



**HAL**  
open science

# Comparaison de deux méthodologies de présélection NAL-NL2 et DSL-v5 et le réglage de l'audioprothésiste ; évaluation des distorsions phonétiques par l'A.T.E.C.

Sarah Rhoum

## ► To cite this version:

Sarah Rhoum. Comparaison de deux méthodologies de présélection NAL-NL2 et DSL-v5 et le réglage de l'audioprothésiste ; évaluation des distorsions phonétiques par l'A.T.E.C.. Médecine humaine et pathologie. 2015. hal-01825673

**HAL Id: hal-01825673**

**<https://hal.univ-lorraine.fr/hal-01825673>**

Submitted on 28 Jun 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](mailto: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.cfcopies.com/V2/leg/leg_droi.php)

<http://www.culture.gouv.fr/culture/infos-pratiques/droits/protection.htm>

Université de Lorraine

Faculté de Pharmacie

Comparaison de deux méthodologies de présélection  
NAL-NL2 et DSL-v5 et le réglage de l'audioprothésiste ;  
évaluation des distorsions phonétiques par l'A.T.E.C

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

RHOUM Sarah

Année 2015

# Remerciements

Je remercie d'abord M. Eric BIZAGUET pour ses enseignements, sa gentillesse et son envie de transmettre les valeurs fondamentales du métier. Il m'a beaucoup apporté durant ce stage et c'est en partie grâce ses pratiques du métier au quotidien qu'il m'a donné l'envie d'aborder cette étude.

Je remercie M. Arnaud COEZ pour sa disponibilité, sa patience et sa pédagogie dans l'élaboration de mon mémoire mais aussi durant mon stage. Je lui suis très reconnaissante d'avoir cru en mon choix de mémoire et pour toutes les références qu'il a pu me transmettre pour mener à bien cette étude.

Je remercie également les dix-sept patients qui ont pris de leur temps pour me permettre de réaliser cette étude.

Un grand merci à tous les professionnels du LCA qui m'ont beaucoup appris dans des domaines spécifiques du métier. Je suis particulièrement reconnaissante auprès de M. Yoan NAHAMANI pour avoir pris de son temps afin de me fournir certaines illustrations de logiciel nécessaire à l'élaboration du mémoire.

Je remercie M. Frédérick REMBAUD et M. Jehan GUTLEBEN pour leur participation.

M. Franck Lefèvre m'a transmis son savoir sur le logiciel A.T.E.C et M. Mikael Menard pour ses informations sur le traitement du signal, je les remercie pour m'avoir fourni les explications et les supports se rapportant à mon étude.

Je souhaite remercier Mme. Pascale FRIAND pour ses enseignements et les documents fournis qui m'ont permis d'amorcer au mieux mon mémoire.

Enfin, je remercie du fond du coeur M. Joël DUCOURNEAU sans qui ces trois années d'études n'auraient jamais été aussi merveilleuses et passionnantes. Je lui suis sincèrement reconnaissante pour son envie de transmettre sa passion, sa compréhension et sa disponibilité.

Je voudrais également remercier M. Sylvie GRIFFOND pour sa gentillesse et son organisation me permettant ainsi d'avoir une bonne coordination dans mes études.

Ainsi que, les enseignants et intervenant qui m'ont appris leurs méthodes, leurs applications et le progrès dans le métier de l'audioprothèse.

Et enfin, je remercie ma famille pour leur soutien le long de ces trois années d'étude.



# Table des matières

INTRODUCTION .....	1
<b>I. ETUDE THEORIQUE .....</b>	<b>2</b>
1. LES METHODES DE PRESELECTION .....	3
1. L'origine des méthodes de présélection .....	3
2. La méthodologie NAL .....	5
3. La méthode DSL .....	11
2. LA PRESBYACOUSIE .....	19
1. Rappels sur la cochlée .....	19
2. Conséquences audiolinguistiques et audiométriques .....	21
4. Sélectivité et codage temporel.....	24
3. LA METHODOLOGIE SIEMENS VS REGLAGE DE L'AUDIOPROTHESISTE .....	25
1. Naissance du principe de pré réglage .....	25
2. Le pré réglage : établissement de la base du réglage .....	26
3. Le pré réglage selon Siemens .....	36
4. Le pré réglage d'après l'audioprothésiste .....	39
4. LA PAROLE ET SON IDENTIFICATION .....	44
1. Phonétique et confusions .....	44
2. L'information temporelle de la parole .....	46
3. Perception de la structure fine et démasquage dans le bruit.....	49
5. MESURE DE L'EFFICACITE PROTHETIQUE : LE LOGICIEL ATEC .....	53
1. L'ATEC : Le répertoire d'enveloppes temporelles .....	53
2. Le test syllabique .....	54
3. Les indices temporels retenus .....	56
4. Intégration du test à l'A.T.E.C .....	58
<b>II. ETUDE EXPERIMENTALE .....</b>	<b>62</b>
1. OBJECTIFS .....	
2. MATERIEL ET METHODES .....	64
1. Les patients.....	64
2. Matériel audiométrique .....	65
3. Les réglages.....	65
4. Les tests .....	67
5. Analyse statistique .....	71
3. RESULTATS.....	72
2. Résultats fonctionnels .....	76
3. L'efficacité prothétique selon les méthodes utilisées .....	82
4. Sondage EPU 2015.....	93
5. Questionnaire d'évaluation subjective.....	94
4. DISCUSSION.....	96
1. Résultats fonctionnels .....	96
2. Les constantes de réglages .....	98
3. Les paramètres de l'enveloppe temporelle.....	101
4. Efficacité subjective : Confort du patient.....	104
5. CONCLUSION.....	105

# Liste des abréviations

UCL : Seuil d'inconfort

MCL : Seuil de confort

DP : Directionnalité pré réglage / ou mettre DA pour adaptative

O : Omnidirectionnel

RAUD : réglage de l'audioprothésiste

NAL-NL2 : pré réglage Siemens avec la méthodologie NAL-NL2

DSL-v5 : pré réglage Siemens avec la méthodologie DSL-v5

MIV : Mesure In-Vivo

EDP : Emergence Directionnelle de la Parole

TVP : Traitement Vocal Privilégié

G2cc : Gain au coupleur 2cc

GIV : Gain in-vivo

# Introduction

D'après la loi n°67-4 du 3 janvier 1967, « *l'appareillage comprend le choix, l'adaptation, la délivrance, le contrôle de l'efficacité immédiate et permanente de la prothèse auditive et l'éducation prothétique du déficient de l'ouïe appareillé* ».

En s'appuyant sur des méthodes calculées, la notion de base d'amplification au cours de « l'adaptation » fut élaborée. Le but étant de fournir une estimation de l'efficacité future de la prothèse pour l'utilisateur.

Depuis le passage de l'analogique au numérique en 1985, le pré réglage dans la correction auditive prit sa place.

Pourtant, au fur et à mesure de l'évolution de ces méthodes, et du développement des pré réglages automatisés, le calcul mathématique semble devenir le dernier maillon du pré réglage alors qu'il devrait être à la base qu'une étape vers un pré-choix de l'amplification.

L'audioprothésiste possède de nombreuses méthodes, des qualités humaines indispensables et des outils de plus en plus performants (in-vivo, le traitement du signal, les avancées scientifiques etc...)

Ce mémoire est une étude comparative des performances de trois pré réglages : celui préconisé par le fabricant Siemens selon les méthodologies NAL-NL2 et DSL-v5 et le pré réglage effectué par des audioprothésistes du LCA Bizaguet et d'autres faisant partie du groupe Dyapason. L'objectif est de mesurer et d'analyser les distorsions phonétiques engendrées en fonction des pré réglages étudiés dans le cadre d'une population de presbycousique.

Au travers de cette étude nous avons souhaité mettre en valeur la pluridisciplinarité du métier tout en gardant à l'idée que le travail de l'audioprothésiste ne devrait jamais être négligé face à toutes les avancées technologiques apportées au travers des aides auditives.

Nous parlerons dans une première partie de l'historique des méthodologies NAL-NL2 et DSL-v5 et ce qui marqua leur évolution. Puis nous expliquerons la presbycousie et les impacts qu'elle engendre sur l'enveloppe temporelle de la parole. Nous expliquerons ensuite le pré réglage fabricants et celui de l'audioprothésiste. Enfin, nous développerons comment la surdité impacte l'identification de la parole afin de pouvoir mesurer l'efficacité prothétique au travers du logiciel A.T.E.C (Audiological Temporal Envelopes Comparison)

# ETUDE THEORIQUE

1. LES METHODES DE PRESELECTION .....	3
1. <i>L'origine des méthodes de présélection</i> .....	3
2. <i>La méthodologie NAL</i> .....	5
3. <i>La méthode DSL</i> .....	11
2. LA PRESBYACOUSIE .....	19
1. <i>Rappels sur la cochlée</i> .....	19
2. <i>Conséquences audiolinguistiques et audiométriques</i> .....	21
4. <i>Sélectivité et codage temporel</i> .....	24
3. LA METHODOLOGIE SIEMENS VS REGLAGE DE L'AUDIOPROTHESISTE .....	25
1. <i>Naissance du principe de pré réglage</i> .....	25
2. <i>Le pré réglage : établissement de la base du réglage</i> .....	26
3. <i>Le pré réglage selon Siemens</i> .....	36
4. <i>Le pré réglage d'après l'audioprothésiste</i> .....	39
4.. LA PAROLE ET SON IDENTIFICATION .....	44
1. <i>Phonétique et confusions</i> .....	44
2. <i>L'information temporelle de la parole</i> .....	46
3. <i>Perception de la structure fine et démasquage dans le bruit</i> .....	49
5. MESURE DE L'EFFICACITE PROTHETIQUE : LE LOGICIEL ATEC .....	53
1. <i>L'ATEC : Le répertoire d'enveloppes temporelles</i> .....	53
2. <i>Le test syllabique</i> .....	54
3. <i>Les indices temporels retenus]</i> .....	56
4. <i>Intégration du test à l'A.T.E.C</i> .....	58

# 1.

## Les méthodes de présélection

### 1. L'origine des méthodes de présélection

#### 1.1 Introduction

Dans les années 1930, l'analogique constituait le principal traitement du signal au travers des aides auditives. A cette époque, les appareils auditifs n'appliquaient qu'une amplification linéaire et étaient munis d'un potentiomètre comme réglage du volume. Les technologies n'étaient effectivement pas poussées dans les débuts et par conséquent les possibilités de réglages restaient réduites (filtre dans les coudes de sortie, système VTC, démultiplicateur de potentiomètre, peak clipping etc..)

L'expérience d'appareillage et l'écoute du patient par rapport à son ressenti constituaient ce que l'on appelle « l'empirisme contrôlé » et était l'unique fil conducteur du réglage. (X. Renard, 1983) [1]

Les premiers travaux par les pionniers de la correction auditive tels que Balbi ou West visaient déjà à établir des cibles pour une correction idéale du patient. Ils mirent en place l'association de composants d'un appareil auditif à travers des amplificateurs de table plus communément appelé simulateur d'aide auditive. Ceux-ci avaient pour but d'appliquer une ébauche de correction idéale au patient.

L'audioscope en 1937 par exemple, fut le premier simulateur d'aide auditive permettant 280 combinaisons d'amplifications [2] et plus tard avec l'évolution des sciences et technologies, les divers coupleurs sont nés : en 1970 Zwislocki, 1976 le Kémar.

La correction auditive et le besoin de mettre en place des méthodes d'adaptation d'un gain théorique idéal de départ se faisaient de plus en plus sentir. Tous avaient l'ultime conviction que des structures électroacoustiques



différentes étaient nécessaires à des individus différents et qu'un maillon rationnel existait entre les caractéristiques audiolinguistiques et électroacoustiques. **Figure 1 Sonotone de Russell [3]**

## 1.2 Premiers courants, ébauche de méthodes

Ces réflexions ont donné naissance à trois grands courants dans l'histoire de la correction auditive. En 1935, Balbi décréta que le gain théorique idéal de départ comme étant la médiane entre le seuil d'audition et le seuil d'inconfort au casque.

5 ans plus tard, d'autres avis concernant l'obtention de seuil ou de gain idéal commencent doucement à émerger. Watson-Knussen affirmait l'impossibilité de déterminer mathématiquement le seuil de confort (MCL) et qu'il était nécessaire de faire appel au ressenti du patient. En 1944, Lybarger estime le gain théorique idéal comme étant la demi-perte tonale au seuil associée de certains correctifs dans les basses fréquences. [4]

Suite aux différentes théories et cibles de correction auditive, les méthodes de pré-sélection apparaissaient progressivement comme une étape logique dans la procédure d'appareillage.

En effet, avec l'apparition des systèmes de mesures du gain d'insertion et l'intérêt grandissant pour les procédures d'appareillage assisté par ordinateur, l'attention portée sur ces méthodes s'est véritablement développée. Les appareils de mesure de gain d'insertion ont ouvert par la suite la voie au contrôle rapide des résultats de l'adaptation prothétique. Au fil des années, des corrections furent apportées selon la bande de fréquence considérée, la pente de la courbe ou le degré de surdité, le but étant d'utiliser ces méthodes pour prédire le gain utile, fonctionnel tant pour les niveaux faibles d'entrée que confortable tout en préservant les niveaux d'entrée élevés.

## 1.3 Les méthodes liminaires

En se basant sur les seuils de l'audiométrie tonale, ces méthodes conçoivent l'idée d'un transfert de la parole dans une zone de confort théorique.

Elles se développent selon qu'elles soient prospectives ou rétrospectives. Les méthodes prospectives sont établies à partir de calculs mathématiques amenant à la correction idéale sans pondération des bandes de fréquences. En revanche, ce sont le résultat de moyennes d'études statistiques par rapport à la satisfaction des patients qui permettent de développer les méthodes rétrospectives.

Il est possible aussi de les classer par méthode de calcul par soustraction par quotient (1/3 de gain, 2/3 de gain etc..).

A partir de quelles références ces auteurs ont pu dégager des méthodes par quotient ? Pourquoi finalement appliquer un gain inférieur à celui de la perte ?

En réalité, il est dit que les auteurs ayant conçu ces quotients se sont rappelés les règles de calculs empiriques que les premiers prothésistes appliquaient lors de la 1<sup>ère</sup> Guerre Mondiale. En effet, pour restaurer un équilibre lors de la perte d'un membre, il était nécessaire que la longueur de la prothèse soit sous-correcte auquel cas la personne handicapée se déplaçait avec une claudication.

C'est en s'inspirant de ces techniques que les auteurs ont remarqué que le gain idéal à apporter pour corriger une surdité devait être inférieur à la perte. (E.Hans, 2015) [5]

## 1.4 Les méthodes supraliminales

Ces méthodes prennent en considération plusieurs seuils dans le calcul du gain prothétique à adopter ; elles se révèlent donc plus adéquates au profil audiométrique du patient.

Les méthodes supraliminales s'appuient sur les seuils d'audition, de confort et inévitablement sur les seuils d'inconfort.

De nombreuses méthodes voient le jour, par exemple le pré réglage de Xavier Renard consistant à définir le gain à partir de la comparaison de la Médiane Théorique de la Dynamique (MTD) du malentendant avec celle du normo-entendant. Le Her donne aussi sa définition du gain idéal par la méthode CTM comme beaucoup d'autres.

Toutes ces méthodes font évoluer le monde de l'audioprothèse et la prise en charge du malentendant avec la mise en place d'un point de départ dans le choix prothétique.

## 2. La méthodologie NAL

A l'heure où l'aire de l'analogique régnait sur le domaine de l'électronique, la méthode NAL fut développée en Australie au sein du National Acoustic Laboratories (NAL) par Byrne et Tonisson en 1976.

Cette méthode devait être scientifiquement solide et cliniquement possible pour aider les praticiens dans le processus de réglage de l'aide auditive. La méthode NAL est liminaire : le calcul du gain requit nécessairement la connaissance des seuils d'audition du malentendant.

La règle du demi-gain était préconisée comme gain d'insertion pour la correction auditive. Un coefficient de base de 0,31 était multiplié au seuil d'audition et le résultat obtenu était appliqué d'une correction variable selon la fréquence.

Ainsi le gain préconisé correspond à une règle proche de celle du demi-gain à laquelle il était ajouté un tiers de la pente de la courbe (ce correctif ajouté a pour but de réduire l'impact de l'amplification des hautes fréquences). [6]

Néanmoins, cette méthode liminaire possède à l'origine des objectifs à tendance supraliminales car elle se veut pouvoir équilibrer l'énergie de la parole à long terme dans toutes les bandes de fréquence.

Cependant cette méthode atteignait certaines limites comme les surdités plus importantes alors qu'elle était préconisée au départ pour les pertes moyennes et sévères, l'équilibre de l'amplification sur la bande fréquentielle entre autre.

### 2.1 NAL-NLR

En 1986, Byrne et Dillon la revisitèrent afin de prendre en compte plus de paramètres.

Leurs études montraient qu'à partir de la mesure du seuil de confort et en tenant compte de la balance de sensation d'intensité entre les zones de fréquences médianes et aigües, le gain prescrit dans les fréquences graves s'avéraient être insuffisant.

Ainsi, la nouvelle méthode considérait la pente de la courbe audiométrique entre les différentes fréquences de manière à corréliser cette pente psychoacoustique à la pente d'atténuation de la courbe de réponse de l'aide auditive.

Ils soumettent alors une prescription de correction égale à 31% de la perte à une fréquence considérée plus 5% à 500Hz 1 et 2kHz ce qui réduit la pente d'atténuation pour des surdités en pente de ski par exemple. Pour une perte audiométrique tonale plate, la différence de gain préconisé entre les deux méthodes est moindre. [7]

Cette nouvelle méthode permettait ainsi d'obtenir un certain équilibre afin que les bandes fréquentielles de la parole soient perçues au même niveau d'intensité.

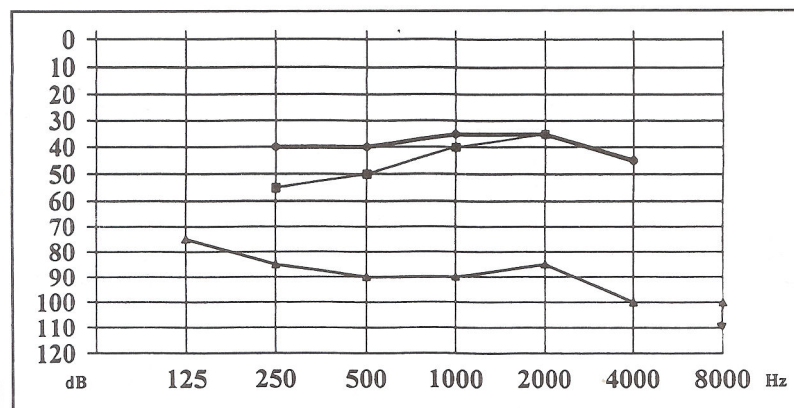


Figure 2 Comparaison de la correction préconisée par Byrne et Tonisson en 1976 avec celle de la méthode NAL-NLR de 1986 [8]

Une autre constatation en 1990 par Byrne Parkinson et Newall à propos de cette nouvelle méthode fut démontrée. Bien qu'elle semble convenir aux surdités légères et moyennes, la correction appliquée était insuffisante pour les surdités sévères à profondes. Or une méthode doit pouvoir prendre en considération tous les degrés de surdité c'est pourquoi deux modifications ont été apportées.

