5	25	**5**	60
10	40	**10**	60
Perf :	16.25%	**Perf :**	30%
TPB ON		**Direct + EDP**	
-5	0	**-5**	0
0	0	**0**	10
5	0	**5**	40
10	30	**10**	50
Perf :	7.5%	**Perf :**	25%
		Direct + TPB + EDP	
		-5	0
		0	10
		5	35
		10	45
		Perf :	22.5%

Tableau 35 : Performance (en %) en fonction de différents rapport S/B (en dB) de M R

Pour notre dernier patient, les 2 débruiteurs ne sont pas efficaces et font même chuter nos scores d'intelligibilité. En effet, nous passons de 16% à 8% lors de l'activation de l'algorithme TPB avec l'appareil 3Mi. Il en est de même pour les tests avec le 7Mi, avec une perte de 5% avec l'activation de l'EDP et de 3 % supplémentaires lorsque les 3 traitements sont activés.

- **Résultats croisés :**

Après avoir fait l'analyse de chaque résultat de compréhension de nos 12 patients, nous avons décidé de présenter les résultats sur un même graphique. Les résultats individuels n'allant pas tous strictement dans le même sens, cette présentation pourrait nous donner des indications complémentaires :

3Mi		7Mi	
TPB OFF		Directivité	
Eff :	34 %	Eff :	35 %
Eff :	49 %	Eff :	53 %
Eff :	46 %	Eff :	59 %
Eff :	33 %	Eff :	43 %
Eff :	39 %	Eff :	41 %
Eff :	49 %	Eff :	55 %
Eff :	31 %	Eff :	44 %
Eff :	39 %	Eff :	44 %
Eff :	38 %	Eff :	43 %
Eff :	25 %	Eff :	41 %
Eff :	68 %	Eff :	65 %
Eff :	16 %	Eff :	30 %
Total	39 %	Total	46 %
TPB ON		Direct + EDP	
Eff :	25 %	Eff :	24 %
Eff :	54 %	Eff :	71 %
Eff :	45 %	Eff :	65 %
Eff :	30 %	Eff :	44 %
Eff :	49 %	Eff :	51 %
Eff :	49 %	Eff :	59 %
Eff :	18 %	Eff :	31 %
Eff :	38 %	Eff :	43 %
Eff :	43 %	Eff :	45 %
Eff :	29 %	Eff :	38 %
Eff :	63 %	Eff :	79 %
Eff :	8 %	Eff :	25 %
Total	37 %	Total	48 %
		Direct+TPB+EDP	
		Eff :	36 %
		Eff :	56 %
		Eff :	49 %
		Eff :	40 %
		Eff :	58 %
		Eff :	50 %
		Eff :	36 %
		Eff :	31 %
		Eff :	48 %
		Eff :	25 %
		Eff :	59 %
		Eff :	23 %
		Total	43 %

Tableau 36 : Performance (en %) en fonction de différents rapport S/B (en dB) pour l'ensemble des patients

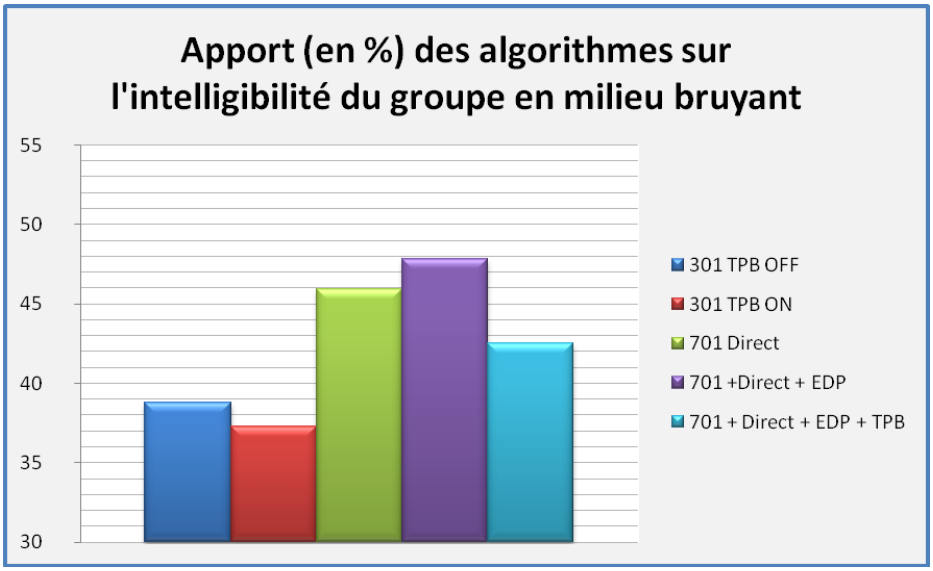


Figure 50 : Apport des algorithmes pour les 3Mi et 7Mi grâce aux 2 réducteurs de bruit

Le diagramme 50 représente les résultats moyens pour les 12 patients testés. Nous pouvons remarquer que les résultats sont moins bons avec les appareils Pure 3Mi. Nous pouvons émettre l'hypothèse que le TPB n'apporte pas d'indice sur la compréhension car les résultats sont similaires avec une performance moyenne de 39% et 37%.
Lors de la montée en gamme et de l'enclenchement de la directivité, nous observons une meilleure intelligibilité avec une élévation d'environ 10% pour atteindre 46%. Un fois l'EDP activé, un faible apport d'environ 2% est constaté.
Enfin, après avoir activé l'algorithme microphonique et l'Emergence Directionnelle de la Parole, nous avons programmé le Traitement de la Parole et du Bruit. Il en résulte une baisse moyenne d'intelligibilité passant de 46% à 42%.

- **Discussion**

Dans cette toute dernière partie, il est nécessaire d'exposer les limites du protocole clinique afin de nuancer les résultats.

Nous avons essayé dans la mesure du possible de réunir un groupe le plus homogène possible. L'idéal aurait été d'avoir au moins 30 personnes ayant une perte symétrique bilatérale type presbyacousie, ayant le même âge et une accoutumance importante afin de pouvoir réaliser des statistiques fiables, et d'éviter des différences trop importantes liées à l'âge.

D’autre part, nous avons essayé de regrouper le maximum de patients sur 2 centres et avons réalisé les tests dans 2 cabines différentes. Même si la configuration, des hauts parleurs étaient identiques, les caractéristiques du local étaient quelque peu différentes. En effet, l’auditorium de Bordeaux où nous avons effectué une partie des tests a un temps de réverbération plus important.

De plus, les patients avaient tous une durée de port avec des technologies Siemens relativement faible influant sur l’habituation à une certaine amplification et aux algorithmes. Les contraintes d’aération d’embouts peuvent aussi faire évoluer les résultats.