Si la perte tonale moyenne est supérieure à 70dB dans les fréquences 500 à 2000Hz, 10dB supplémentaire seront ajoutés.

La seconde modification est ciblée sur la pente d'atténuation des fréquences inférieures à 2000Hz selon si la perte tonale moyenne est :

- entre 85 et 110dB : alors 4dB/octave en moins est prescrit sur la pente,
- supérieure : soit 8dB/octave est retiré.

## 2.2 NAL-NL1

Avec le développement technologique, les appareils auditifs ont connu un essor important avec l'arrivée du traitement du signal non-linéaire.

Cet essor implique la création de la méthode NAL-NL1 plus adéquate à la nouvelle génération d'appareils auditifs. Elle permet de prescrire un gain non-linéaire selon une formule théorique visant à maximiser l'intelligibilité de la parole pour tous les niveaux d'entrée de la parole, tout en gardant le niveau global de la parole en-dessous de celle perçue par les auditeurs normo-entendants.



Ce nouveau modèle intègre l'index d'articulation c'est-à-dire la possibilité de connaître l'intelligibilité d'un élément vocal en fonction de l'audibilité de chaque groupe de fréquence (Amlani et al, 2002). [9]

Cette méthode prend maintenant en compte la notion de distorsion. En effet, des travaux (Ching et al, 1998) montrent qu'à des niveaux supérieurs à 73 dB SPL l'audibilité augmente chez l'entendant alors que l'intelligibilité diminue. Ces études permettent de mettre en évidence un certain compromis entre confort et efficacité avec l'idée d'une audibilité utile. [10]

Avec l'avancée grandissante de l'informatique, la méthode NAL-NL1 prend en compte de nouveau paramètre comme la croissance de sonie afin que le malentendant appareillé ne perçoive pas les niveaux extrêmes plus forts qu'un normo-entendant (Moore & Glasberg, 2004) [11]

Malgré ces modifications, la méthodologie apportait des résultats prothétiques encore trop variables au bout du deuxième rendez-vous de réglage. En effet, l'évaluation de NAL-NL1 montrait que le gain global prescrit s'avérait soit trop élevé en particulier pour les niveaux d'entrée élevés soit trop faible pour les niveaux d'entrée bas.

### 2.3 De NAL-NL1 à NAL-NL2

Après quelques années de conception, les scientifiques se sont penchés sur une nouvelle méthode de pré-sélection ayant le même objectif que son prédécesseur tout en poussant les limites que NAL-NL1 s'avérait présenter.

Pour se faire, la méthode de calcul fut modifiée en prenant compte de nouvelles mesures sur 240 audiogrammes différents. (Dillon et al. 2011) [12]

Le but étant de prescrire un gain plus adapté au profil de chaque malentendant c'est-à-dire par exemple de pouvoir différencier un premier appareillage d'un renouvellement ou de l'appareillage d'enfants etc..

Ainsi la notion de réglage personnalisé prend réellement une place dans la correction auditive.

Le procédé adaptatif permettant d'accorder la réponse gain-fréquence de la méthode NAL-NL2 est illustrée ci-dessous.

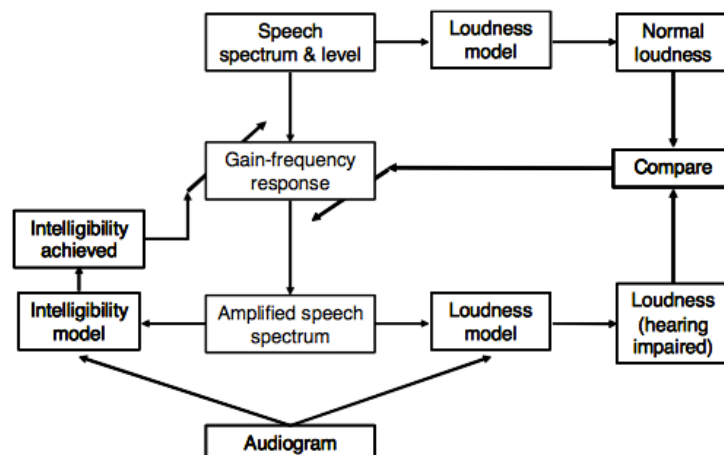


Figure 3 Processus adaptatif utilisé par NAL-NL2 pour calculer la réponse gain-fréquence optimale pour une entrée et un audiogramme en fonction du spectre de la parole à long terme et des niveaux [13]

A partir de l'audiogramme, du spectre de la parole d'entrée et du niveau d'entrée, la méthodologie prescrit une réponse en gain et en fréquence.

Deux boucles de rétroaction fonctionnent de manière améliorée la réponse prescrite par la méthode selon deux modèles différents :

- la boucle de gauche suit le modèle d'intelligibilité pour la parole,
- la boucle de droite calcule le niveau sonore moyen perçu par le malentendant, le compare au niveau moyen du normo-entendant et ajuste le gain global moyen en le diminuant lorsque le niveau sonore moyen du malentendant devient supérieur à celui du normo-entendant.

L'intelligibilité de la parole fut évaluée et mesurée selon différents tests sur échantillon de 55 malentendants et 20 normo-entendant. Les courbes d'accord psychoacoustiques ont été prises en compte ainsi que le Ten Test pour prescrire un gain adapté lors de la présence de zones inertes cochléaires (Moore, 2004).

Les oto-émissions acoustique, la capacité cognitive, le résultat d'autres études sur le SII (Ching et al 1998) ont été pris en compte pour ne pas surestimer des cibles idéales de gain et créer une balance entre confort et efficacité.

## 2.4 NAL-NL2 : Considérer plus de facteurs

Concevoir une nouvelle méthodologie de prescription signifiait pouvoir appliquer des cibles de gain personnalisé selon le profil des porteurs d'aide auditive.

Pour se faire, des études ont été menées à bien en essayant d'établir des préférences de gain selon différents critères.

### 2.4.1 Le sexe

Le sexe fut l'un des premiers facteurs ayant un impact sur le gain préféré des utilisateurs. En effet, pour un même degré de perte auditive, les femmes semblent affirmer qu'une correction avec 1dB de moins serait plus confortable alors que les hommes estiment qu'1 dB de plus amène une meilleure intelligibilité.

De plus, en ayant connaissance que la taille de l'oreille varie entre l'homme et la femme et que ce paramètre influence sur la réponse gain-fréquence de l'oreille (jusqu'à 1,4dB à 6kHz), la méthode établit un gain idéal théorique selon le sexe de l'utilisateur d'aide auditive. (Keidser & Dillon, 2006) [14]

Il est à noter que ces observations sont retrouvées pour des niveaux de confort. D'autres études prouvent que le sexe n'est pas une variable prédictive pour les niveaux d'inconfort (UCL). C'est la raison pour laquelle NAL-NL2 ne prend pas en compte l'UCL pour établir une correction auditive alors que nous verrons par la suite que la méthodologie DSL-v5 la prend en considération.

### 2.4.2 L'âge

D'autres études montrèrent que l'âge est un critère à ne pas négliger. Effectivement, les enfants vont préférer 2 dB de plus en moyenne que la méthode NAL-NL1 appliquait pour un niveau d'entrée de 65 dB SPL (Ching et al, sous presse) et des gains plus élevés que les adultes. ( Cornelisse et al, 1995). [15]

### 2.4.3 Le langage

Par ailleurs, d'autres chercheurs en 2007 publient une étude montrant que le langage favorise une amplification plus particulière dans les basses fréquences (Wong et al, 2007). L'étude consistait à réaliser des tests identiques (test CVC) sur des groupes de sujets malentendants parlant des langues différentes.

Les erreurs retrouvées sur les indices acoustiques mirent en évidence l'importance de l'amplification de certaines zones fréquentielles selon le langage. En effet, le langage tonal (mandarin, cantonais) utilise la fréquence fondamentale (inférieure à 800Hz) dans la conservation des indices acoustiques de la langue ce qui n'est pas le cas pour l'anglais par exemple. [16]

### 2.4.4 L'expérience

Ayant pris conscience que les personnes malentendantes non-appareillées étaient habituées à un monde silencieux, la réhabilitation devait être plus progressive. Les scientifiques et chercheurs du NAL ont compris que ces personnes ne pourraient pas accepter autant de gain que des utilisateurs d'aide auditive déjà « habitués ». (Keidser et al, 2008)

Voici ci-contre comment la méthodologie ajuste alors le gain en fonction de l'expérience de la personne.

Au-delà de ce seuil, la méthodologie ajuste le gain jusqu'à 3 dB pour les personnes expérimentées alors qu'elle diminue le gain jusqu'à 7dB pour celles nouvellement appareillées. [17]

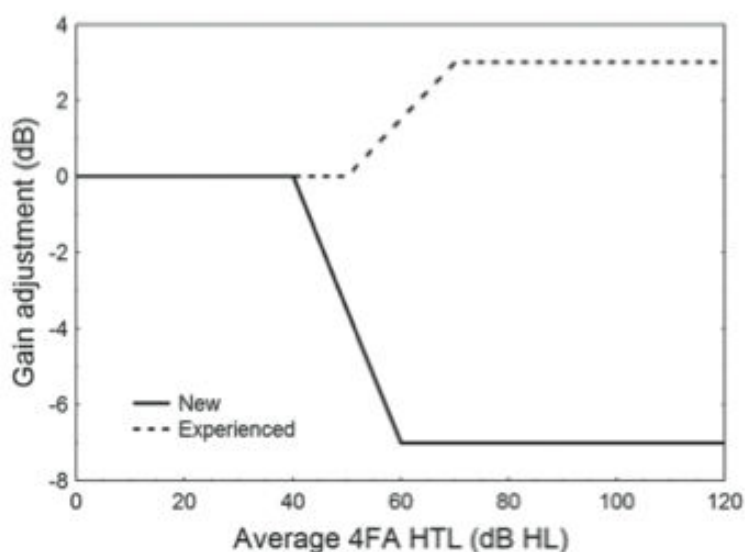


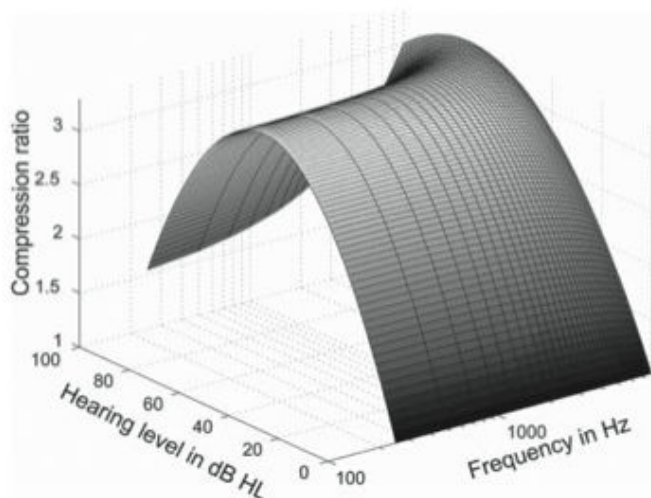
Figure 4 Jusqu'à 40 dBHL de perte tonale moyenne il n'y a pas d'ajustement effectué entre utilisateur expérimenté (ligne pointillée) et inexpérimenté (ligne continue)

### 2.4.5 La compression

La méthodologie a pour but d'appliquer une correction auditive selon la dynamique résiduelle du malentendant. Il fallait donc prescrire des taux de compression selon la perte de manière à rendre une bonne intelligibilité tout en gardant la parole toujours à un niveau confortable. La compression multicanale ou trop élevée détruisant l'information spectrale et donc l'intelligibilité pour les pertes importantes, a poussé les chercheurs à créer au travers de NAL-NL2, un modèle adaptatif. [17]

Par exemple, les surdités unilatérales préfèrent des CR (facteur de compression) plus faibles que les pertes bilatérales. (De Gennaro, 1986).

Les surdités profondes suggèrent une amplification plus linéaire dans les basses fréquences soit un CR plus faible. (Keidser et al, 2007). [18]



Ce graphique en trois dimensions illustre très bien la compression préconisée par la méthode NAL-NL2 en fonction de la perte auditive et du spectre fréquentiel.

Figure 5 Graphe 2D représentant le CR appliqué pour chaque fréquence par NAL-NL2 en fonction de la perte tonale moyenne [19]

### 2.4.6 L'écoute binaurale

La méthode prend en compte dans ses calculs de gain le fait que l'appareillage soit unilatéral ou bilatéral. En effet, les pertes unilatérales s'avèrent nécessiter plus de gain c'est pourquoi NAL-NL2 modifie ses méthodes de calcul par rapport à NAL-NL1 qui préconisait un écart de gain trop important selon le type d'appareillage de l'utilisateur. (Epstein & Florentine, 2009) [20]

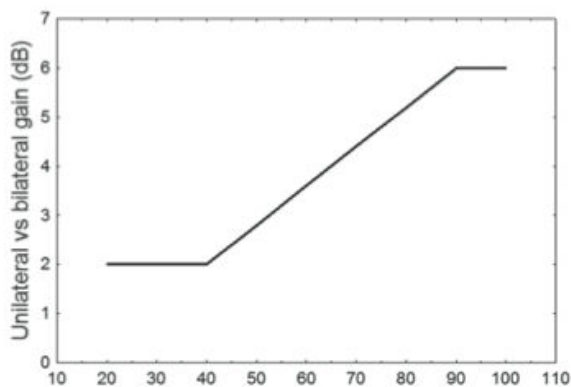


Figure 6 Différence de gain (dB) prescrit par NAL-NL2 entre un appareillage unilatéral et bilatéral en fonction du niveau d'entrée (dB SPL)

La figure ci-dessus met en évidence les différences de gain appliqué au type d'appareillage en fonction des niveaux d'entrée.

Jusqu'à un niveau d'entrée de 40dB, NAL-NL2 prescrit 2dB de gain pour les deux types d'appareillage. Au-delà de ce niveau, la différence de gain augmente linéairement jusqu'à atteindre 6dB de différence pour un niveau d'entrée de 90dB SPL.

## 3. La méthode DSL [21]

La méthode de prescription DSL (Desired Sensation Level) fut créée en 1988 par Seewald et Ross au sein du centre National Centre of Audiology (NCA). L'intérêt de cette méthodologie à la base était l'appareillage d'enfants déficients auditifs n'ayant pas acquis la parole. (F Rembaud, 2015) [22]

Elle développe une approche scientifique de l'appareillage pédiatrique ayant pour but d'améliorer l'audibilité de la parole amplifiée pour qu'elle soit ainsi confortable et pure dans la plus large bande passante utile possible.

En effet, des études ont montré que par les stimuli plus intenses, de meilleurs niveaux du rapport signal sur bruit et qu'une bande passante plus large pour les enfants étaient nécessaires pour atteindre des performances similaires à celle d'un adulte. (Elliott, Connors, Kille, Levin, Ball et Katz, 1979).

Nous expliquerons par la suite que pourquoi et en quoi l'avancé du savoir scientifique eut un impact direct sur l'évolution de cette méthode au courant des années.

### 3.1 Prémices à DSL-v5

Les débuts de la méthode DSL s'appuyaient sur des tables de valeurs indiquant les niveaux cibles de sensation sonore vocale et d'écoute confortable pour la parole (Kamm, Dirks et Mickey, 1978 ; Pascoe, 1978).

Ces niveaux de sensation décrivent aussi les performances de reconnaissances vocales maximales chez les enfants atteintes de pertes auditives neurosensorielles (Gengel, Pascoe, et Shore, 1971 ; Erber et Witt, 1977 ; Macrae, 1986 ; Smith et Boothroyd, 1989).

Des données cibles étaient aussi fournies pour la limitation des niveaux de sortie des aides auditives des enfants (Seewal, 1991)

#### 3.1.1 DSL-v3

Avec l'apparition des systèmes de mesures du gain d'insertion et l'intérêt grandissant pour les procédures d'appareillage assistées par ordinateur, ces méthodes par écrit furent informatisées en 1991 devenant DSLv3.0, et permettant d'alléger leur mise en œuvre clinique notamment pour l'appareillage de l'enfant (Seewald et al.1991)

En 1995, un algorithme de prescription entrée/sortie : DSL [i/o] v4.0 input/output pour les aides auditives applicable aux enfants et adultes est configuré dans le but adapter les cibles d'appareillage avec les avancées technologiques : les appareils WDRC. (Cornelisse, Jamieson et Seewald, 1995)

L'aire du WDRC associé à ce nouvel algorithme apporta une amélioration de la reconnaissance de la voix faible et une normalisation de la sonie pour une large gamme de

niveaux d'entrée par une augmentation significative des scores de reconnaissance vocale. (Jenstad et al., 1999; 2000)

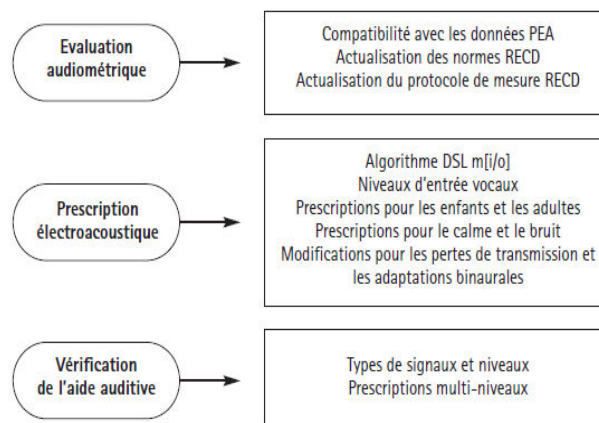
### 3.1.2 DSLv4 et v.4.1

Cet algorithme crée par Cornelisse, Jamieson et Seewald transposait une gamme de niveaux d'entrée en niveaux de sortie cible de l'aide auditive en appliquant des données de sonie et une adaptation curvilinéaire en fonction des fréquences. DSLv4 a permis d'adapter les cibles de gain pour l'apparition des aides auditives à WDRC.

### 3.1.3 Nouvelle version de DSL : DSL-v5

La considération de plusieurs facteurs pour la correction des nourrissons et des jeunes enfants malentendants incite à l'évolution de DSL vers DSL-v5 et ainsi se rapprocher des PLLs (Preferred Listen Levels) que la méthode NAL (Scollie et al. 2000).

La 5<sup>ème</sup> version de DSL prend alors en compte plus de facteurs liés au patient, aux demandes de correctifs de la part des praticiens pour l'appareillage de l'adulte, ainsi qu'au progrès des technologies. (Seewald, Ross et Spiro, 1985 ; Ross et Seewald 1988)



**Figure 7 Schéma du processus de modification pour la version 5.0 de DSL [23]**

### *Le dépistage néonatal et appareillage dès 6 mois*

En réalité, la méthode DSL fut « forcée » à se développer avec une avancée concernant la maturation des systèmes auditifs et phonologiques. (Nittrouer et Boothroyd, 1990 ; Hnath-Chishlom et al. 1998 ; Balmey et al. 2001)

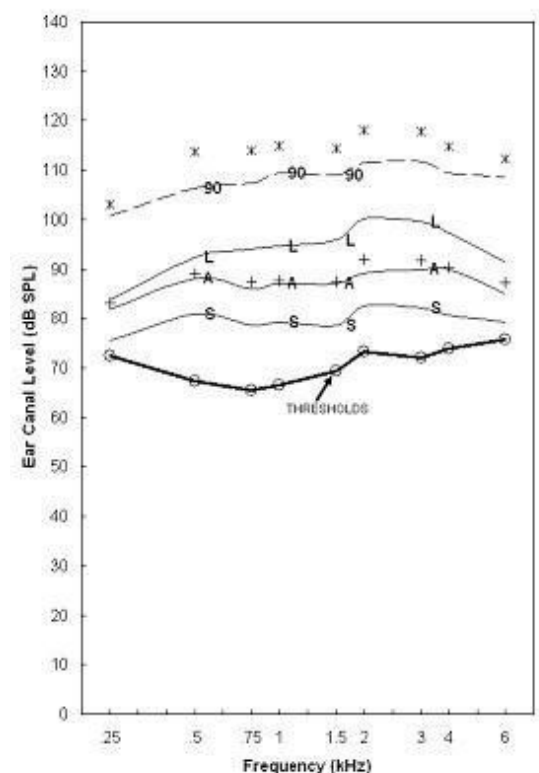
C'est pourquoi la recherche et le développement furent poussés afin de prendre en charge précocement l'enfant atteint de surdité avec cette méthode d'appareillage.

Avec le progrès des PEA en terme de technique et les études associées, les scientifiques et audiologistes DSL-v5 utilise les seuils déduits des mesures de PEA et de l'ASSR (Auditory

Steady State Response) chez les enfants avec des correctifs appliqués pour obtenir des valeurs du nHL (normalisé) utilisé pour le PEA en eHL (estimé). ( Bagatto et al. 2005)

DSL-v5 se base aussi sur le SPLogram et la mesure SPL dans le conduit auditif ce qui permet de prendre en compte les caractéristiques acoustiques du conduit auditif pour le processus d'appareillage.

Le SPLogram représente les résultats d'appareillage d'un enfant, au niveau de son conduit auditif (en dB SPL) en fonction de la fréquence (en kHz).



**Figure 8 SPLogram d'un enfant atteint d'une perte auditive moyenne de 250Hz à 6kHz**

Les seuils auditifs de l'enfant (cercles) et les limites supérieures de confort (astérisques) délimitent le champ dynamique résiduel à appareiller.

Le niveau de sortie mesuré de la parole conversationnelle moyenne (A) est représenté et comparé aux prescriptions DSL (signes +). Les niveaux de sortie mesurés pour la voix faible (S) et pour la voix forte (L) sont également représentés, de même que le niveau maximal de sortie de l'appareil, mesuré pour 90 dB d'entrée (90).

[23]

#### Procédure RECD (Real Ear to Coupler Difference)

Afin d'obtenir le niveau en dB SPL dans l'oreille réelle, la RECD est ajouté aux valeurs du coupleur 2cc.

La mesure du RECD est très pertinente pour l'appareillage pédiatrique notamment chez le nourrisson car selon les études menées, ce paramètre varie en fonction de l'âge et du couplage audioprothétique par embout.

D'autres études (Kruger 1987, Kruger et Ruben 1987) ont souligné que la fréquence de la crête de résonance de l'oreille externe peut être deux à trois fois plus élevée chez le nouveau-né que pour la moyenne des adultes d'où l'importance de la mesure du RECD, très variable d'un enfant à un autre.



Dans la version 5 de DSL les valeurs moyennes de RECD sont actualisées afin d'apporter les correctifs selon les conditions de variabilités. (Bagatto et al.2005 ; Bagatto, Scollie, Seewald et al., 2002)

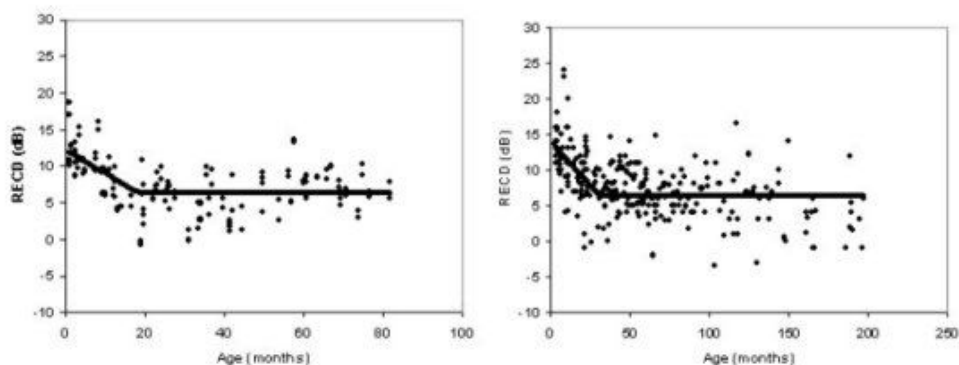


Figure 9 RECD mesuré avec (A) des embouts mousses et (B) des embouts durs en fonction de l'âge, à 3kHz.

La ligne décroissante indique la régression linéaire relative à l'équation de la prédiction. La ligne horizontale représente les valeurs moyennes de RECD pour une tranche d'âge particulière.

Il est intéressant de remarquer que le RECD doit être pris en compte dans la méthode mais que les tables de valeurs en fonction de l'âge ne remplacent pas la mesure individuelle du RECD par le praticien sur le patient car l'appareillage de chaque individu leur est spécifique.

#### *Procédure de vérification électroacoustique des performances des appareils suivant la méthode DSL-v5.*

La révision de l'algorithme DSL multistage [i/o] fut entreprise dans le but de mettre en place des compléments et correctifs par rapport à dsl [i/o] ainsi que de prendre en compte des potentiels résultats de recherche audioprothétique pédiatrique.

Le but de cette procédure est d'éviter des niveaux de sonie inconfortables et prescrire une aide auditive qui assure autant que possible l'audibilité des indices acoustiques importants de la parole conversationnelle.

Les objectifs spécifiques de la version 5 de DSL comprennent :

- Aider à l'adaptation des aides auditives dans les programmes de dépistage et d'intervention auditives précoces.
- Définir la compression de l'aide auditive qui convienne à l'importance et à la configuration de la perte auditive, et qui vise à mettre à la disposition de l'auditeur une large gamme de niveaux d'entrée.
- Adapter le système auditif aux différents besoins d'écoute des auditeurs atteints de pertes auditives congénitales ou acquises.
- Prendre en compte les différents besoins auditifs dans les environnements acoustiques calmes et bruyants.



## 3.2 DSL-v5 : Prescription, cibles, limitations, compression

L'algorithme DSL m[i/o] associé au système de compression WDRC permet d'optimiser la dynamique de l'aide auditive avec quatre plages de traitements:

- L'expansion,
- Le gain linéaire flottant,
- La compression,
- La limitation de sortie.

Celles-ci sont à l'origine de fonctions entrée/sortie cibles activées selon les différents signaux incidents.

[24]

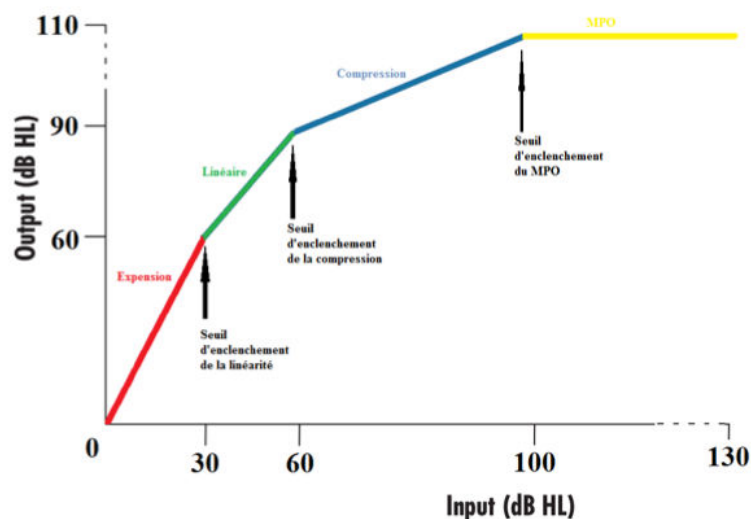


Figure 10 Courbe entrée/sortie illustrant les plages de traitements de l'algorithme DSLm [i/o]

### 3.2.1 Limitation de sortie

La limitation de la courbe de réponse de l'aide auditive est contrôlée par trois variables :

- **Les limites supérieures de confort de l'utilisateur ULC** (Upper Limits Of Comfort) pour des signaux d'entrée bande étroite.  
Le but étant de n'avoir aucun dépassement de ce seuil (140dB SPL dans le conduit auditif) par les sons purs, wobulés intenses ou par les crêtes vocales.
- **Les cibles pour des niveaux d'entrée à bandes étroites de 90dB SPL.**  
Elles peuvent être inférieures aux limites supérieures de confort dans le cas où l'aide auditive n'est pas totalement saturée par un signal d'entrée à bande étroite de 90dB.
- **Les seuils de limitation de sortie large bande** correspondant aux niveaux maximaux par bande de tiers d'octave selon les fréquences.

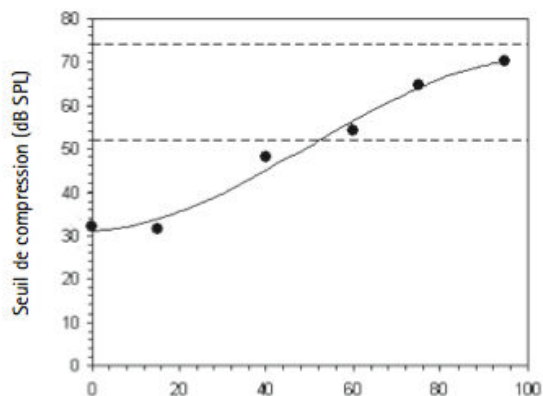
Cette limitation large bande permet de placer les crêtes vocales 13dB en-dessous de la limite supérieure de confort.

### 3.2.2 Compression

A sa création, et dans les versions précédentes, l'algorithme DSL fut destiné à créer une certaine normalisation de sonie pour le malentendant. Or l'approche de DSL-v5 par la compression assure un compromis entre l'audibilité et le confort pour les indices vocaux importants, en considérant des limites de gain et un certain champ de la dynamique réduit du malentendant ce qui diffère de son but premier.

L'algorithme prescrit des seuils d'enclenchement variant selon les seuils auditifs en ayant pour but de toujours maintenir la plage de compression dans une dynamique d'entrée

vocale aussi large que possible et de permettre la reconnaissance des niveaux vocaux faibles (Jenstad et al, 1999 ; 2000).



La ligne en trait plein correspond au réglage théorique des seuils de compression. Les lignes en pointillées représentent à titre indicatif la gamme des niveaux vocaux incidents pris en considération par DSL-v5.

Figure 11 Graphe illustrant la relation entre les seuils auditifs en dB HL et les niveaux d'entrée proposés (dB SPL en champ libre) pour les seuils de compression de toute la gamme dynamique WDRC

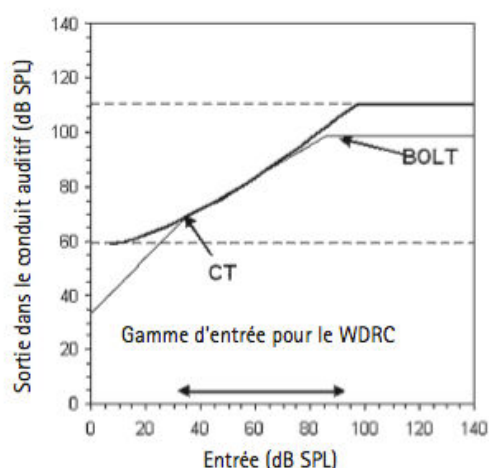
Le calcul des gains cibles sont effectués par bandes de fréquence de tiers d'octave formant un ensemble de canaux définis en utilisant les fréquences de recouvrement de l'aide auditive. L'algorithme recalculé dans chaque canal permet d'appliquer un taux de compression unique dans chaque canal.

Différentes modifications des gains selon les signaux vocaux moyens sont effectués par l'algorithme dans le but de conserver leur courbe de réponse.

### 3.2.3 Prescription du gain

Dans la plage WDRC l'algorithme borne la gamme de niveaux d'entrée entre 30 et 70 dB SPL (intervalle auquel la compression est appliquée). La plage WDRC est donc la ligne droite dont la pente est égale au taux de compression cible et qui passe par cette cible DSL  $m[i/o]$  calculée. Le facteur d'enclenchement varie selon le degré de perte.

Une cible pour 60dB SPL d'entrée vocale est calculée dans toutes les bandes de tiers d'octave.



Les lignes en pointillées représentent le seuil de détection et la limite supérieure de confort.

BOLT : Broadband Output Limiting

CT : Compression Threshold

(Scollie et al, 2005)

Figure 12 Comparaison des fonctions entrée/sortie cibles DSL[i/o] (trait gras) et DSL  $m[i/o]$  (trait fin)

Dans les plages d'expansion l'algorithme préconise un seuil standard d'environ 10 dB en-dessous du niveau de la parole faible. Les signaux inférieurs à cette valeur sont considérés comme étant du bruit, dans ce cas un gain négatif est prescrit ou pas de gain du tout. La plage linéaire est comprise entre le seuil d'expansion et le seuil de compression WDRC. Le taux de compression de l'algorithme est calculé de manière à gérer par la compression à long terme, l'enveloppe temporelle de la parole selon ces niveaux légers à forts auquel le malentendant serait soumis.

La méthodologie DSL se base sur le seuil d'audition au tympan en dB SPL auquel est ajouté le niveau de sensation désirée DSL. D'après Seewald (1985) ces niveaux de sensation désirée chez l'adulte et l'enfant sont obtenus en fonction de la perte d'audition (dB HL) pour chaque fréquence (figure 13).

L'intérêt d'intégrer ces différents niveaux (8dB en moyenne de plus pour les enfants par rapport à celui des adultes) permet d'avoir deux prescriptions différenciées selon l'âge de l'utilisateur et donc de pouvoir cibler dès le départ le gain prescrit par les aides auditives. Ainsi, la prescription adulte sera corrélée aux niveaux d'écoute préférés des adultes (PLLs) et les taux de compression multicanaux seront adaptés pour apporter une audibilité des indices vocaux confortables. Pour les enfants, la prescription sera basée sur les PLLs des enfants appareillés selon des CR favorisant une audibilité accrue des indices vocaux.

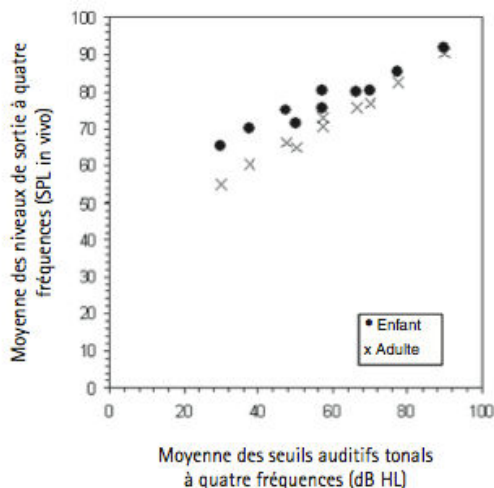


Figure 13 Graphe représentant la moyenne des prescriptions in-vivo des niveaux de sortie de l'aide auditive selon DSL-v5 en fonction de la moyenne des seuils auditifs à quatre fréquences (dB HL) (Scollie et al. 2005)

### 3.2.4 Correction : différents paramètres pris en compte

Les modifications prennent en compte les dernières données en terme de correction pour la surdité de transmission, d'évent, et de binauralité.

En effet, la compression appliquée par la méthodologie est différente si la perte est supérieure à 70 dB HL ou si la surdité est de nature transmissionnelle.

En effet, pour des surdités plus importante DSL-v5 applique un CR plus faible soit un gain plus important pour les niveaux d'entrée faibles. Pour les surdités de transmission la stratégie de mise en œuvre consiste à augmenter la limite supérieure de confort calculée ce qui applique une pente de la fonction entrée/sortie plus importante c'est-à-dire un gain plus élevé.

Les corrections d'évent n'affectent nullement les cibles in vivo (REAR, REAG, REIG) car elle sont uniquement impliquées lors de la mesure par le coupeur 2cc.

DSL-v5 applique des corrections selon l'évent (Dillon, 2001) avec des modifications pour prendre en compte les effets combinés de la perte acoustique par l'évent et du son se propageant à travers celui-ci (Hoover, Stelmachovicz et Lewis, 2000).

Une limite inférieure de réduction (dB SPL in-vivo) est déterminée comme étant égale au niveau d'entrée testé ajouté du gain in-vivo de l'oreille ouverte (REUR) en fonction de l'âge.

Pour ne pas obtenir un niveau inférieur à celui mesuré oreille nue, une limite de réduction est appliquée pour les fréquences testées étant inférieures à 1000Hz.

## 2.

# La presbyacousie

## 1. Rappels sur la cochlée

La cochlée est le récepteur périphérique de l'audition situé dans l'oreille interne.

La cochlée est constituée d'un ensemble de cellules ciliées nécessaires à la mise en forme du message auditif gérées par les cellules ciliées externes (CCEs) au nombre de 12500 et au codage du message en fréquence, intensité et temps par les 3500 cellules ciliées internes (CCI).

Ces cellules sont disposées le long du canal cochléaire de la base à l'apex sur un tour et demi de spires. Elles sont liées à la membrane basilaire par les stéréocils à leur apex.