Puis, nous avons dû adapter pour nos mesures cliniques 2 appareils, le 3Mi et le 7Mi, alors que les patients étaient habitués dans la plupart des cas au 501. Les réglages de gain étaient dans la mesure du possible identiques entre ces 2 appareils, même si nous ne pouvons assurer des réglages au décibels près. De plus, les patients n’ont pas pu avoir une accoutumance suffisante à l’EDP présent uniquement sur la gamme 7Mi. Accoutumance qui aurait pu permettre de meilleures performances dans le bruit. Nous aurions pu aussi effectuer une série de mesures supplémentaires. En effet, dans notre étude clinique, nous aurions pu mesurer l’impact de la directivité sur l’appareil 3Mi, l’apport du TPB seul pour le 7Mi ou même pour le 5Mi. Toutefois, nous ne pouvions nous permettre de convoquer plusieurs fois les patients, car cela aurait pu alourdir les tests, sans prendre en compte le fait que nous étions limités aussi par le nombre de listes vocales féminines.

Conclusion

Le numérique et la possibilité de créer des algorithmes à la pointe sont apparus chez les fabricants d'audioprothèse en Mai 1996. Il nous parait important que les professionnels de l'audition au travers de protocoles techniques ou cliniques nuancent l'apport de ces algorithmes souvent présentés comme une solution idéale.

La technologie permet une souplesse et une efficacité d'adaptation non négligeables, cependant il existe des limites importantes dans la réhabilitation auditive. L'audioprothésiste se doit dans cette course au développement de faire la part entre innovation marketing et innovation technologique.

Nous avons essayé durant les trois protocoles techniques et l'analyse clinique d'évaluer l'apport de 2 traitements de réduction du bruit suivant deux axes : le nombre de canaux et le type de pertes auditives.

Nous avons pu mettre en avant que les débruiteurs seraient plus efficaces sur des sons dits « stables ou stationnaires » mais que l'impact était moins important pour des situations types cocktails party. Puis, en mesurant la baisse de gain, nous avons voulu déterminer pour quel type de perte et quel type de gamme, la réduction est la plus importante. Nous n'avons malheureusement pas pu mettre en évidence de différences notables. La réduction offre un confort au sujet présentant un déficit auditif, dans un milieu bruyant souvent perçu comme étant trop fort. Cependant, même si le confort auditif est un paramètre important pour les malentendants en milieu bruyant, la compréhension est d'autant plus recherchée. Nos mesures ont permis de montrer un apport de l'ordre de 2-3 dB de rapport signal sur bruit en moyenne, qui se traduit par quelques points d'intelligibilité supplémentaire. Nous avons pu voir par ailleurs que dans certains cas, les algorithmes étaient parfois néfastes dans la compréhension et doivent être activés lors de doléances spécifiques.

Dans la majorité des cas, nous avons pu remarquer que les deux débruiteurs n'étaient pas complémentaires que ce soit sur le plan quantitatif ou qualitatif. Nous conseillons donc de n'activer qu'un des 2 traitements.

Bibliographie

[1] Gallet P, Cours sur l'anatomie, D.E Audioprothèse 1ère année, Faculté de Pharmacie, Nancy 2010

[2] Site Internet : www.audition.fr/main3.htm

[3] Campo P., Cours d'anatomie et physiologie de l'oreille, D.E Audioprothèse 1ère année, Faculté de Pharmacie, Nancy 2010

[4] Site Internet : http://anat-physio-5p.skyrock.com/4.html

[5] Site Internet : http://www.cochlea.eu/oreille-generalites/oreille-externe

[6] Site Internet : http://www.techno-science.net/?onglet=news&news=2286

[7] Site Internet : http://www.vetopsy.fr/sens/audition/oreille-interne.php

[8] Site Internet : http://www.neuroreille.com

[9] Site Internet : http://www.cochlea.eu/cochlee/fonctionnement

[10] Alain Cheveigné, Structure du système auditif, octobre 2004

[11] Site Internet : http://www.restice.univ-montp2.fr/anlo/co/ANLO-P2-CH2.html

[12] Site Internet : https://eleves.ensc.fr

[13] Site Internet : http://assocaca.free.fr/archives/Cours/Psychoacoustique

[14] Site Internet : http://auriol.free.fr/psychosonique/Leipp/memoire-senecaut-pdf/ch1_Rappels.pdf

[15] Site Internet : http://www.mondegaetan.com

[16] Site Internet : http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs300/fr/

[17] Site Internet : http://biap.fr/

[18] Site Internet : http://www.cis-basse-normandie.fr/audition_niveaux.html

[19] Fillon T., Traitement Numérique du Signal Acoustique pour une Aide aux malentendants, 2004

[20] Simon C., Cours sur l'anatomie de l'oreille, D.E d'Audioprothèse 1ère année, Faculté de Pharmacie, Nancy 2010

[21] Toussaint B., Cours d'Audiologie, DE. D'Audioprothèse 2ème année, Faculté de Pharmacie, Nancy 2011

[22] Précis d'Audioprothèse Tome II : Le choix prothétique, Edition du Collège National d'Audioprothèse 2007

[23] Publication Phonak, Programmes de confort PiCS, 1994

[24] Debruille L. et Garnier S., Relation entre le niveau de la perte auditive neurosensorielle basse fréquence et l'intelligibilité de la parole. Rôle des informations acoustiques rapides, Paris 2006

[25] Fleuriot P., Garnier S., Lorenzi C., Les Cahier de l'Audition, volume 20 n°4, , « Effets d'une lésion cochléaire sur l'intelligibilité de la parole dans le bruit : Rôle des informations temporelles de structure fine », Aout 2007

[26] Site Internet : http://tropdebruit.be/texts/definition-du-bruit

[27] Site Internet : hsct2.free.fr/bruit.php

[28] Site Internet :http://www.uvp5.univ-paris5.fr/

[29] Korber C. et Mercier R., Compréhension dans le bruit : Spatial Sound 2.0 & Speech, Faculté de Pharmacie, Nancy 2011

[30} Site Internet : http://hal.archives-ouvertes.fr/docs/00/23/04/80/PDF/ajp-jphyscol199051C2176.pdf

[31] Lantin P., Cours audioprothèse, DE Audioprothèse 3ème année, Faculté de Pharmacie, Nancy 2013

[32] Publication Phonak, background story claro

[33] Publication Phonak, The Hearing Journal, Janvier 2010

[34] Publication Phonak, Speech in Wind, Octobre 2012

[35] Publication Phonak, Réducteur de bruit à haute résolution Claro, 2000

[36] Publication Oticon, livre blanc RISE, 2011

[37] Publication Starkey pro, Voice IQ améliorer la compréhension en milieu bruyant, Jason A. Galster, Ph. D. et Justyn Pisa, Au.D, 2010