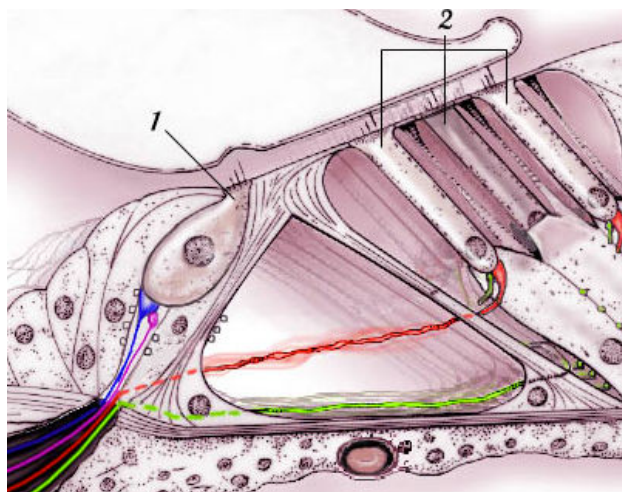


Figure 14 Schéma de l'organe de Corti [25]

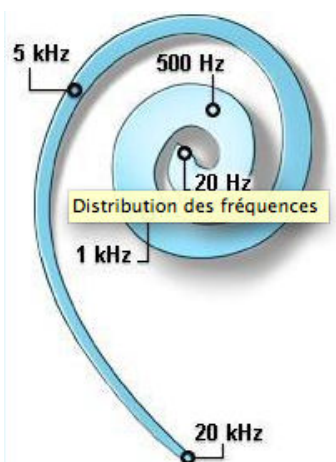


Figure 15 La tonotopie cochléaire passive [26]

Selon leur place dans la cochlée les cellules ciliées ne codent pas les mêmes fréquences : les aigus sont codés à la base de la cochlée tandis que les graves le sont à l'apex. Cette structure particulière est appelée tonotopie cochléaire passive, elle permet une partie de la discrimination fréquentielle.

Les CCEs ont pour rôle de moduler la compliance de l'organe de Corti, ce que l'on appelle le phénomène actif lent. Cette modulation permet de créer une résonance à un endroit localisé de la membrane basilaire. En parallèle, le système efférent (du système nerveux central au cellule) et les CCEs peuvent amortir ou annuler une vibration indésirable de manière précise, en vue d'accroître la sélectivité d'une autre zone.

Cet arc réflexe intervient comme une sorte de filtre en fréquence. On parle de tonotopie active.

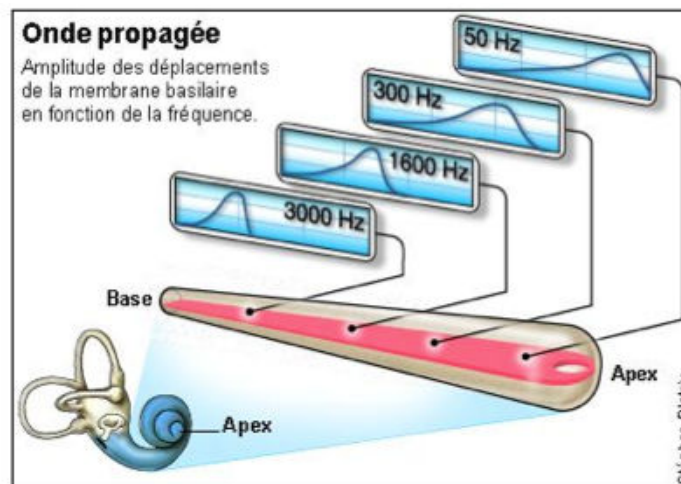


Figure 16 Représentation de la tonotopie active avec l'amplitude des déplacements de la membrane basilaire en fonction des fréquences [26]

Les CCEs se révèlent être à l'origine du moteur cochléaire. Elles possèdent des propriétés contractiles (phénomène actif rapide) permettant d'adapter l'amplitude de la membrane basilaire à un stimulus. En effet, ces cellules sont capables d'amplifier des niveaux d'intensité faible à modéré et diminuer les sons forts, on parle de « compression cochléaire »

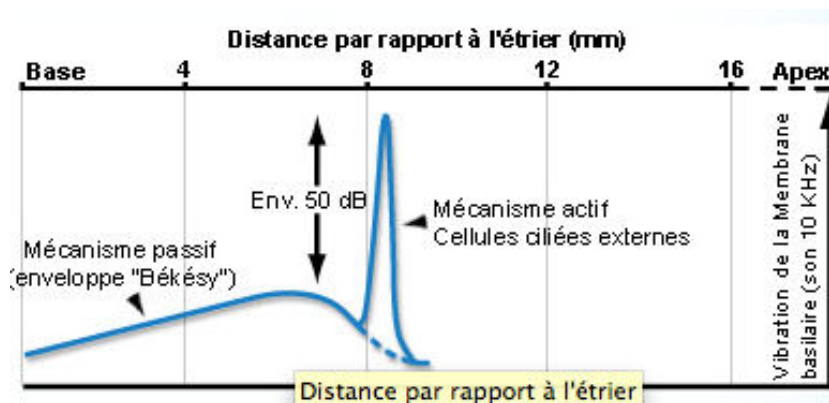


Figure 17 Schéma représentant les mécanismes passif et actif de la cochlée [28]

## 2. Conséquences audiolinguistiques et audiométriques

La presbycusie est une surdité de perception neurosensorielle endocochléaire. Elle est engendrée par un vieillissement physio-morphologique du système auditif périphérique.

Sur le plan audiolinguistique, la presbycusie correspond à la perte progressive des cellules ciliées externes (CCEs) de la cochlée et une dégénérescence plus précoce des neurones ganglionnaires. (Figure 29)

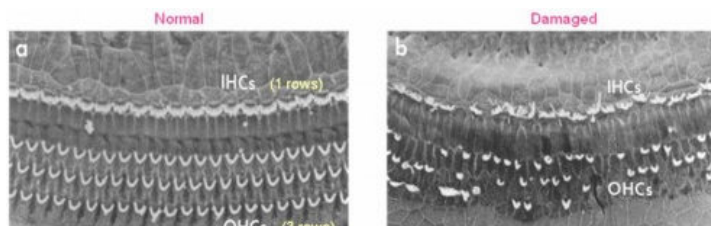


Figure 18 Cochlée saine et une cochlée atteinte par la presbycusie [29]

Les CCEs étant automatiquement plus « protégée » à l'apex de la cochlée ce sont donc celles de la base qui sont le plus touchée pour la presbycusie.

La perte de ces cellules entraîne alors une diminution de la perception des sons dans les hautes fréquences, la perte de sélectivité fréquentielle et temporelle ainsi qu'un recrutement de sonie.

Ces phénomènes s'inscrivent alors sur les mesures audiométriques. La presbycusie se traduit par une perte de perception bilatérale symétrique sur les hautes fréquences.

Elle est de plus en plus prononcée avec l'avancée en âge (figure 19)

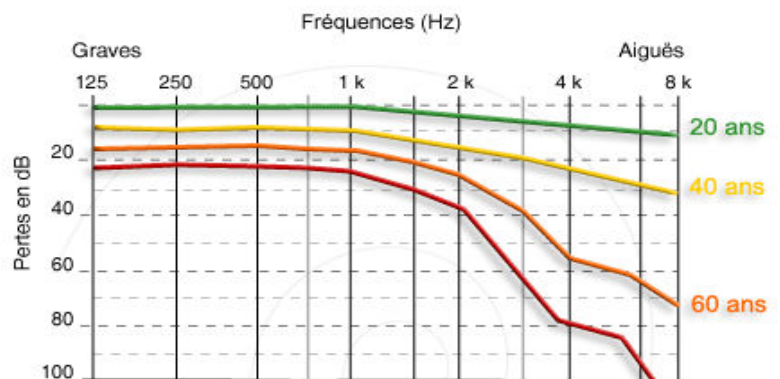


Figure 19 Audiogrammes typiques de presbycusie [30]

Les dommages sur les CCEs dégradent les processus actifs d'amplifications et de sélectivité au sein de la cochlée ce qui entraîne plusieurs conséquences constatées lors d'un examen audiométrique.

Lors de l'examen tonal, la presbycusie se traduit par :

- l'élévation des seuils tonals liminaire
- la réduction des seuils d'inconfort (UCL) ou recrutement dû à la diminution de la compression dans la fonction entrée/sortie de la membrane basilaire.

Ces deux modifications entraînent une réduction du champ de la dynamique d'audibilité chez le malentendant.



La diminution de la sélectivité fréquentielle et temporelle entraîne une dégradation du seuil différentiel de fréquence et de temps. (Stewart & Wingfield, 2009) [31]

C'est pourquoi des difficultés de compréhension de la parole s'installent chez le malentendant et notamment dans le bruit. En effet, des études mettent en évidence la diminution de rapport signal/bruit dans les hautes fréquences avec l'âge. [32]

Figure 20 Rapport S/B critique pour 4 sons purs en fonction de l'âge : 500Hz (rouge), 1kHz(rose), 2kHz(violet), 4kHz (vert) [32]

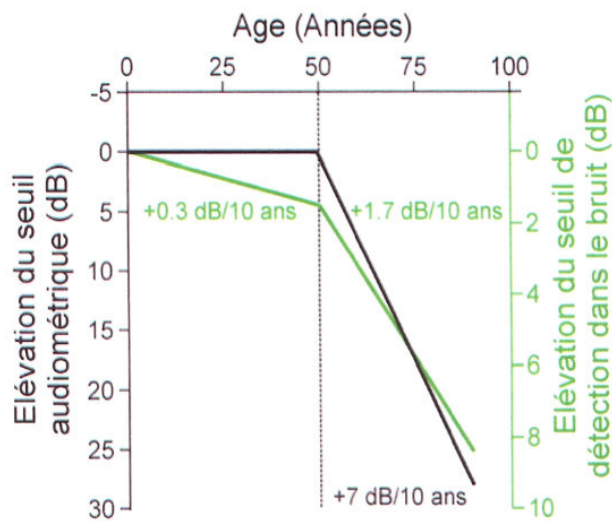
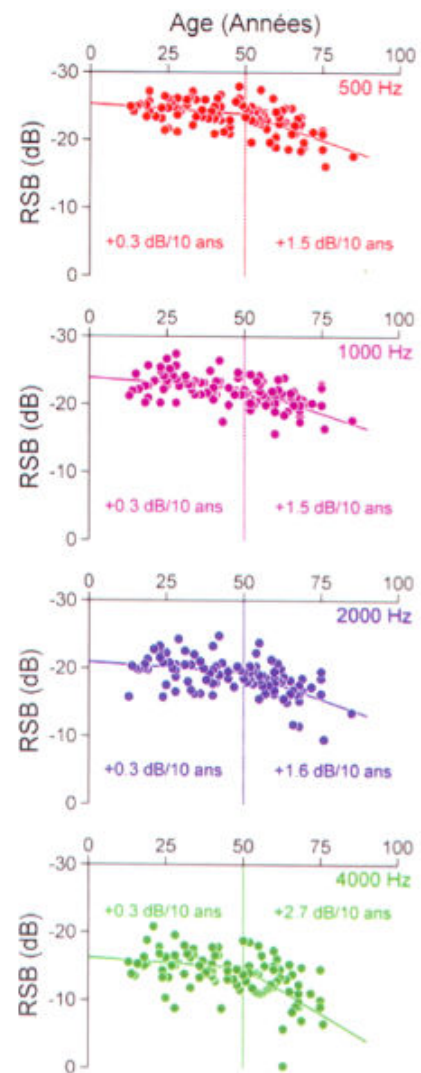


Figure 21 Modélisation de la perte d'audition dans le calme et dans le bruit en fonction de l'âge [32]





### 3. Sélectivité fréquentielle et filtres cochléaires [33]

La notion de sélectivité fréquentielle est la capacité du système auditif à analyser les sons complexes sur la base de leurs composantes fréquentielles élémentaires.

Elle permet de mettre en évidence les capacités de filtrage de la membrane basilaire c'est-à-dire pouvoir dissocier des sons de hauteur proche ou des sons plus ou moins proche émis simultanément. Cela nous amène à considérer une modélisation de la membrane basilaire comme étant un banc de filtre passe-bande appelé filtre cochléaire.

Avec les mécanismes passifs, ces filtres sont assez larges ce sont les mécanismes actifs qui améliorent la sélectivité fréquentielle en réduisant leur largeur.

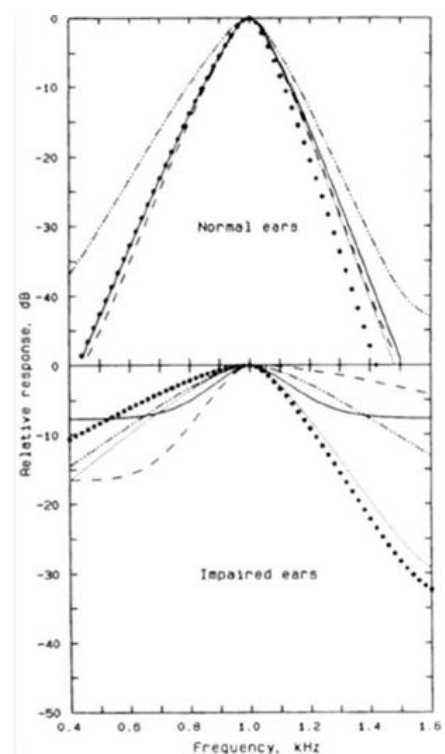
(Cette notion de sélectivité s'exprime au niveau neuronal avec les courbes d'accord.)

Chez le malentendant, le désordre fréquentiel s'explique par un élargissement des filtres cochléaire dû à l'atteinte des CCEs. Cette altération entraîne à son tour un phénomène de masquage : les sons faibles par les sons plus forts et les basses fréquences ont un pouvoir masquant sur les hautes fréquences. En sachant que la compréhension de la parole se fait principalement dans les aigues et pour des sons faibles, le malentendant est confronté à des difficultés dans les milieux réverbérants ou bruyants (Pick et al, 1977).

D'autres études révèlent que la perte de discrimination fréquentielle entraîne chez le presbycousique une perte de repères binauraux qui s'avèrent être très utiles à la reconnaissance de la parole dans le bruit. (Dubno, ahlstrom et al, 2002)

Nous nous intéresserons plus loin aux conséquences directes sur l'identification de la parole notamment dans le bruit.

**Figure 22 Impact d'une perte auditive sur les filtres auditifs. En haut filtre normo-entendant en bas celui d'un malentendant centré sur le 1kHz [34]**



## 4. Sélectivité et codage temporel

La perte des CCEs entraîne une latence ou la disparition des métabolismes physiologiques qui sont à l'origine des potentiels d'action au niveau dentritique.

Les vibrations de la membrane basilaire sont alors moins amorties par le système efférent des CCEs, ce qui crée un effet de masque temporel. (Figure 23)

Les signaux forts masquent de manière plus importante les signaux vocaux plus brefs et faibles.

Ces modifications perturbent notre capacité à détecter les fluctuations temporelles qui nous le verrons par la suite, sont très importantes pour l'identification de la parole et la compréhension.

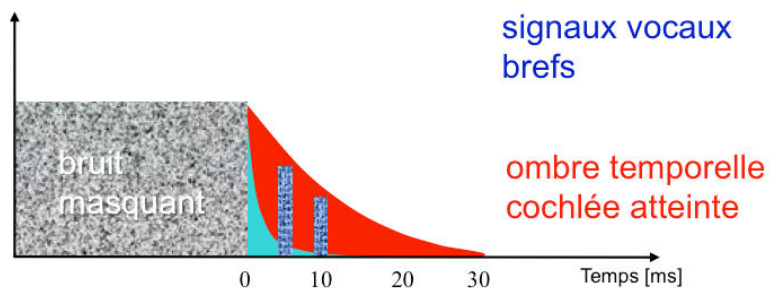
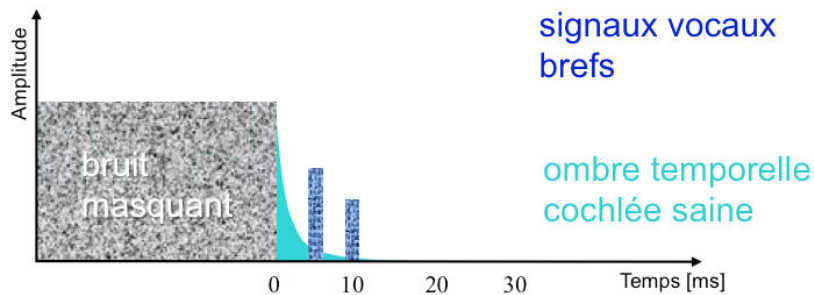


Figure 23 Schéma illustrant l'effet de masquage temporel d'une cochlée atteinte par rapport à une cochlée saine

### 3.

## La méthodologie Siemens VS réglage de l'audioprothésiste

### 1. Naissance du principe de préréglage [1]

Au fur et à mesure du développement des méthodologies de présélection, dans les années 70, plusieurs recherches et élaborations sont menées à bien pour établir les grands axes du préréglage.

C'est au Québec en 1980 lors du Congrès des audioprothésistes que les grandes lignes sont décidées. Les objectifs du préréglage sont les suivants :

- transférer l'énergie moyenne des sons de la parole au milieu de la dynamique résiduelle du malentendant
- répartir l'énergie différentielle de la parole de façon régulière dans cette dynamique résiduelle
- interdire à tout signal amplifié de dépasser les niveaux du seuil d'inconfort du sourd (ce qui est appelé couramment aujourd'hui le MPO)

Le passage de l'analogique à la programmation numérique en 1985 entraîne un essor des avancées technologiques dans l'appareillage. Il est désormais possible d'établir un préréglage directement par l'informatique grâce à la transcription sur ordinateur de Ronald De Bock de Tournai et Guy Heyden de Namur.

Ces avancées permettent dans un sens, de suppléer la déficience liée à l'Homme et réaliser un gain de temps grâce à l'utilisation du réglage par ordinateur. La création d'un programme avec toutes les possibilités de réglage par marque d'aide auditive fut mise en place. Les modifications induites sur les courbes de réponse en fonction des paramètres que l'audioprothésiste pouvait faire varier étaient visibles.

Toutes ces possibilités liées à l'essor technologique grâce au pilotage par ordinateur amenèrent rapidement vers des appareils auditifs totalement numériques de part leur programmation et leur traitement du signal.

## 2. Le pré réglage : établissement de la base du réglage

### 2.1 Compenser les distorsions liées à la surdité

Comme expliqué précédemment, le malentendant est caractérisé en audiologie et en audioprothèse par l'élévation de ses seuils et une diminution de son seuil d'inconfort (recrutement) d'après l'audiométrie tonale liminaire et supraliminaire.