[38] Publication Siemens, Essentiel fonctionnalités et traitement du signal Micon, 2013

Table des illustrations

Table des figures :

Figure 1 : Schéma de l'oreille [2] 4

Figure 2 : Schéma Oreille externe [4] 5

Figure 3 : Courbe de transfert Oreille externe et moyenne [5] 6

Figure 4 : Schéma Oreille moyenne [6] 7

Figure 5 : Schéma d'une coupe de cochléé et de l'organe de Corti [7] 8

Figure 7 : Tonotopie active et passive [9] 9

Figure 6 : Schéma représentant la tonotopie passive [8] 9

Figure 8 : Système auditif central [11] 10

Figure 9 : Seuil d'audibilité d'un signal en fonction de la largeur de bande d'un bruit masquant [13] 11

Figure 10 : Bandes critiques ou filtres du système auditif, *d'après Scharf en 1970* [14] 12

Figure 12 : Pattern d'excitation correspondant à une stimulation de 1000 Hz [16] 13

Figure 11 : Filtres auditifs à 1000 Hz pour des excitations de 20 dB à 90 dB SPL [15] 13

Figure 13 : Degrés de perte auditive [19] 14

Figure 14 : Impact d'une perte auditive sur les filtres auditifs, en haut filtre auditif d'un normo entendant centré sur le 1000 Hz et en bas celui d'un malentendant [22] 17

Figure 15 : Spectre vocal de la parole à long terme [23] 19

Figure 16 : Décomposition de la structure fine et de l'enveloppe par le transformé de Hilbert [24] .. 20

Figure 17 : Performances d'identifications correctes moyennes en % [25] 21

Figure 18 : Impact de l'algorithme SoundSmooting sur l'atténuation des bruits impulsionnels [27]... 25

Figure 19 : Impact de l'algorithme SoundRelax sur l'atténuation des bruits impulsionnels [28] 26

Figure 20 : Etude sur la satisfaction des sujets malentendant, *d'après Hearing Journal Janvier 2010* [29] 27

Figure 21 : Echange interaural dans le processus d'amélioration de l'intelligibilité en présence de vent [29] 28

Figure 22 : Schéma du processus de réduction du bruit par méthode d'atténuation spectrale à court terme [20] 30

Figure 23 : Comportement du réducteur de bruit Phonak sur 2 bandes de fréquence [21] 32

Figure 24 : Comportement du débruiteur Oticon [22] 33

Figure 25 : 2 spectres de parole, en bleu la parole amplifiée sans algorithme et en gris la parole amplifié avec le Voice IQ [23] 34

Figure 26 : Impact du débruiteur TPB sur le bruit, la parole+bruit et la parole. En rose le signal sans le traitement, et en bleu le signal avec TPB [24] 35

Figure 27 : Apport de l'EDP dans une situation bruyante [25] 36

Figure 28 : Vidéotoscopie 38

Figure 29 : Calibration tube 39

Figure 30 : Type de perte pour le préréglage 40

Figure 31 : Mise en place matériel 41

Figure 32 : Placement de la sonde dans l'embout 41

Figure 33 : Baisse de gain du stimulus "Brouhaha" provoquée par leTPB 42

Figure 34 : Résultats de la baisse de gain en fonction des stimulis 44

Figure 35 : Types de perte 47

Figure 36: Résultats pour la pente inverse 49

Figure 37 : Résultats pour la perte plate 51

Figure 38: Résultats pour la presbyacousie 53

Figure 39 : Configuration des hauts parleurs pour les tests avec le TPB 55

Figure 40 : Configuration pour les tests avec l'EDP 56

Figure 41 : Disposition des hauts parleurs et calibration avec le sonomètre 57

Figure 42 : Disposition de l'oreille en silicone et système d'acquisition Symphonie 57

Figure 43 : Programmation de la prothèse par le Nearcom 58

Figure 44 : Mesure en sortie d'aide auditive de la seconde liste d'intelligibilité de Lafon en présence de bruit type cocktail party 59

Figure 45 : Fragment du signal élevé au carré (en rouge le signal un mot seul, en bleu le signal du mot en présence de bruit) 59

Figure 46 : Processus d'inter-corrélation permettant l'indentification du mot dans la mesure 60

Figure 47 : Age moyen des 12 patients 70

Figure 48 : Audiogramme moyen des 12 patients 71

Figure 49 : Configuration du patient par rapport au haut parleur 71

Figure 50 : Apport des algorithmes pour les 3Mi et 7Mi grâce aux 2 réducteurs de bruit 87

Table des tableaux :

Tableau 1 : Effet de la perte auditive en fonction de son degré [19] 15

Tableau 2 : Diminution du gain (en dB) en fonction des fréquences pour 3 stimuli et 2 réducteurs ... 43

Tableau 3 : Résultats en décibels pour la pente inverse 48

Tableau 4 : Résultats en dB pour la perte plate 50

Tableau 5: Résultats en dB pour la presbyacousie 52

Tableau 6: Résultats en dB pour le TPB avec l'appareil 3Mi 61

Tableau 7 : Apport en dB du TPB pour le 3Mi 62

Tableau 8 : Résultats en dB du TPB pour le 5Mi 63

Tableau 9 : Apport en dB du TPB pour l'aide auditive 5Mi 63

Tableau 10 : Résultats en dB de l'EDP et du TPB pour le 7Mi 64

Tableau 11 : Apport en dB des 2 débruiteurs pour le 7Mi 65

Tableau 12 : Perte auditive en dB de Mme B 73

Tableau 13 : Performance (en %) en fonction de différents rapport S/B (en dB) de Mme B 73

Tableau 14 : Perte auditive en dB de M Ca 74

Tableau 15 : Performance (en %) en fonction de différents rapport S/B (en dB) de M Ca 75

Tableau 16 : Perte auditive en dB de M Cou 75

Tableau 17 : Performance (en %) en fonction de différents rapport S/B (en dB) de M Cou 76

Tableau 18 : Perte auditive en dB de M Cour 76

Tableau 19 : Performance (en %) en fonction de différents rapport S/B (en dB) de Mr Cour 77

Tableau 20 : Perte auditive en dB de M Di 77

Tableau 21 : Performance (en %) en fonction de différents rapport S/B (en dB) de M Di 78

Tableau 22 : Perte auditive en dB du Dr Do 78

Tableau 23 : Performance (en %) en fonction de différents rapport S/B (en dB) du Dr Do 79

Tableau 24 : Perte auditive en dB de M Du 80

Tableau 25 : Performance (en %) en fonction de différents rapport S/B (en dB) de M Du 80