Il souffrent donc d'un défaut de perception des sons faibles et un inconfort face aux sons forts.

La notion de dynamique auditive correspond au champ auditif compris entre le seuil d'audition et le seuil d'inconfort. La perte auditive entraîne alors une diminution de cette dynamique, on parle de « dynamique résiduelle du malentendant ».

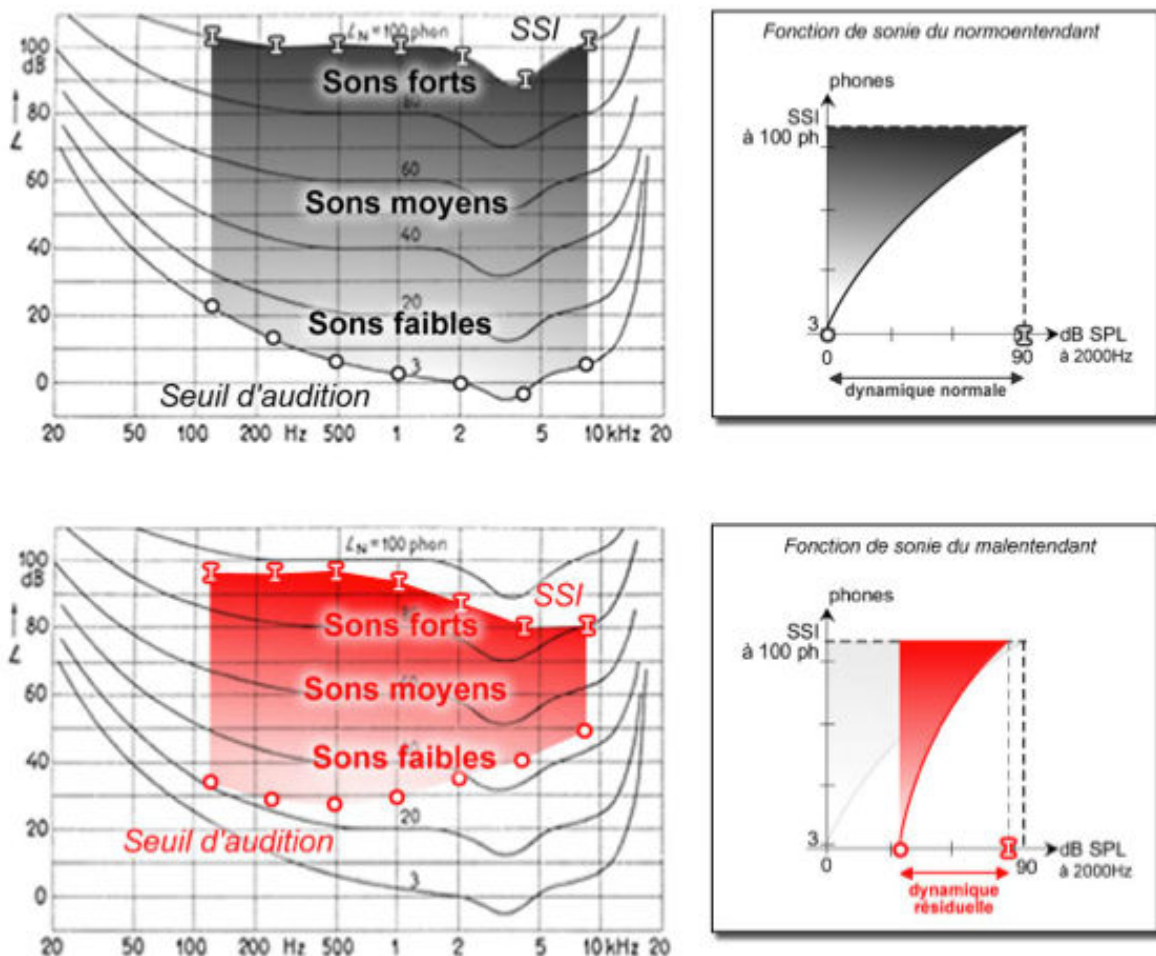


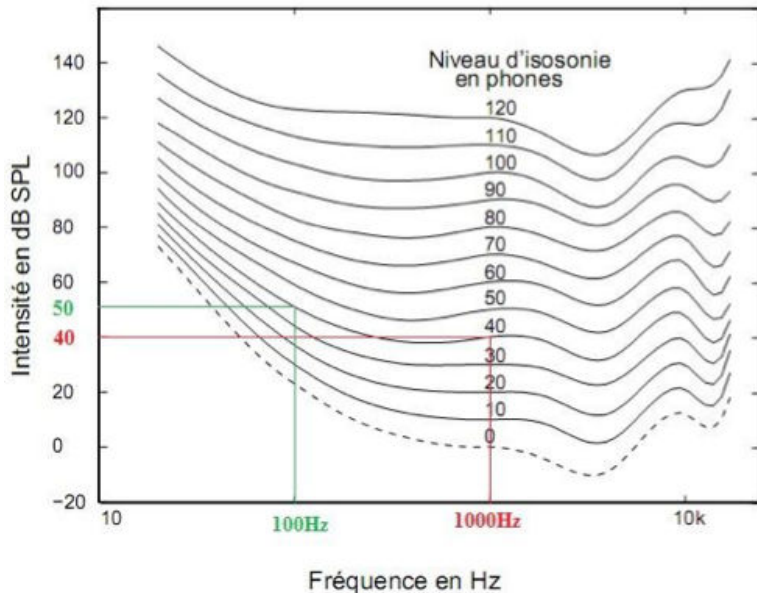
Figure 24 Dynamique du champs auditif du normo-entendant, dynamique résiduelle du malentendant et fonction de sonie [35]

Le malentendant (en rouge) possède toujours une graduation sonique semblable au normo-entendant (en noir), seulement cette graduation est tassée du fait de la réduction de sa dynamique auditive.

L'écart de sensation de sonie entre les sons faibles, moyens et forts est réduit. Pour la presbycusie cette notion de réduction de la dynamique est amplifiée vers les hautes fréquences.

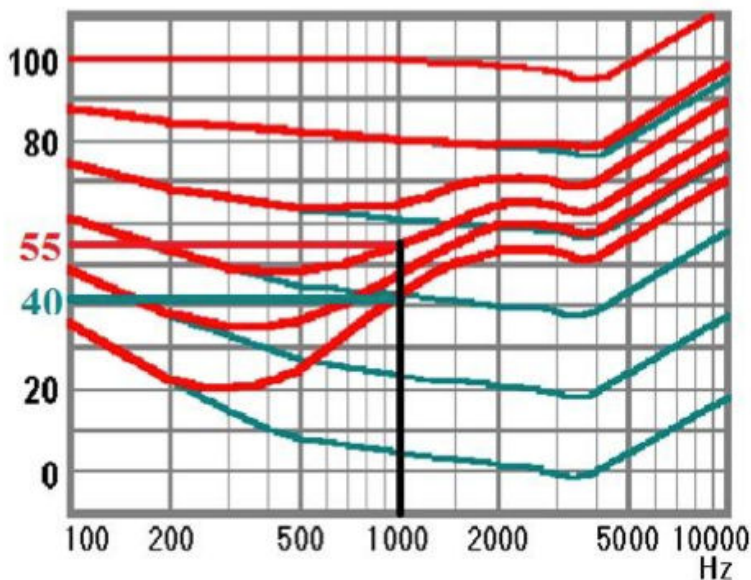
Pour comprendre cette notion il est nécessaire d'introduire l'idée que chez le normo-entendant, les sons de même intensité mais de fréquences différentes ne sont pas ressentis de la même manière. La courbe égalisant ces sensations est appelée : courbe de isosonie avec pour unité le Phone (intensité du son pour 1kHz).

Chez le presbyacousique, les courbes de sonie sont modifiées.



Une sensation de 40 phones est produite pour un niveau sonore de 40dB SPL chez le normo-entendant.

Figure 25 Courbes isosoniques normalisées chez le normo-entendant [24]



En revanche, dans le cas de la presbyacousie cette même sensation est obtenue pour 55dB SPL. Cette différence constatée de 15dB SPL est proportionnelle à la perte auditive sans y être égale. Le recrutement est la cause principale de cette modification.

Figure 26 Courbe isosonique du normo-entendant et chez le malentendant presbyacousique (rouge) [24]

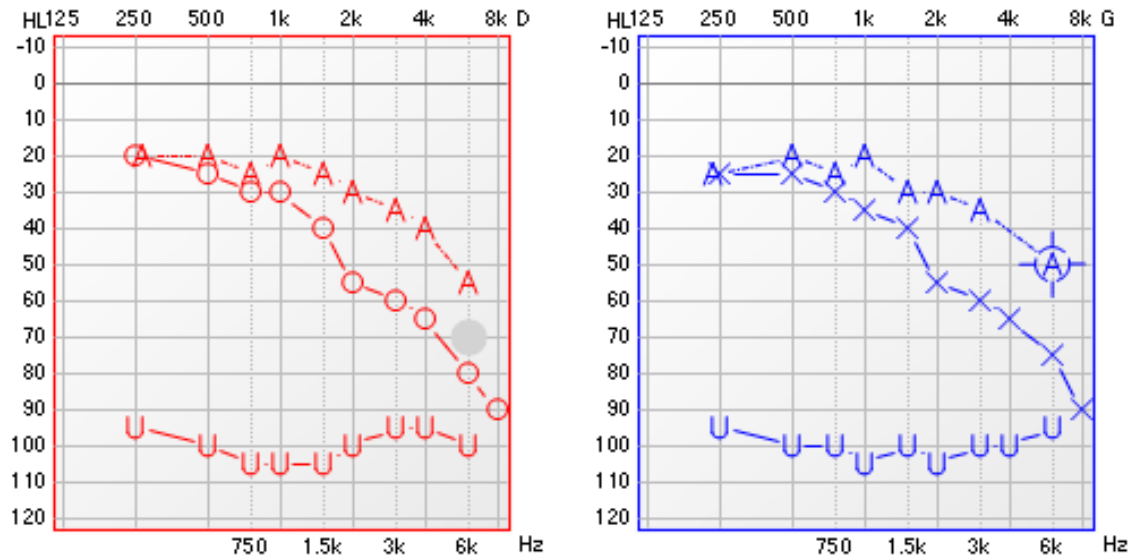


Figure 27 Exemple d'audiogramme type presbycusie

Ces modifications audiologiques et audiométriques entraînent une diminution de la perception de la parole avec une dégradation de l'intelligibilité notable à l'audiométrie vocale.

Le but essentiel du pré réglage est d'appliquer les bases de réglage selon les tests effectués pour certains, les cibles du logiciel et/ou au travers de l'in-vivo pour d'autres, ou selon le ressenti du patient ; ces bases de réglage pouvant être modifiées par la suite, d'où le nom de pré réglage.

La notion fondamentale du réglage est d'insérer la dynamique du normo-entendant au sein de la dynamique résiduelle du malentendant. Le but étant de redonner une audibilité optimale en intensité et en fréquence des sons et rehausser l'intelligibilité du malentendant dans le plus de situation possible du quotidien et de rééquilibrer les sensations de sonie. Pour se faire, l'audioprothésiste effectue un travail pointilleux, avec beaucoup de patience car le but est de trouver finalement le compris entre confort et efficacité.

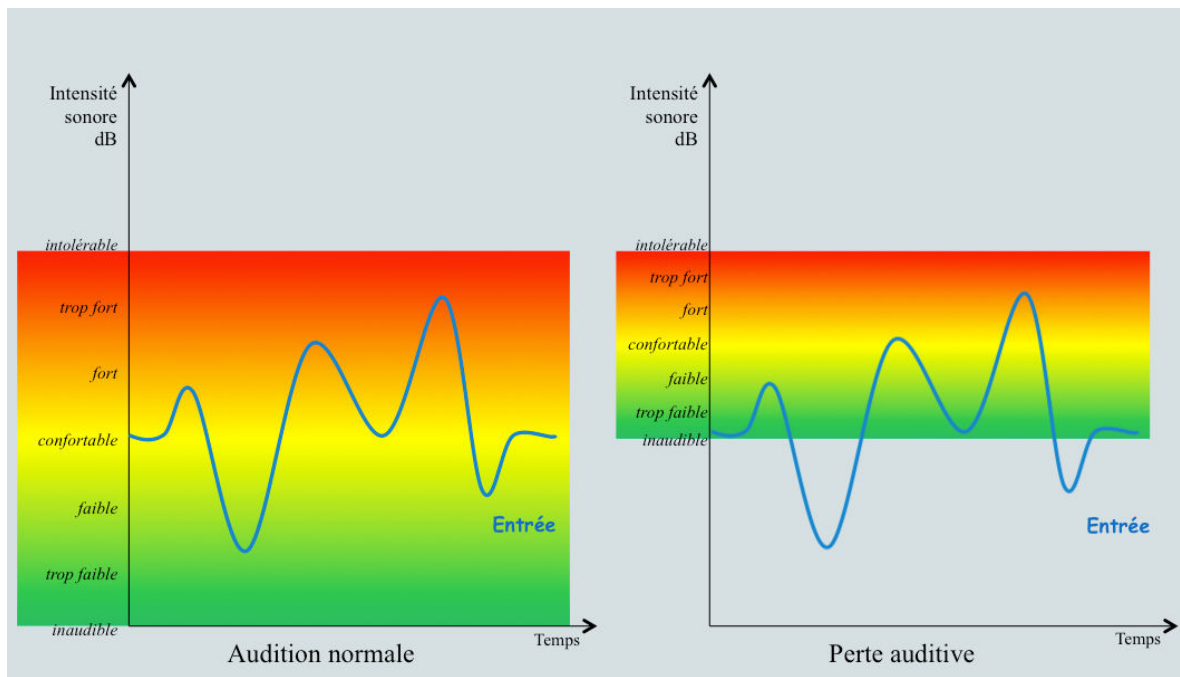


Figure 28 Dynamique d'audibilité du normo-entendant, champs résiduel auditif du malentendant et perception d'un signal d'entrée [36]

## 2.2 La compression

La compression au travers des aides auditives a pour objectif de donner des écarts de sensation qui correspondent à la croissance de sensation sonore proche de celle du normo-entendant. Elle remplace le rôle fondamental des CCEs dégradées avec l'avancée en âge. Elle amplifie alors les sons faibles, moyens et forts de sorte que les sons faibles puissent être perçus et que les sons forts ne dépassent pas le seuil d'inconfort. Le gain appliqué pour chaque niveau d'entrée n'est donc pas linéaire : plus de gain pour les sons faibles que pour les sons forts.

Comme nous l'explique « la ballerine » de Philippe Lantin, le but est de transmettre le signal de parole dans la dynamique résiduelle du malentendant à un niveau confortable.



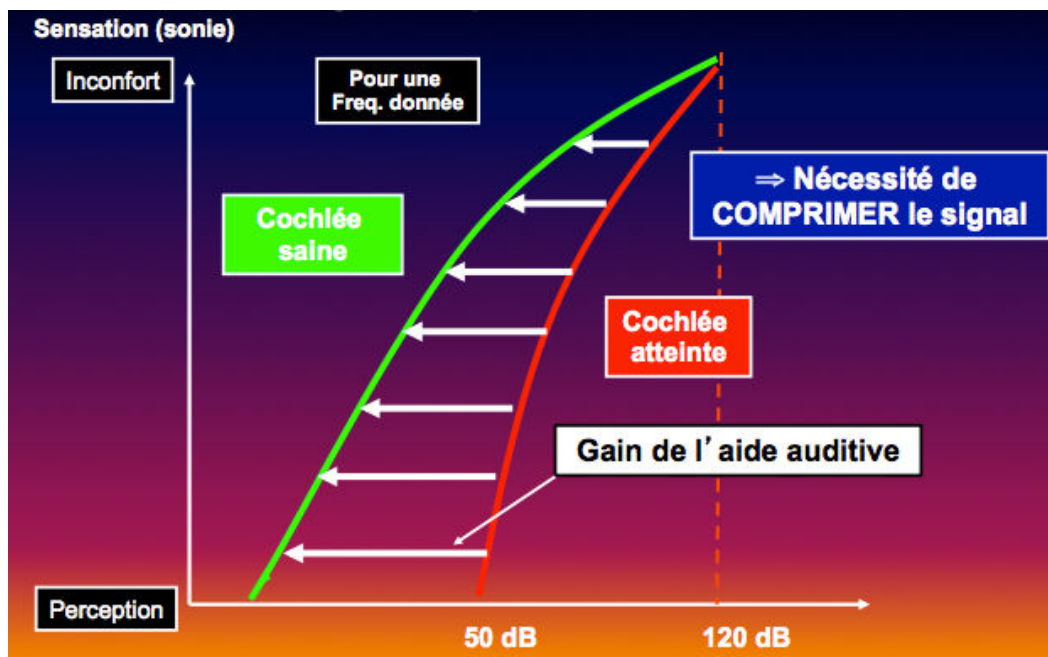
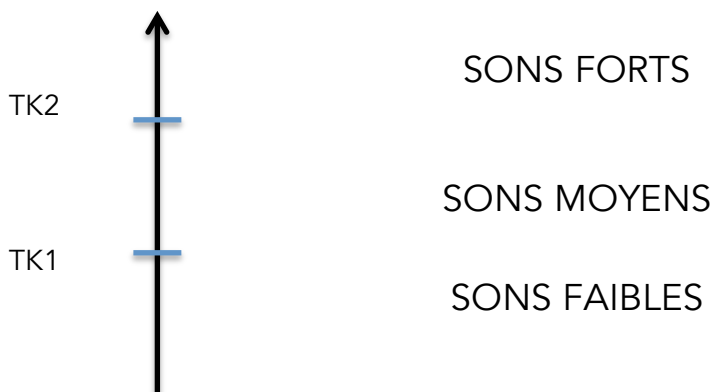


Figure 29 Relation entre la compression, le gain appliqué, la sensation de sonie en fonction du niveau d'entrée [37]

La compression est régit par des seuils d'enclenchement (TK : Threshold Kneepoint) : niveau à partir duquel elle est enclenchée. Deux seuils sont à disposition :



Les facteurs de compressions (CR1 et CR2) permettent ensuite d'appliquer un taux de compression pour les sons faibles (CR1) et les sons forts (CR2). Ceux-ci déterminent dans quelle proportion le signal d'entrée sera comprimé :  $CR = N_e / N_s$

- $N_e$  pour Niveau d'entrée,
- $N_s$  pour Niveau de sortie.