Tableau 26 : Perte auditive en dB de M E 80

Tableau 27 : Performance (en %) en fonction de différents rapport S/B (en dB) de M E 81

Tableau 28 : Perte auditive en dB de M G 81

Tableau 29 : Performance (en %) en fonction de différents rapport S/B (en dB) de M G 82

Tableau 30 : Perte auditive en dB de Mme L 82

Tableau 31 : Performance (en %) en fonction de différents rapport S/B (en dB) de Mme L 83

Tableau 32 : Perte auditive de Mme R 83

Tableau 33 : Performance (en %) en fonction de différents rapport S/B (en dB) de Mme R 84

Tableau 34 : Perte auditive de M R 84

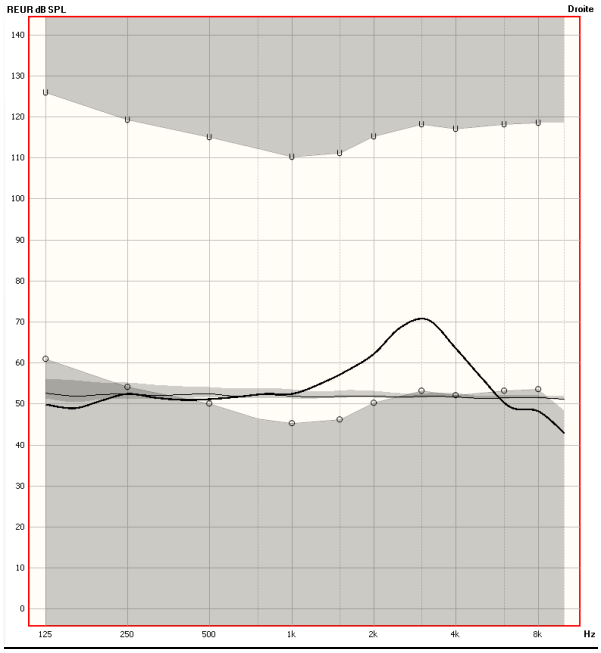
Tableau 35 : Performance (en %) en fonction de différents rapport S/B (en dB) de M R 85

Tableau 36 : Performance (en %) en fonction de différents rapport S/B (en dB) pour l'ensemble des patients 86

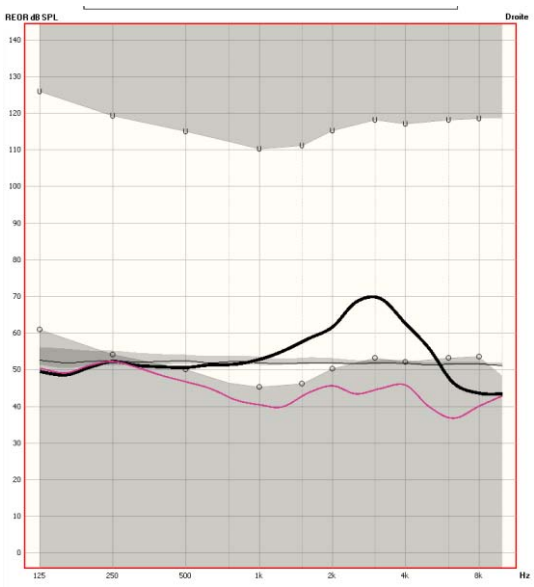
Annexes

Protocole technique n°1 :

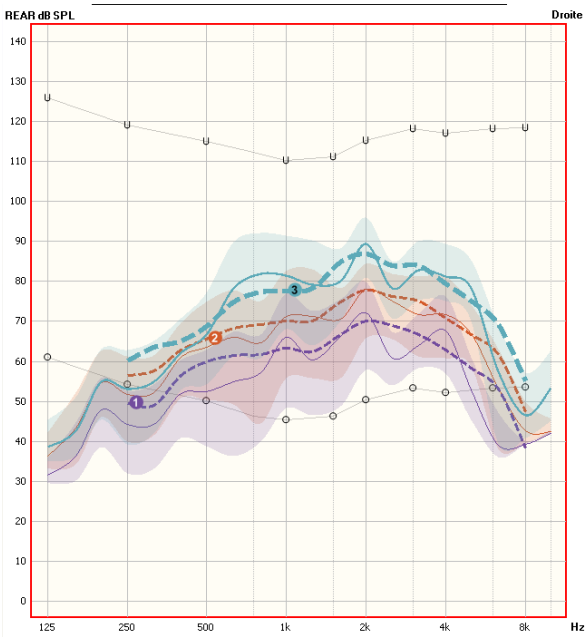
Courbe du gain naturelle de l'oreille :



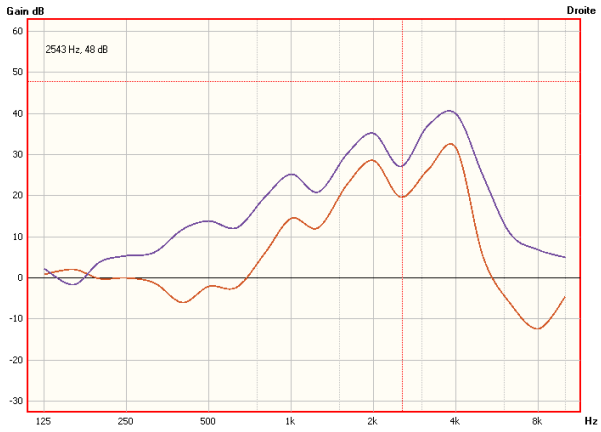
Courbe de l'oreille fermée :



Réglage In Vivo avec appareil Micon 7Mi :

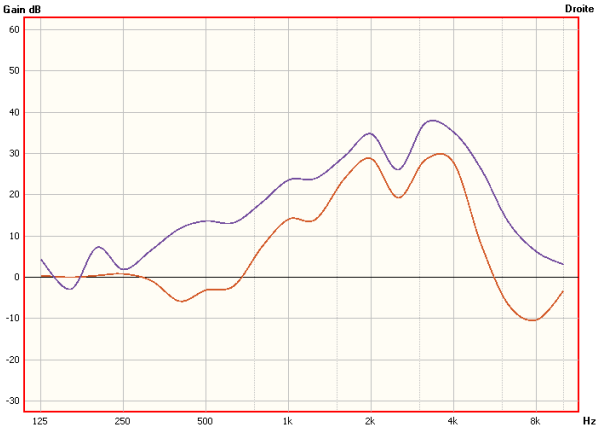


Résultat TPB bruit rose :



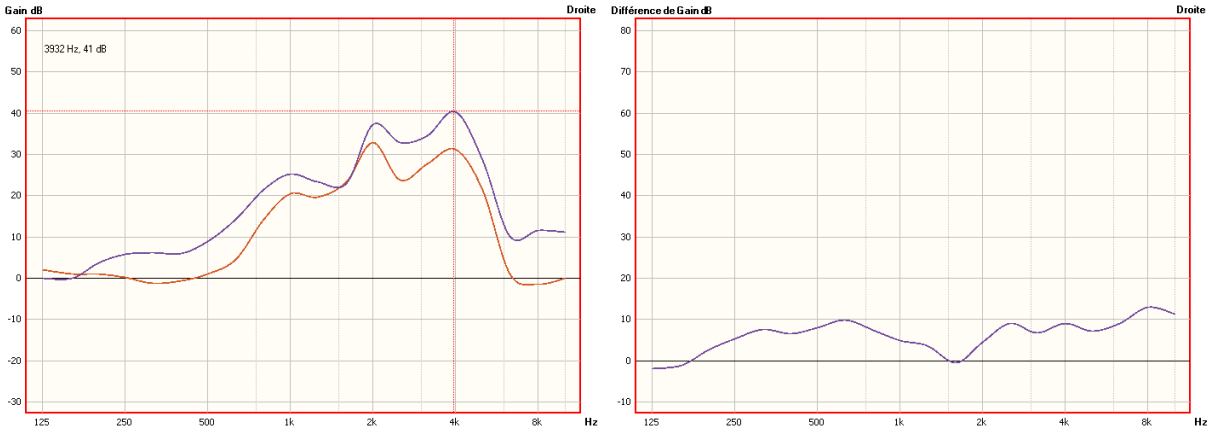


Résultat TPB bruit blanc :

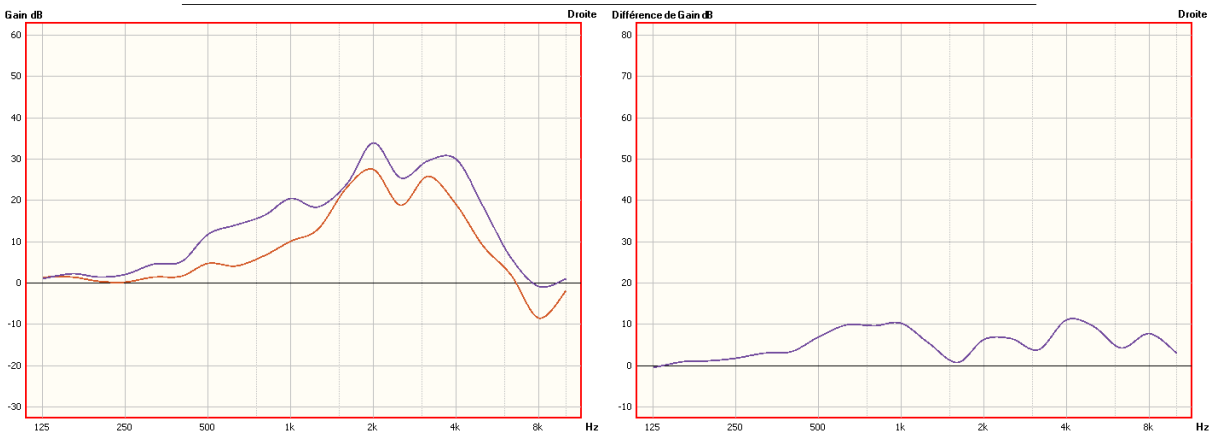




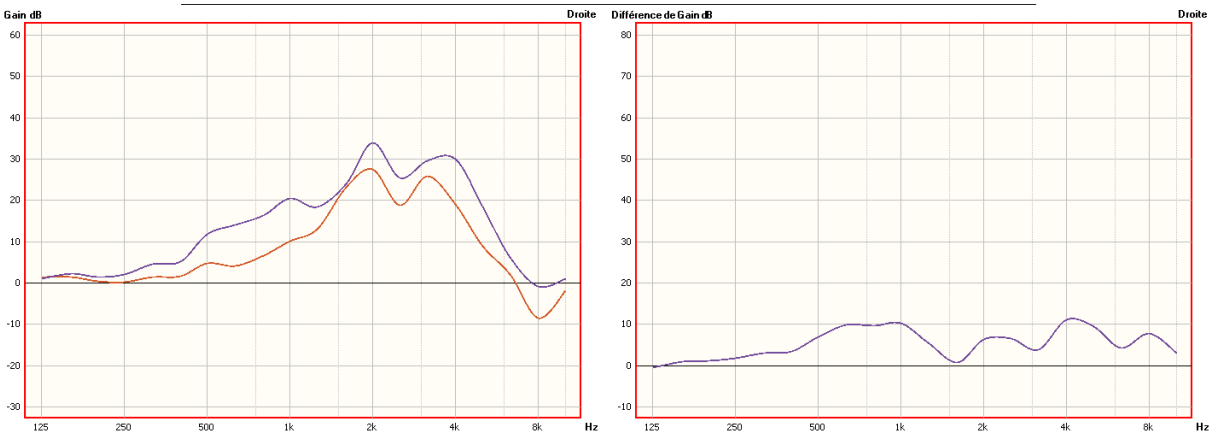
Résultat TPB Brouhaha :



Résultat EDP Brouhaha :