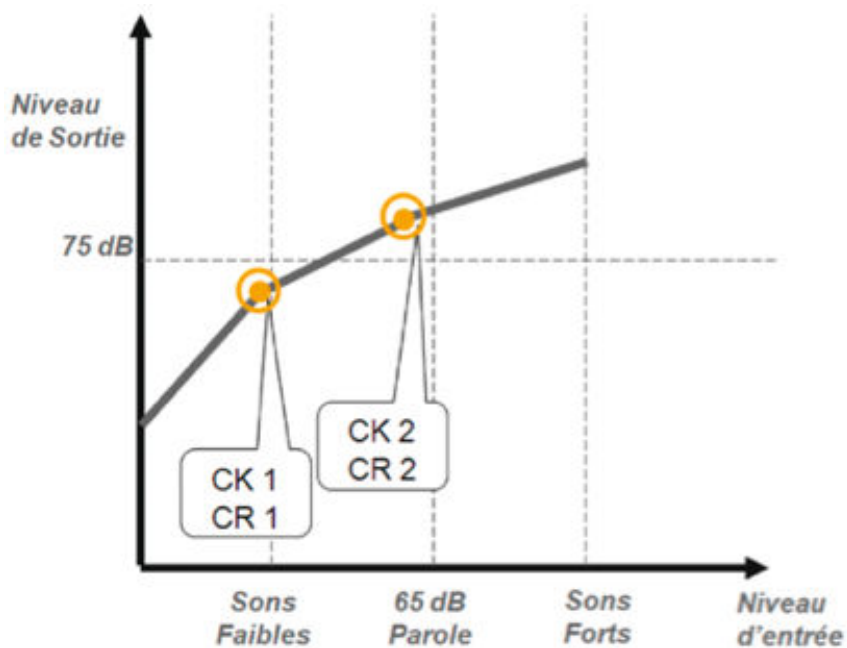


Figure 30 La double compression des appareils Micon [38]

Le logiciel Connexx de Siemens permet de modifier tous ces paramètres sur l'ensemble de la bande fréquentielle. Chaque traitement du signal par la suite sera fonction du paramétrage de la compression.

L'enveloppe temporelle de la parole est modifiée par trois points importants du réglage de la prothèse auditive :

- la compression,
- les constantes temporelles de la compression,
- Le limiteur du niveau de sortie : MPO.

La sélection des constantes temporelles de la compression peut être de deux manières : la compression syllabique ou la compression duale. Toutes deux sont assurées par le système AGC-I.

La compression syllabique s'accompagne de constantes de temps courtes et permet donc une diminution et une remontée plus rapide. La reconnaissance vocale est cependant plus difficile car l'émergence des syllabes est plutôt réduite dans le bruit.



Figure 31 Signal de parole modifié par la compression syllabique [38]

La compression duale quant à elle possède des temps d'attaque et de retour plus lents sans distorsion du signal. La reconnaissance de la parole est plus respectée.

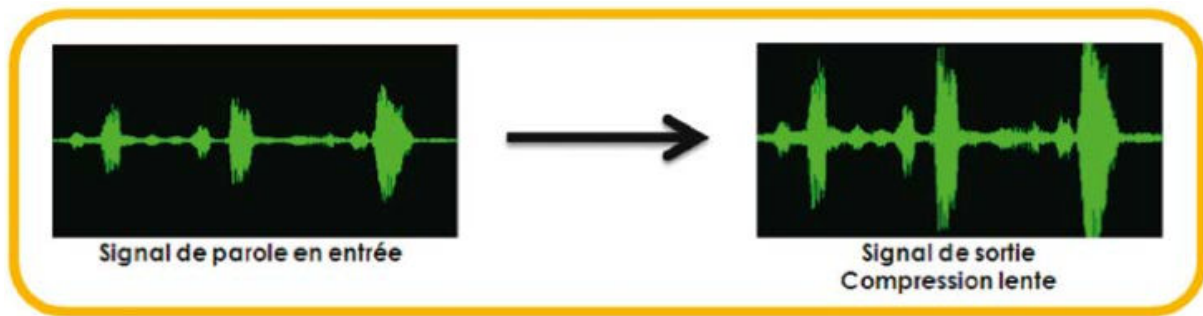


Figure 32 Signal de parole selon la compression duale [38]

Le limiteur du niveau de sortie de l'appareil auditif (MPO) utilisé en large bande ou ajusté selon les fréquences modifie l'enveloppe temporelle du signal de parole. Il limite son amplification afin que le signal ne n'atteigne jamais le seuil d'inconfort (UCL) du malentendant sans provoquer de distorsions.

### 2.3 Les algorithmes de traitement du signal

L'objectif de ces traitements du signal n'impacte pas sur l'enveloppe temporelle de la parole mais sur le bruit. En effet, dans un environnement calme, ces traitements ne sont pas activés.

Il semble important d'expliquer en partie leur fonctionnement afin de comprendre une partie de l'analyse des différents résultats obtenus lors de notre étude dans le bruit.

En réalité, la puce analyse la scène auditive afin d'identifier le signal capté en entrée selon qu'il soit : du bruit, une situation calme, de la parole et du bruit, de la musique, un bruit de voiture.. etc. Cette analyse est conditionnée par l'activation des microphones et des débruiteurs.

Un ensemble de huit paramètres vont permettre à la puce de caractériser le signal :

- la fréquence de modulation,
- l'amplitude de modulation,
- la vitesse d'accroissement,
- la valeur moyenne longue.

Ces quatre premiers paramètres sont sensibles à la détection de la parole.

- le changement de polarité (détection du larsen),
- la corrélation microphonique (détection des bruits de vent),
- le déphasage des microphones (déphasage déterminant l'angle de la source),
- la stabilité de la fréquence du courant de la puce (détection de la musique).

### 3.2.1 La directionnalité microphonique [39]

Elle permet à l'aide auditive d'analyser la scène auditive afin de mieux se focaliser sur la parole. C'est la directionnalité qui gère en premier le bruit masquant la parole. Nous nous sommes intéressés dans notre étude à deux modes : Automatique/TruEar et l'omnidirectionnel.

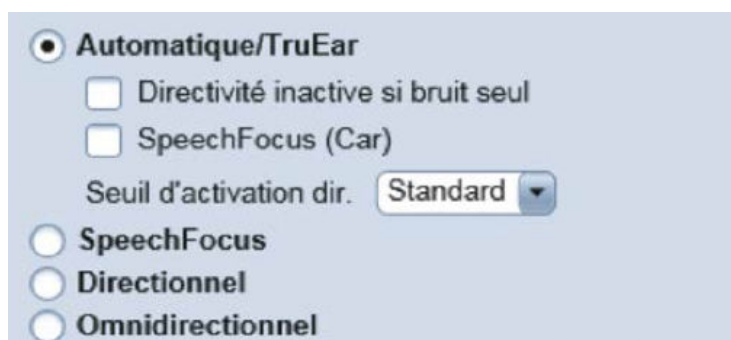


Figure 33 Réglage du traitement des directivités sous Connex 7

Le TruEar est un mode directionnel adaptatif c'est-à-dire qu'une variation des cardioïdes est réalisée par les microphones afin d'obtenir un omnidirectionnel ou un directionnel en fonction du niveau de bruit.

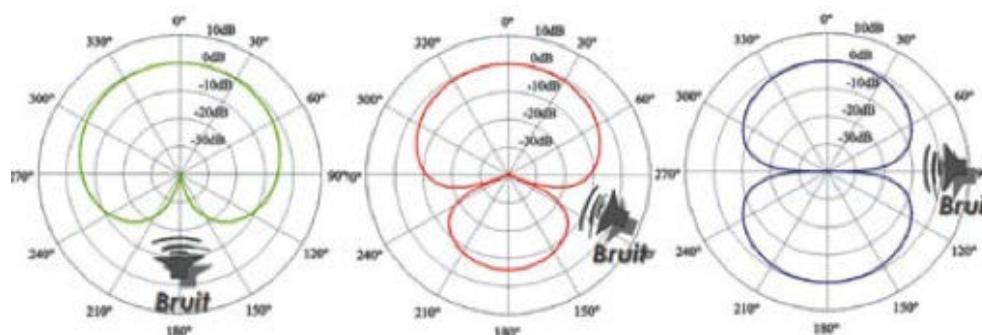


Figure 34 Différents schémas polaires expliquant la directivité adaptative des appareils auditifs Micon

Ce traitement apporte parfois une légère amplification des hautes fréquences pour retrouver l'amplification naturelle apportée par le pavillon. Ceci est expliqué notamment par les seuils d'activation de la directivité variables selon la fréquence et l'intensité de la parole. Le seuil d'activation est établi selon trois niveaux : bas, standard ou haut. Plus le seuil d'activation est haut plus le mode est omnidirectionnel ce qui est appliqué pour des personnes actives et jeunes. Pour un seuil d'activation bas, la directionnalité est enclenchée ce qui est préconisé pour les situations bruyantes.

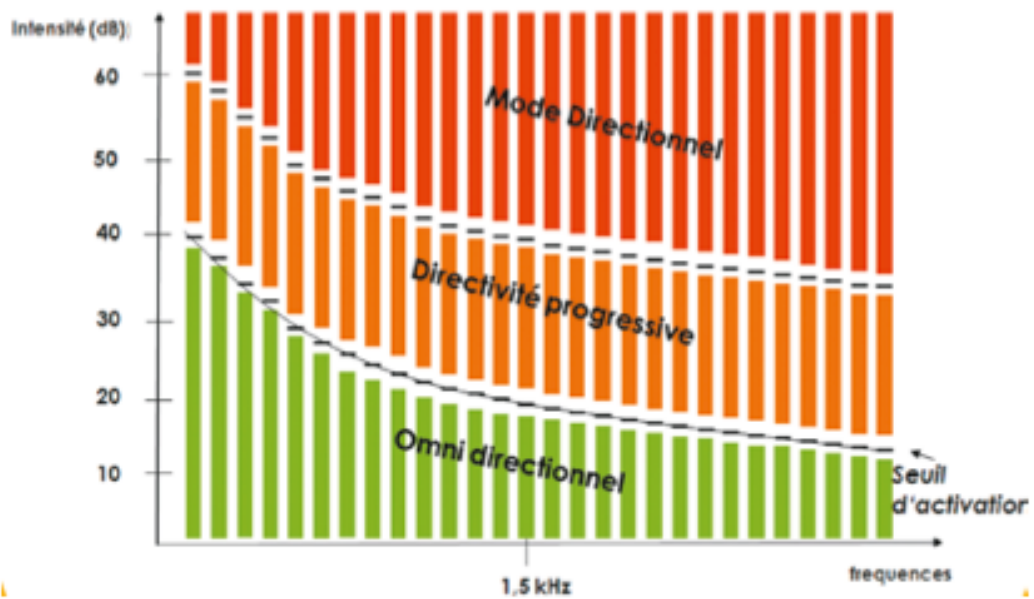


Figure 35 Evolution de la directivité par canal

A l'inverse, l'omnidirectionnel ne privilégie pas de direction particulière et donc n'influe pas sur l'amplification de certaines fréquences par rapport à d'autres.

### 3.2.2 Les réducteurs de bruits [39]

Les réducteurs de bruits sont utilisés encore une fois selon le type de bruit. 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.

#### Les bruits impulsionnels

L'algorithme SoundSmoothing est activé afin de réduire les transitoires autres que celles de la parole. Il applique un facteur d'atténuation selon l'information spectrale, les propriétés temporelles et la pente du signal.

L'onde sonore est réduite qu'à partir du seuil médium (>50dB).

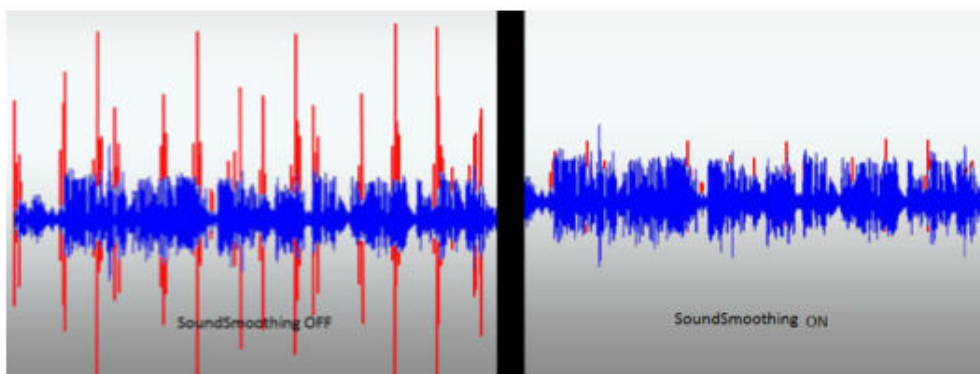


Figure 36 Impact de l'algorithme SoundSmoothing sur l'atténuation des bruits impulsionnels

### Les bruits de vent

L'algorithme Windscreen est appliqué pour réduire le bruit parasite du vent qui provoque une variation de flux d'air faisant vibrer la membrane du microphone.

### Les bruits stationnaires

Les débruiteurs TVP (Traitement Vocal Privilegié) sont enclenchés uniquement dans une situation de bruit seul. Son temps d'activation est relativement lent.

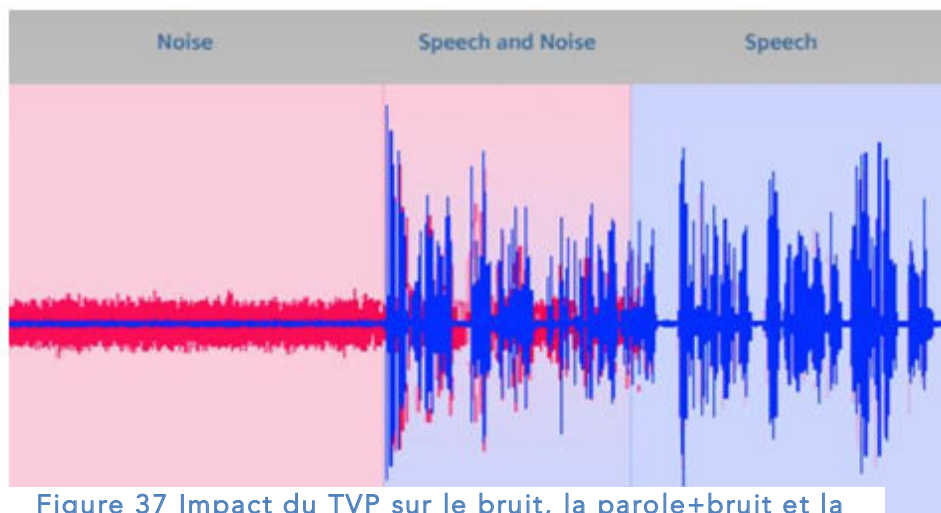


Figure 37 Impact du TVP sur le bruit, la parole+bruit et la parole

### Le bruit « cocktail party »

L'EDP (Emergence Directionnelle de la Parole) est l'algorithme permettant de réduire le bruit entre les syllabes de la parole afin d'améliorer le rapport signal/bruit. Il permet d'améliorer la directivité en identifiant le bruit même en situation frontale.



Figure 38 Affichage de l'EDP sur le logiciel Connex7

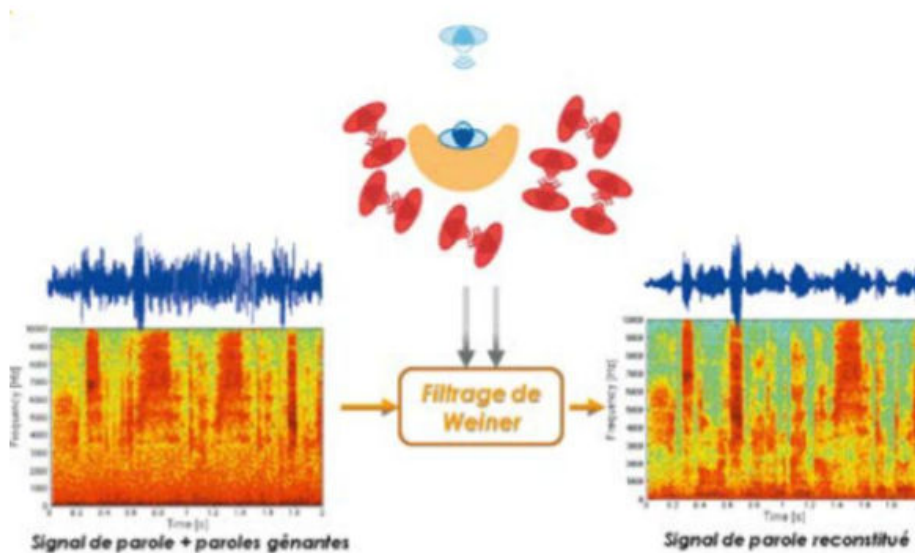


Figure 39 Apport de l'EDP dans une situation bruyante

### 3. Le pré réglage selon Siemens

[39]

Les fabricants préconisent un pré réglage en fonction de quatre caractéristiques d'entrée à valider :

- les propriétés acoustiques lié à l'appareil : le type d'embout et l'évent.



Figure 40 Première étape du pré réglage, onglet propriétés acoustiques

L'aération amenée par le choix de l'adaptation dans le conduit est prise en compte dans l'amplification en-dessous de 1,5kHz pour compenser cet effet comme le font les formules traditionnelles et en considérant que ces basses fréquences seront perçues naturellement grâce au conduit plus ou moins ouvert.

- l'audiométrie « in-situ » : l'inSituGram

Cette audiométrie tient compte de l'adaptation réelle de l'appareillage (aération, déformation de l'amplification naturelle du conduit, ...). Les différences mesurées entre l'audiogramme classique et l'InSituGram sont alors directement liées à l'adaptation réelle de l'appareil dans le conduit du patient.



Figure 41 Seconde étape du pré réglage

- le calibrage de l'anti-larsen

Dépendant également de l'aération de l'appareil, la boucle externe du Larsen est à prendre en considération. La mesure de gain critique permet de mesurer la limite de gain au-delà de laquelle le Larsen apparaît, et où l'anti-Larsen de l'appareil se met en action. Pendant cette mesure, l'anti-Larsen est désactivé.

Faire cette mesure permet d'avoir une valeur plus conforme à la réalité comparativement à la valeur utilisée par défaut. Cette valeur de gain critique peut être superposée aux courbes à l'écran afin de visualiser si le gain de l'appareil ne passe pas au-delà de cette valeur mesurée.



Figure 42 Troisième étape du pré réglage : le calibrage de l'anti-larsen

- le choix de la méthodologie de pré-sélection et du profil de l'utilisateur

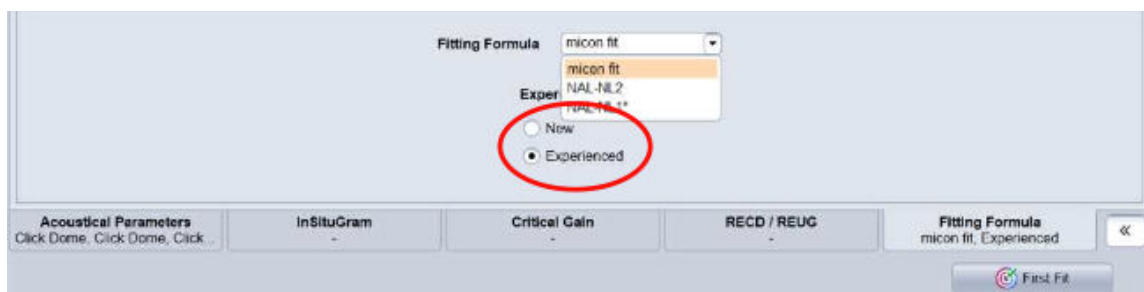


Figure 43 Quatrième étape du pré réglage : choix de la méthodologie

Dans cette étude nous avons considéré deux pré réglages. Un selon la méthode NAL-NL2 et l'autre avec la méthodologie DSL-v5.



La formule de préréglage préconise des gains pour 3 niveaux d'entrée (faible, moyen et fort). Pour faire ce calcul, les formules ont besoins des seuils de détection. Seul DSL utilisera les seuils d'inconfort. (cela n'est pas lié à Siemens mais aux formules de présélection).

Les seuils d'inconfort permettront par contre qu'elle que soit la formule choisie de régler le MPO de l'appareil.

Une fois ces gains calculés, le gain et les compressions de l'appareil sont réglés pour obtenir les résultats demandés par la formule. En sachant que les gains demandés par la formule sont les gains au tympan et non les gains en sortie de l'appareil (2cc), le logiciel essaye donc d'estimer ce qui se passe entre le tympan et la sortie écouteur pour bien régler l'appareil.

La mesure insitugram, le gain critique et les paramètres acoustiques permettent d'éclaircir cet élément.

La méthode Siemens applique des seuils d'enclenchement toujours identiques. Les fabricants ont choisi de respecter l'idée de ces méthodes, c'est-à-dire d'appliquer une correction avec cette notion de faire « varier le gain ».

Il conservent un écart d'environ 15dB pour les TK1 et TK2 entre les basses fréquence et les hautes fréquences pour respecter le spectre de la parole à long terme (LTASS).

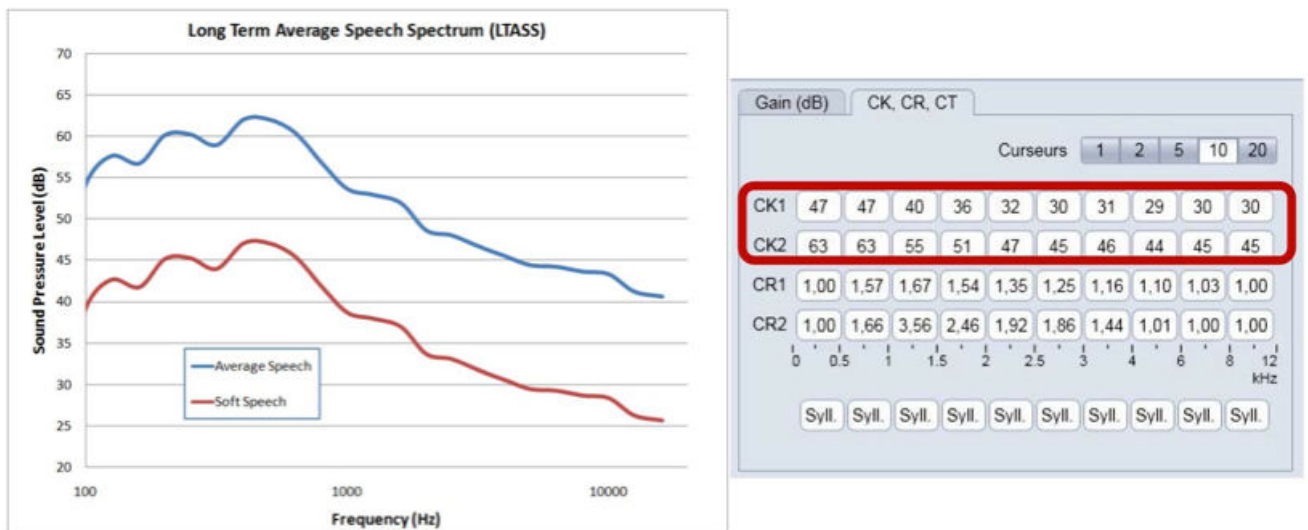


Figure 44 Grille de compression avec la méthode DSL-v5 (TK, CR)

En revanche les facteurs de compression varient selon la méthode choisie. Comme expliqué précédemment (cf. 1. Historique des méthodologies), NAL-NL2 privilégie le confort d'écoute alors que DSL-v5 favorise l'intelligibilité donc l'efficacité prothétique. De ce fait, la compression n'est pas régit de la manière.

Des gains et gains cibles sont alors préconisés pour les différents niveaux d'entrée : 50dB SPL, 65dB SPL et 80dB SPL.



La compression syllabique est toujours préconisée pour n'importe quelle méthodologie de pré-sélection choisie.

La directivité microphonique est enclenchée en mode Automatique/TruEar.

Les traitements du signal sont enclenchés au niveau médiums pour :

- SoundSmoothing,
- Windscreen,
- Réducteurs de bruit (TVP) ajusté en bande large.

D'autres traitements sont amorcés sur le mode minimum comme l'EDP.



Figure 45 Affichage de l'onglet traitement du signal

## 4. Le pré réglage d'après l'audioprothésiste

Le pré réglage de l'audioprothésiste ne conçoit pas une méthode type comme le préconise les fabricants.

Nous pourrions employer différentes méthodes CTM, RENARD, ½ Gain ou 1/3 Gain etc.. cela dépend principalement de la personne malentendante, de l'environnement acoustique quotidien et des conséquences audiométriques engendrée par sa surdité.

La clefs du pré réglage est tout d'abord lié à « 80% psychologie et 20% de technique » comme l'affirme M. Eric Bizaguet lors des E.P.U 2014. Ce n'est pas un simple choix de traitement de signal à enclencher en fonction de la perte mais une base de réglage adaptée au profil spécifique de chaque malentendant.

Pour une même surdité : la presbyacousie classique, le professionnel n'appliquera pas le même pré réglage que le conçoit le fabricant.

En effet, lors de la programmation l'audioprothésiste supprime tous les traitements du signal et ajuste la compression selon les tests effectués précédemment mais surtout en fonction du patient. On parle « d'empirisme contrôlé ».

L'audioprothésiste effectue un ensemble de tests qui sont pour lui indissociables du pré réglage à appliquer par la suite.

Des tests tonaux liminaires et supraliminaires tels que la détermination au casque :

- du seuil auditif au casque,
- du seuil de confort (MCL),
- du seuil d'inconfort (UCL).

En considérant que l'appareillage et le contrôle d'efficacité se fait dans des conditions de champ libre, il est indispensable d'effectuer une audiométrie tonale oreille séparées et binaurale en champ libre.

Une audiométrie vocale dans le calme et dans le bruit au minimum est préconisée. Elle permet de se rendre compte des distorsions phonétiques et des troubles d'intégration périphériques que la surdité engendre sur le malentendant. Le pré réglage ne sera pas orienté alors de la même manière.

L'audioprothésiste fait en sorte au travers des tests qu'il effectue, que toutes les interrogations qu'il avait sur son patient soient résolues par les résultats qu'il obtient. C'est une fois l'analyse de ces résultats que celui-ci accédera aux grands axes de son pré réglage.

Cependant certains paramètres du pré réglage sont effectués systématiquement :

- NAL-NL2 comme méthode de pré-sélection,
- la désactivation de tous les traitements du signal,
- l'activation de l'anti-larsen si besoin mais jamais au maximum pour la perte étudiée,
- le mode omnidirectionnel pour ne privilégier aucune fréquence et laisser le patient travailler naturellement sur sa localisation sonore,
- la modification de tous les seuils d'enclenchement et facteurs de compression que ceux préconisés par les fabricants.

La compression ne se règle pas uniquement par rapport à la perte bien que d'après les travaux de Moore et Pujol la perte auditive mesurée au seuil donne une importante indication quant à l'état fonctionnel de la cochlée.

Ce sont les tests de seuils auditifs, de confort et d'inconfort qui permettent le réglage de la compression.

En effet, la dynamique du champ auditif nous permet de régler le TK1 et le MPO sur tout le spectre fréquentiel de la parole.

Le test de confort permet de visualiser la dynamique résiduelle entre les sons faibles et moyens, et entre les sons moyens et forts. Cette information est essentielle dans le choix du TK2 et des facteurs de compression CR1 et CR2.

Pour des presbycusies le CR1 est généralement compris entre 1 et 2 avec un CR2 toujours inférieur à 3.

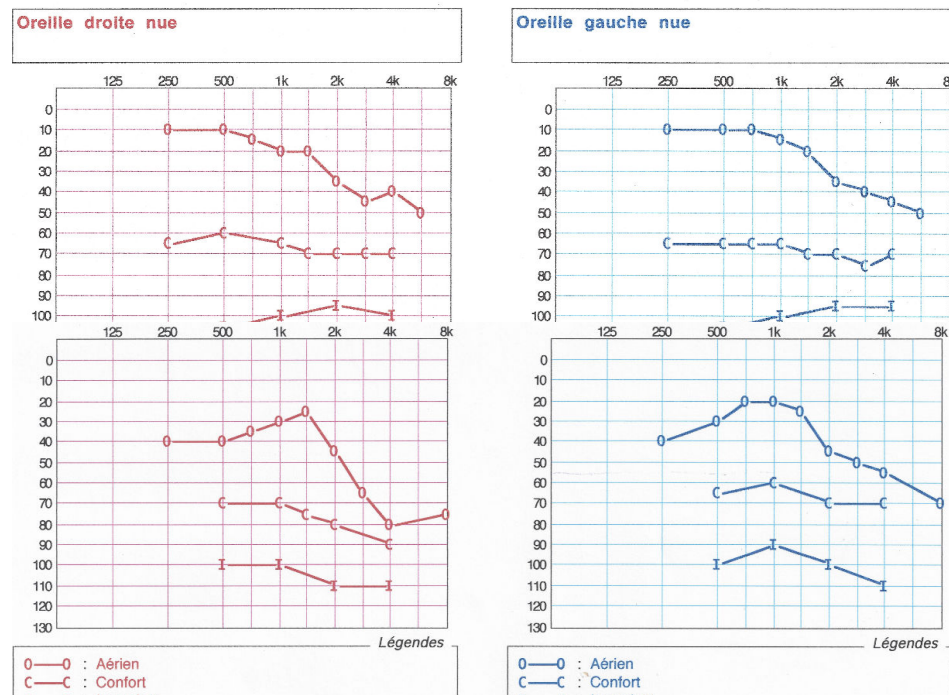


Figure 46 Audiogramme de deux sujets presbycusiques de l'échantillon de cette étude

Le choix des facteurs d'enclenchement s'applique en considérant en plus de la surdité, le profil et les conditions quotidiennes du patient.

Par exemple, pour un patient actif et jeune les seuils d'enclenchement seront plus tôt que pour un patient âgé sans activité. Le but étant de redonner de l'audibilité utile car au delà d'un certain seuil, la perception des sons (particulièrement des sons faibles) deviendra source d'inconfort. Or la correction a pour intérêt la balance entre le confort et son efficacité.

Dans le cas de la presbycusie, les consonnes sont les phonèmes les moins bien perçus. Ceci met en avant la nécessité d'amplifier les sons faibles dans les zones fréquentielles détériorées de la parole c'est-à-dire enclencher une compression légèrement plus importante vers les hautes fréquences où se trouve la réduction du champ de la dynamique. L'administration du gain s'effectue selon diverses méthodes de prescription pour certains ou d'expérience d'appareillage pour d'autres. Il est essentiel d'évaluer le ressenti du patient face à cette amplification nouvelle et de mesurer l'efficacité prothétique immédiate comme ressenti objectif du pré réglage.

Dans un premier temps, il est faut s'assurer que l'amplification reste naturelle. Il n'y a aucun intérêt d'appliquer un gain trop important dans les hautes fréquences en se basant sur la perte lié à la presbycusie.

Il est important de prendre en considération un ensemble de notion comme :

- l'autophonation pour la gestion des basses fréquences. En effet, plus l'embout est long et plus l'amplitude du phénomène décroît.

Si on se réfère aux données anatomiques, un embout court se situe en structure fibro-cartilagineuse avant le premier coude alors qu'avec un embout long nous sommes en structure osseuse. La cavité résiduelle est alors modifiée par conséquent le gain amené au tympan est différent.

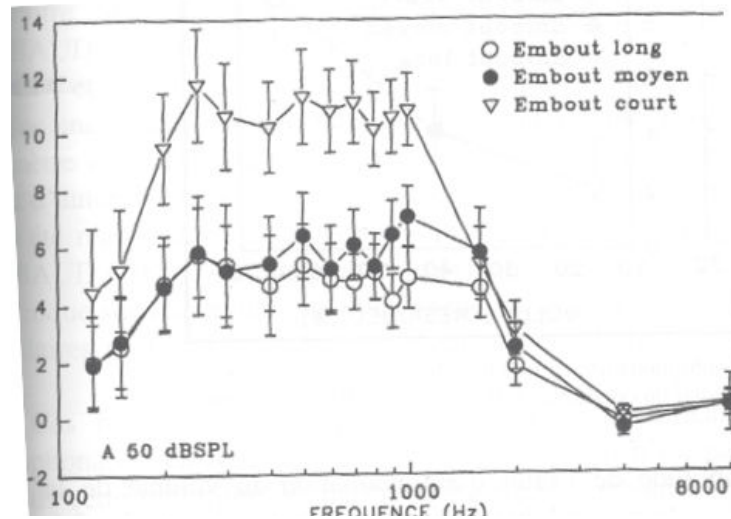


Figure 47 Amplitude de l'effet d'autophonation en fonction des différentes longueurs d'embout [41]

- la taille des conduits pour les pics de résonance naturels, [42]

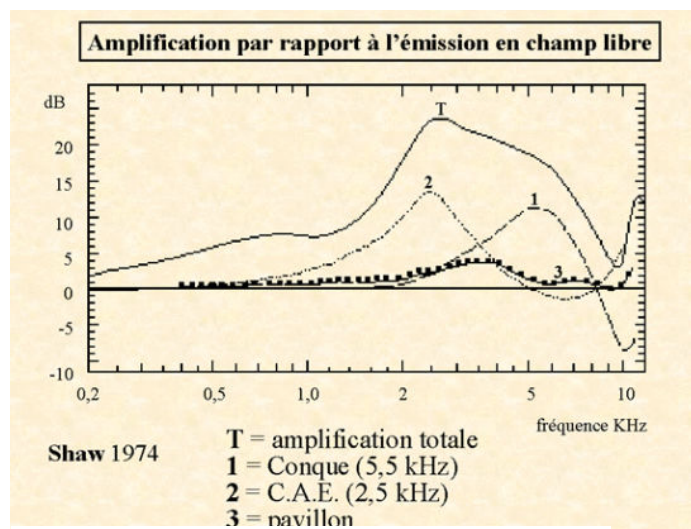


Figure 48 Amplification naturelle du conduit auditif externe

L'intérêt de la mesure in-vivo y prend tout son sens car le logiciel ne prend pas réellement en compte les pics de résonance propre à chaque conduit auditif mais en considère une moyenne d'après un ensemble de travaux réalisés.

Chaque audioprothésiste est capable d'évaluer si l'amplification de départ est correcte (et à laquelle le patient doit s'adapter progressivement), ou si elle se révèle trop importante et inconfortable pour un premier réglage.

Dans un second temps, il faut faire en sorte que la correction appliquée apporte une amélioration dans la perception des sons par l'audiométrie tonale en champ libre oreilles

séparées et en binaural avec les appareils. Le gain se doit aussi d'améliorer l'intelligibilité de la parole. Effectuer une audiométrie vocale dans le calme avec les appareils auditifs permet de le certifier.

Par ailleurs, rechercher le seuil de confort en champs libre avec les appareils du patient permet d'évaluer rapidement si la correction apportée est confortable ou si il est nécessaire de modifier les compressions.

Tous ces tests permettent de mettre un place un pré réglage idéal. Ce travail ne réside pas uniquement dans l'application d'une correction auditive, l'empathie et l'entente entre le professionnel sont primordiales ; rassurer le malentendant et lui montrer que l'on fera tout notre possible pour qu'il puisse trouver un confort correspond à 80% de la réussite du pré réglage et de l'appareillage globale par la suite. **[43]**

# 4.

## La parole et son identification

### 1. Phonétique et confusions

#### 1.1 Unité phonétique

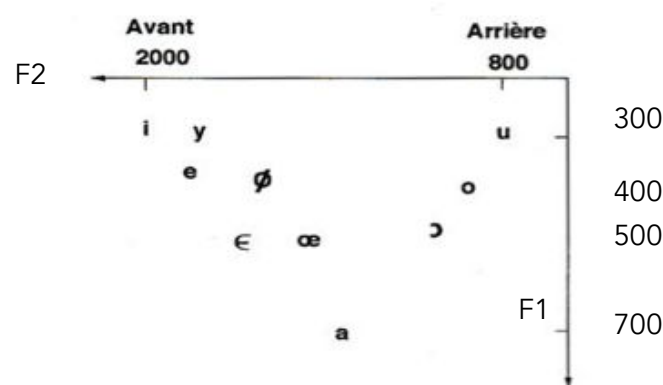
La parole est composée d'un ensemble de phonèmes reliés entre eux par des transitions formantiques. Si l'on analyse un sonogramme, on est capable de caractériser les traits distinctifs par des phénomènes acoustiques précis appelés indices acoustiques. Leur perception joue un rôle prédominant dans la reconnaissance de la parole.

La hauteur de la voix ou fondamental laryngé, dépend du nombre d'impulsions émises par seconde : 150Hz en moyenne pour un homme, 250 à 300Hz pour une femme.

Les cavités supra-laryngées agissent comme des résonateurs qui renforcent des zones fréquentielles particulières du fondamental laryngé ; ces résonances sont appelées les formants.

#### 1.2 Les voyelles

Les voyelles sont stables, énergétiques, périodiques et s'identifient entre elles par leurs trois formants caractéristiques correspondant à un pic d'intensité sur une zone fréquentielle.