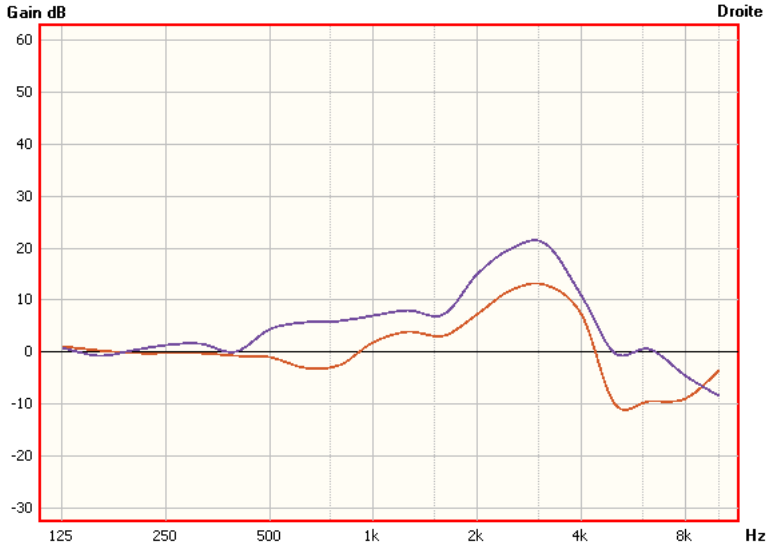
Résultat EDP + TPB Brouhaha



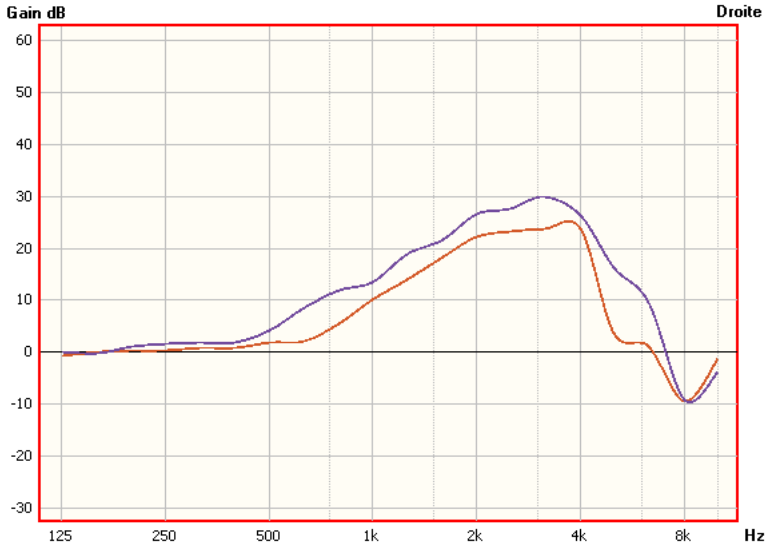
Protocole technique n°2 :

Mesure pour l'appareil 3Mi :

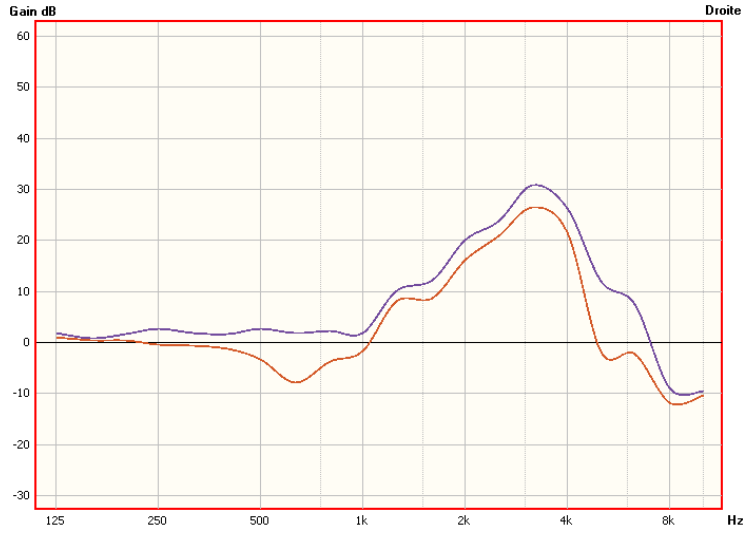
Perte Inverse :



Perte Plate :

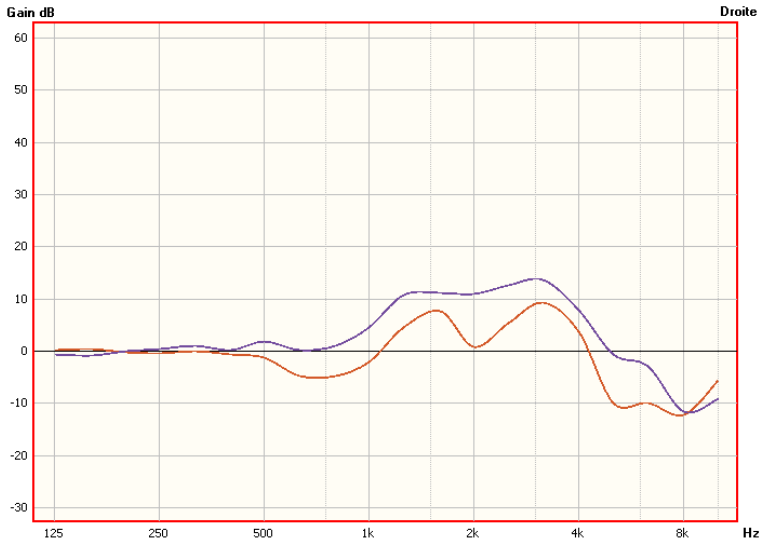


Perte Presbyacousie :

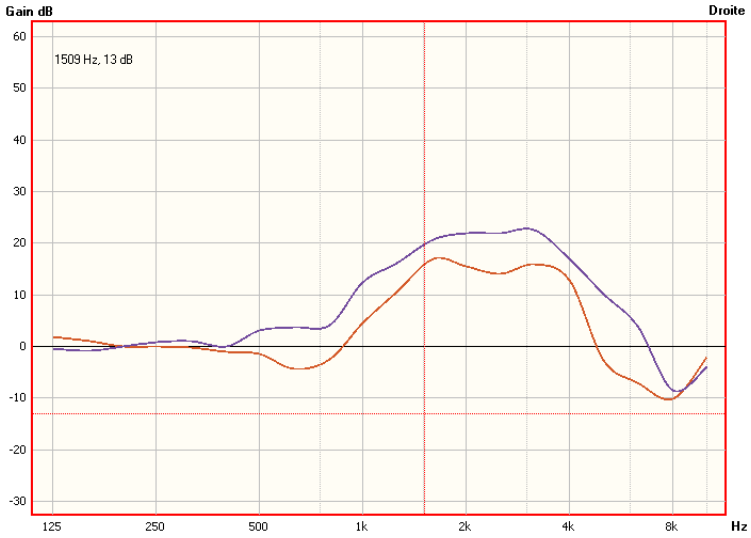


Mesure pour l’appareil 5Mi :

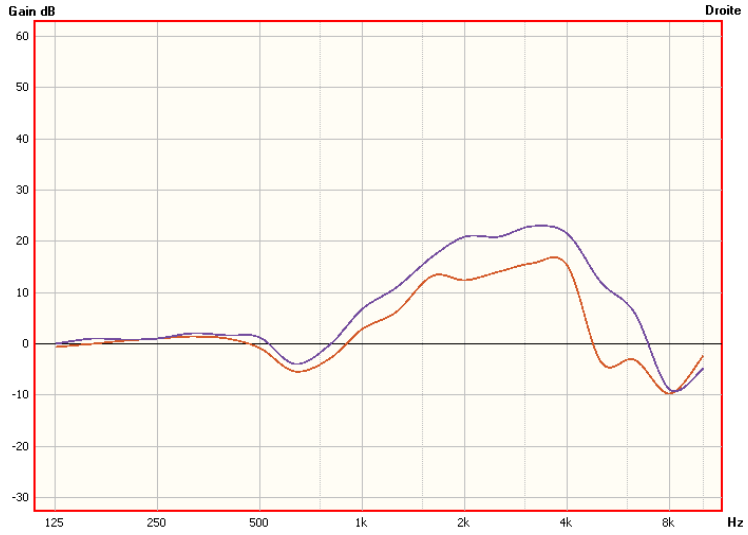
Perte inverse :



Perte Plate :



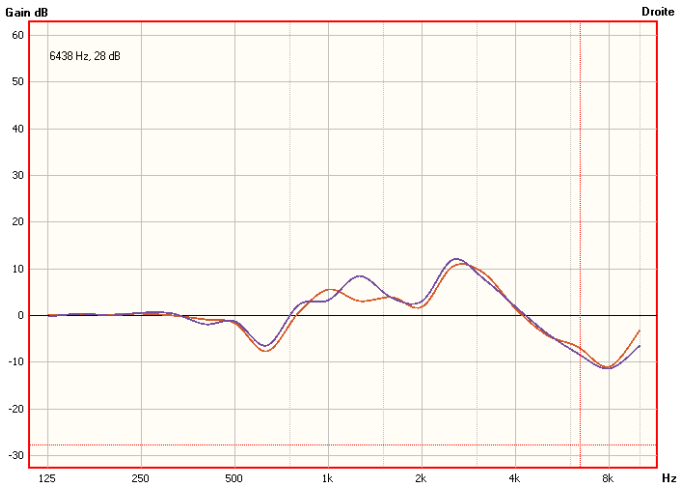
Perte Presbyacousie :



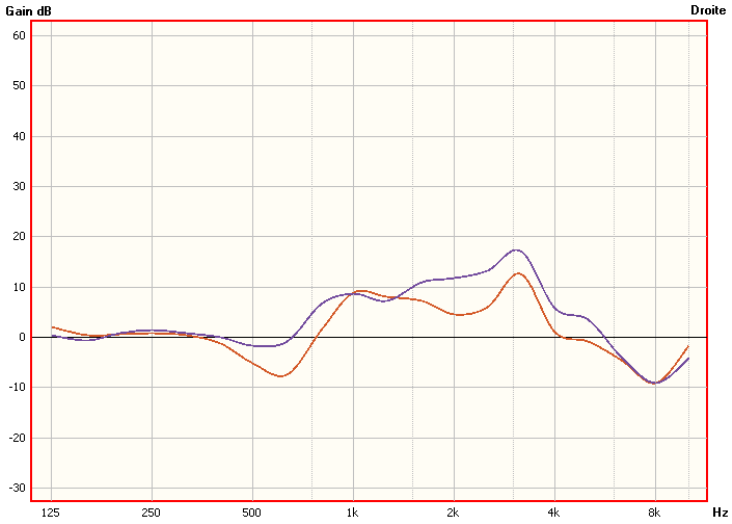
Mesure pour l’appareil 7Mi :

Perte Inverse :

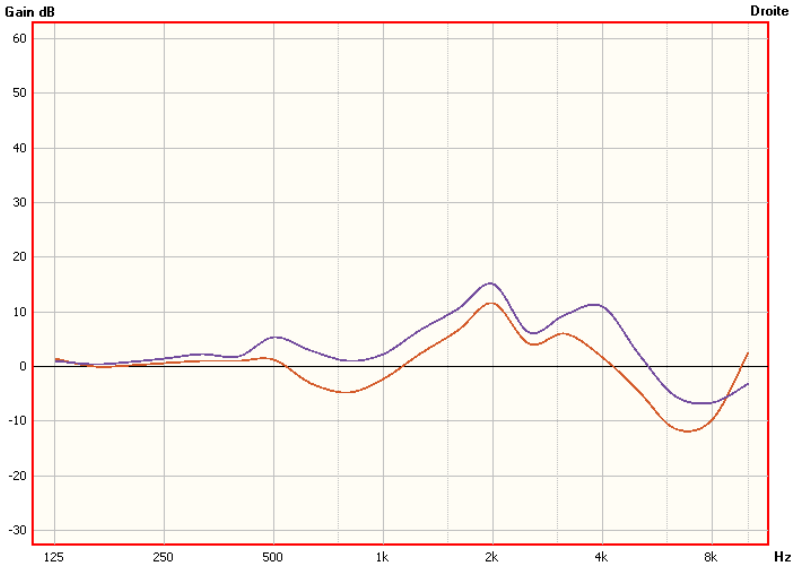
Directivité seule :



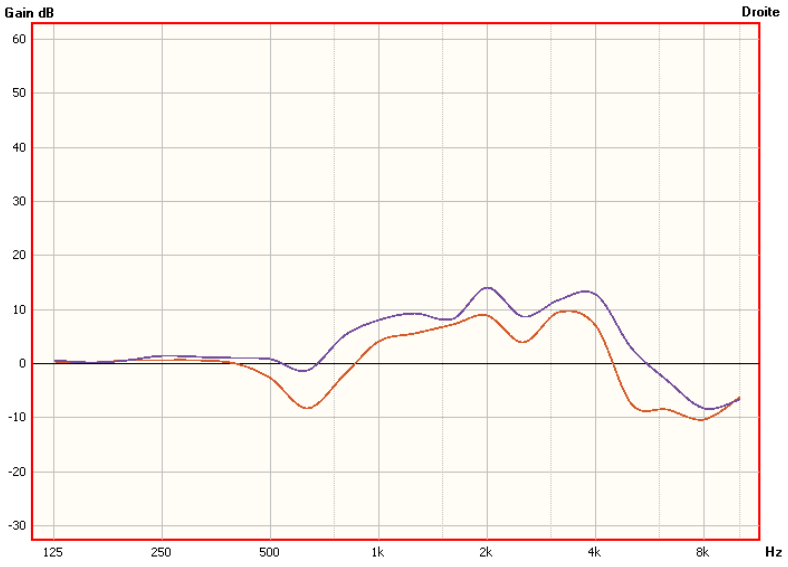
EDP :



TPB :

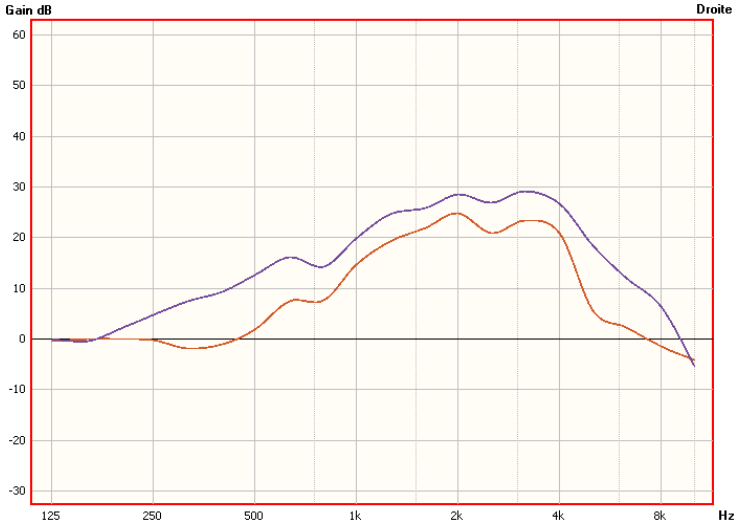

Gain dB
Droite
60
50
40
30
20
10
0
-10
-20
-30
125
250
500
1k
2k
4k
8k
Hz

TPB + EDP :

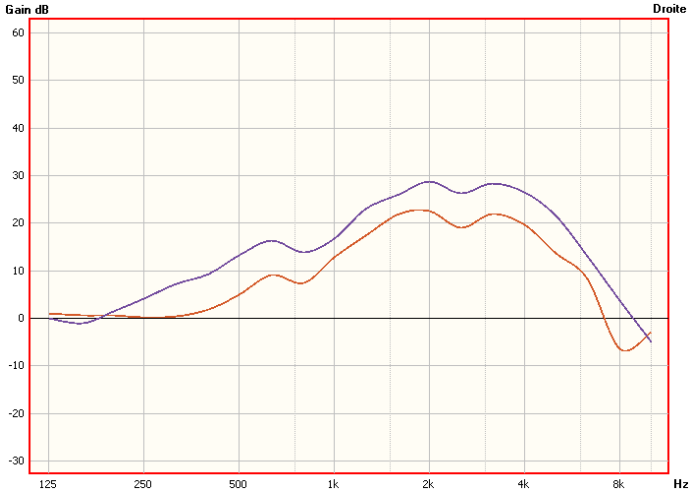

Gain dB
Droite
60
50
40
30
20
10
0
-10
-20
-30
125
250
500
1k
2k
4k
8k
Hz

Perte Plate :

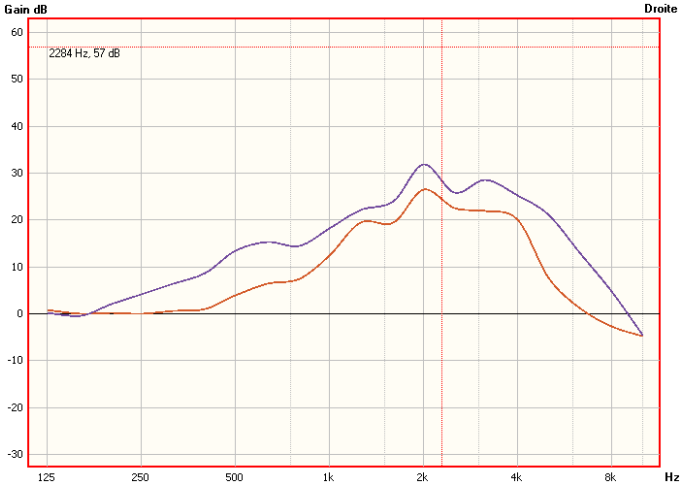
TPB :



EDP :

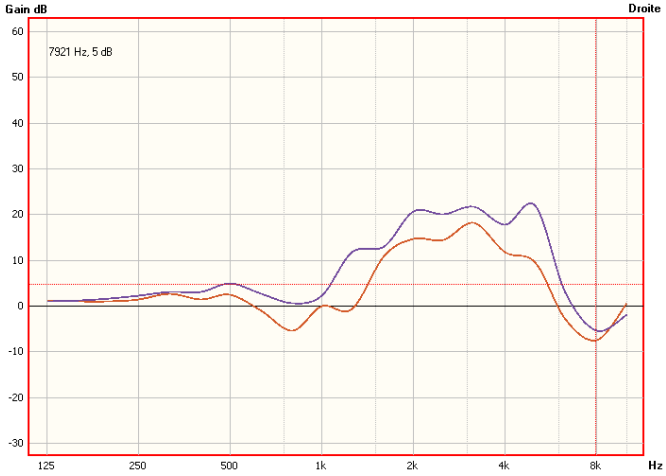


TPB + EDP :

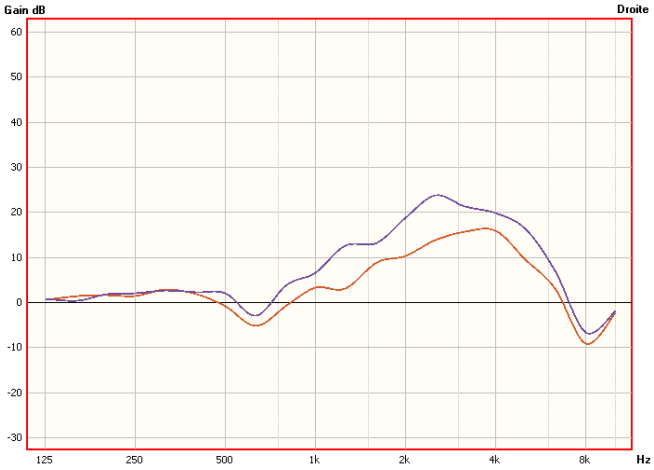


Perte Presbyacousie :

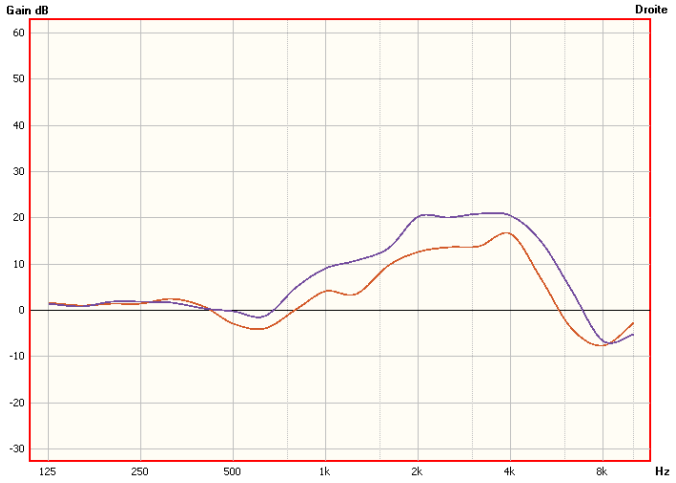
TPB :



EDP :



TPB + EDP :



Protocole Clinique :

Cabines de mesures (cabine de Libourne à gauche et auditorium de Bordeaux à droite) :





Chaine de mesure Affinity :



Encore une fois, je tenais à adresser tous mes remerciements à mon maitre de mémoire, Monsieur Bouchet Baptiste.

Veuillez, Monsieur Bouchet détenteur du D.E d'audioprothèse, apposer votre signature précédé de la mention « Lu et Approuvé ».