Phonèmes	ou	u	i	o	eu	é	o	eu	è	â	a	on	an	un	in
Symboles	u	y	i	o	ø	e	ɔ	œ	ɛ	ɑ	a	ɔ̃	ɑ̃	œ̃	ɛ̃
F1	250	250	250	375	375	375	550	550	550	750	750	600	600	600	600
F2	750	1800	2500	750	1600	2200	950	1400	1800	1200	1350	750	950	1350	1750

Figure 49 Triangle vocalique et talbeau regroupant les formants F1 et F2 des voyelles [44]

### 1.3 Les consonnes

Les consonnes sont des phénomènes aperiodiques aigus et d'intensité faible. Elles sont caractérisées selon leur mode de constriction : les occlusives, fricatives et si elles provoquent un voisement : voisée, non-voisée.

Cependant l'étude isolée de la consonne n'est pas représentative car elle dépend du contexte acoustique dans lequel elle est produite. On parle alors de transitions formantiques pour caractériser la variation de fréquence entre l'attaque consonantique et l'état stationnaire vocalique. Elle suffit à elle seule, à permettre l'intelligibilité satisfaisante de la parole.

Or les difficultés d'écoute chez les malentendants sont liées à cette capacité réduite à identifier la transition de formants avec une étendue fréquentielle limitée (V Summers et M Leek, 1995). [45]

En outre, des études ont montré que l'essentiel de l'intelligibilité est contenue entre -19 et +1dB par rapport au niveau moyen à long terme de la parole.

Les fréquences inférieures à 500Hz (les voyelles) contiennent 60% de l'énergie de la parole mais contribuent seulement à 5% de son intelligibilité. Au contraire, les fréquences supérieures à 1000Hz représentent seulement 5% de l'énergie de la voix et apportent 60% des éléments pertinents permettant sa reconnaissance (consonnes). [46]

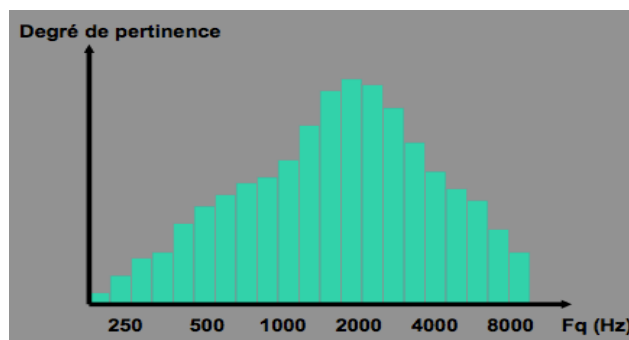


Figure 50 Importance des bandes fréquentielle pour l'intelligibilité [46]

Dans la pratique, des confusions peuvent être faites par exemple entre /t/ et /p/, /f/ et /ch/ ou encore entre /b/ et /d/. En effet, ces phonèmes restent identiques sur le plan du voisement et ne diffèrent que par leur mode d'articulation. Dans la pratique leur son est très proche.

La figure illustre clairement sur l'audiogramme que les consonnes sont principalement source de confusions car étant aigues et faibles, elles sont moins bien perçues pour le presbyacousique. [47]

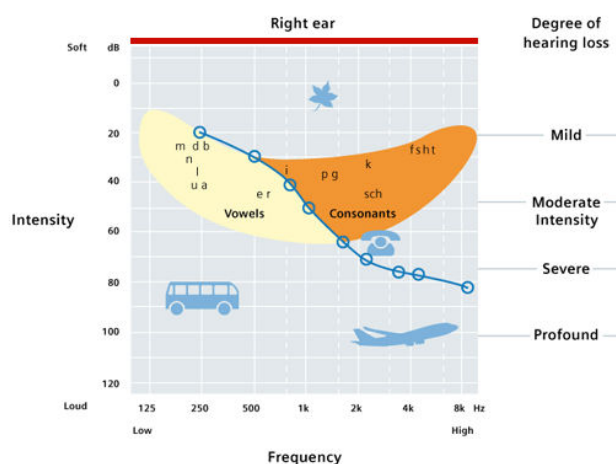


Figure 51 Schéma représentant la répartition phonémique sur un audiogramme de presbyacousie

## 2. L'information temporelle de la parole

### 2.1 Structure temporelle de la parole [48]

Comme tout signal acoustique, la parole est caractérisée par sa structure spectrale (indices fréquentiels) et par sa structure temporelle (indices temporels).

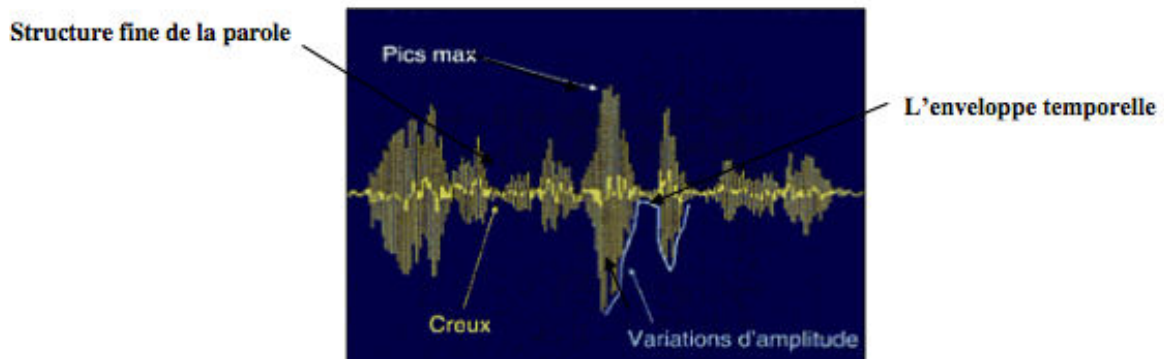


Figure 52 Enveloppe temporelle d'un signal de parole [48]

La structure fine correspond à des variations d'intensité rapides comprises entre 150 et 8000Hz.

Les variations lentes du signal équivalent à l'enveloppe temporelle, elles se trouvent entre 2 et 50 Hz.

L'information de périodicité est contenue dans les modulations rapides de 50 à 500Hz. (C. Château, 2005)

L'extraction de l'enveloppe temporelle de la structure fine peut être effectuée selon la transformée de Hilbert.

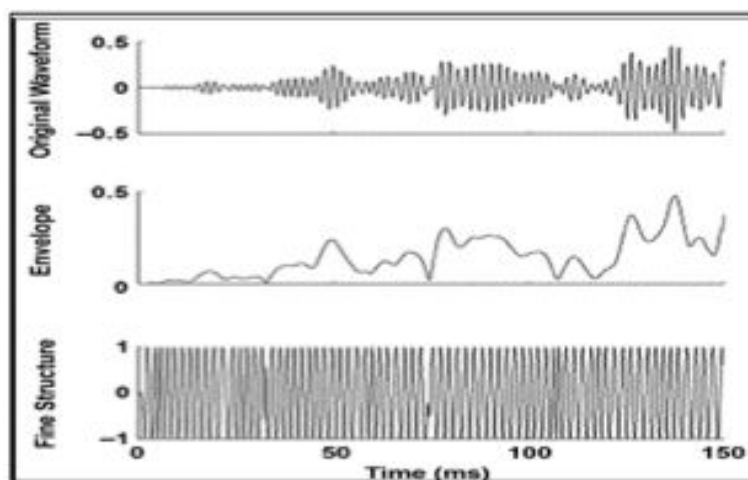


Figure 53 Signal de parole décomposé par la transformée de Hilbert



La transformée de Fourier nous permet d'obtenir la fonction spectrale (figure de gauche) à partir de la fonction temporelle (figure de droite) et inversement.

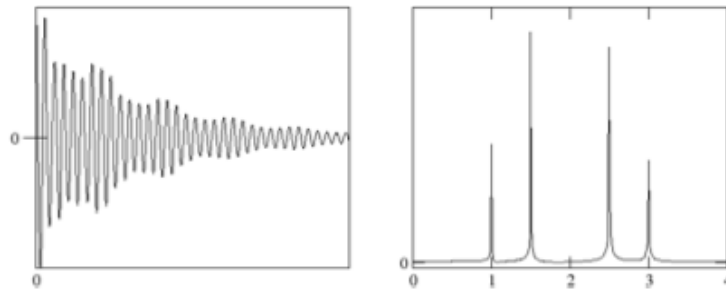


Figure 54 Représentation temporelle et spectrale d'un son

Les caractéristiques des différents paramètres de la modulation d'amplitude de la parole sont les suivantes :

- la fréquence porteuse ( $F_0$ ) s'appuie sur l'ensemble du spectre de la parole, c'est-à-dire d'environ 150 à 8000Hz. Elle correspond à la structure fine.
- la fréquence de modulation est plus ou moins rapide, comprise entre 1Hz à 30Hz lorsque l'on considère la durée d'une plosive ou celle d'un mot. Elle représente la vitesse de variation de l'amplitude de l'onde porteuse c'est-à-dire l'enveloppe temporelle du signal.
- La profondeur de modulation de la parole est d'environ de 30dB pour une situation donnée. Elle indique l'importance de la variation d'amplitude.

## 2.2 Implication de l'enveloppe temporelle dans la perception de la parole

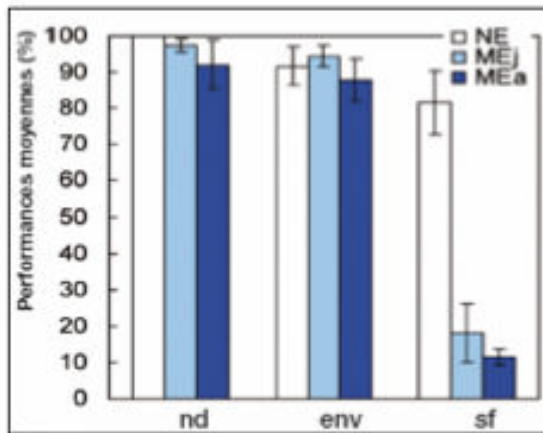
De nombreuses recherches ont démontré l'importance de l'enveloppe temporelle pour la compréhension de la parole (Debruille L, 2006). Il a été démontré que l'intelligibilité de la parole dans le silence dépend en majorité des modulations temporelles d'enveloppes comprises en 4 et 16 Hz. [49]

Dans l'étude de Shannon, les enveloppes temporelles d'un signal de parole sont extraites de plusieurs bandes spectrales larges puis appliquées à des bandes de bruit. Ces bandes de bruit sont ensuite recombinaées afin de produire une version du signal de parole original détériorée dans le domaine spectral ; cela force les sujets à identifier la parole sur la base d'indices d'enveloppes temporelles uniquement. Dans ces conditions, les performances de reconnaissances de consonnes, voyelles et phrases par des sujets normo-entendant entraînés à cet exercice atteint 100%.

On peut en conclure que les informations d'enveloppe temporelle jouent un rôle prépondérant dans la perception de la parole.

La figure 55 illustre les résultats obtenus pour cette dernière expérimentation avec des auditeurs normo-entendants (NE) et malentendants (ME) jeunes et âgés.

Une lésion cochléaire affecte fortement la capacité à analyser les informations temporelles rapides mais n'altère pas la reconnaissance des indices d'enveloppe. Cette diminution de capacité de codage des fluctuations rapides d'un signal est constatée pour un niveau modéré de perte auditive.



Auditeurs :

- NE : normo-entendant
- MEj : malentendants jeunes
- MEa : malentendant âgés

Trois conditions :

- nd : parole non-dégradée
- env : informations d'enveloppes temporelle seules
- sf : information de structures fines seules

Figure 55 Identification des indices de la parole [50]

D'autres études révèlent l'importance de l'enveloppe temporelle dans la perception de la parole.

Le STI (Speech Transmission Index) de Houtgast et Steeneker en 1985, a permis de démontrer la fonction majeure des fluctuations lentes de l'amplitude des signaux de parole dans l'intelligibilité.

Ils mettent aussi en évidence les modulations d'amplitude les plus importantes dans le spectre de modulation d'un discours. Elles se trouvent dans les basses fréquences avec un maximum autour de 3-4Hz. Il est intéressant de souligner que ces fréquences de modulation restent capitales puisqu'elles correspondent au rythme syllabique de la parole.

Les modulations en amplitudes de la parole les plus lentes sont aussi nécessaires à la perception de la parole.

En effet, S. Rosen en 1992 explique que les fluctuations d'amplitudes de la parole les plus lentes, comprise en 2 et 50Hz correspondant à l'enveloppe temporelle, déterminent les traits acoustiques d'intensité, de durée, d'attaque et de descente.

Elles véhiculent de nombreuses informations linguistiques telles que :

- des indices sur le mode d'articulation : lieu où la constriction est la plus importante. Elle donne une information sur le temps d'attaque et le relâchement. Par exemple la distinction claire entre une occlusive et une fricative.
- des indices sur le voisement : différences d'amplitude, intervalles de silence, énergie

- des indices prosodiques : rôles dans la délimitation des unités linguistiques. Ces traits se révèlent très importants car ils constituent en partie les transitions formantiques, essentielles pour le malentendant dans le décodage du message vocal.
- la forme de l'enveloppe est également impliquée dans la perception du timbre ainsi que dans la sensation de rythme.

Rosen montre aussi que les fluctuations plus rapides correspondant à la périodicité du signal véhiculent deux types de traits linguistiques :

- des informations segmentales au sujet du mode d'articulation et du voisement : le voisement correspond à la présence d'énergie acoustique quasi périodique dans les basses fréquences. A l'inverse, les segments de parole apériodiques proviennent de bruits de turbulence : phonèmes non-voisés ou fricatifs.
- des informations prosodiques à propos de l'intonation et l'accentuation.

R. Plomp en 1988 a démontré que la diminution des contrastes d'enveloppe temporelle peut causer des effets délétères sur l'intelligibilité.

L'enveloppe temporelle de la parole permet 90% de la compréhension du message vocal pour des sujet entraînés mais comme Plomp l'a démontré c'est la perception de la structure fine qui permet l'intégration de la parole dans le bruit.

### 3. Perception de la structure fine et démasquage dans le bruit

#### 2.1 Perception de la structure fine

D'après la norme NFS 30001, le bruit est défini comme étant « un phénomène acoustique produisant une sensation auditive considérée comme désagréable ou gênante ». [51]

Cette notion de gêne s'applique directement aux malentendants puisque leur compréhension s'altère de manière plus importante en milieu bruyant. (Dubno et al, 1948) [52]

En effet, Drullman montre en 1994, que la perception de la structure fine, et notamment les pics de l'enveloppe temporelle ont, en présence de bruits perturbants, une influence essentielle sur la reconnaissance de la parole. Or cette capacité d'utiliser des fluctuations temporelles rapides (structure fine) est altérée, ce qui explique cette perte d'intelligibilité entraînant la plainte récurrente des malentendants dans le bruit.

En réalité, le bruit entraîne des effets de masquage qui empêchent la perception du signal sonore. On peut distinguer deux types de masquage :

- le masquage énergétique : attribué à la composition spectro-temporelle du bruit qui recouvre le signal cible.

- le masquage informationnel : occasionnée par les informations de langage présentes dans le bruit masquant qui interfèrent avec les informations du signal de parole.

D'autres notions d'acoumétries sont à prendre en considération dans l'altération de la parole. La distance joue un rôle dans la modification du rapport signal sur bruit.

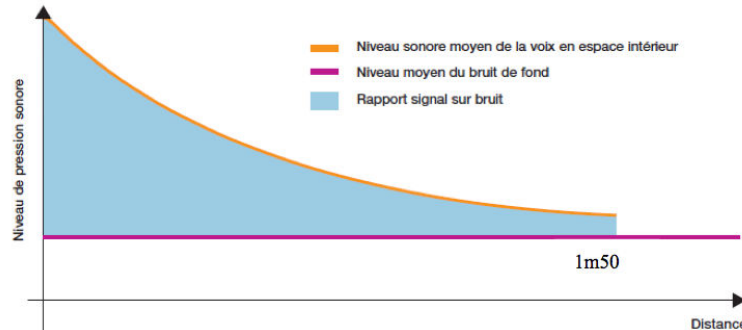


Figure 56 Diminution du rapport signal/bruit avec la distance [53]

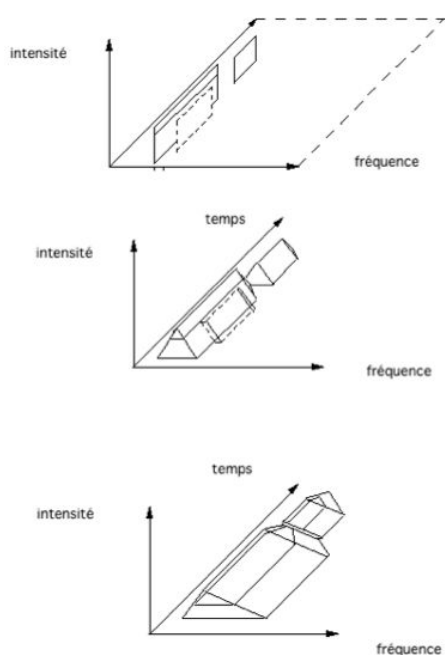
## 2.2 Le démasquage de la parole dans le bruit

Les effets naturels du masquage en milieu bruyant sont d'autant plus contraignants pour les patients presbycousiques de part leurs difficultés de démasquage causées par la surdité neurosensorielle.

La notion de démasquage est définie comme l'écoute sélective permettant d'isoler la parole du bruit de fond. Il s'agit donc de la capacité d'un sujet à tirer profils de l'information de parole présente dans les creux des fluctuations de bruit.

Ce n'est sûrement pas un hasard si les fabricants intègrent progressivement le traitement de la structure fine dans la transmission du signal.

Chez le malentendant cette capacité de démasquage est détériorée par rapport à celle des normo-entendants (Festen et Plomp, 1990) et se présente pour des seuils audiométriques supérieurs à 30dB HL entre 125 et 6000Hz. [53]



Cette dégradation se présente pour des seuils audiométriques supérieurs à 30dB HL entre 125 et 6000Hz. En effet, certaines études rendent compte du manque de démasquage pour les malentendants quelque soit le bruit (stationnaire ou fluctuant). (Dequesnoy, 1983) [53]

Le démasquage de la parole dans le bruit s'effectue selon deux axes : spectral et temporel.

La surdité provoque des difficultés de démasquage qui entraîne une modification de la perception du message sonore en intensité, fréquence et en temps. (Figure 57) [46]

Figure 57 Modification de la perception du signal sonore en intensité, temps et fréquence [46]

Chez les malentendants, la détérioration de la sélectivité fréquentielle, limitant l'accès aux indices spectraux peut être la cause d'une partie des troubles de compréhension de la parole. Le démasquage spectral permet l'amélioration de l'intelligibilité de la parole en présence de bruits masquants modulés spectralement par rapport à la compréhension avec un bruit masquant stationnaire.

Afin d'évaluer l'importance des indices spectraux, des études ont permis de concevoir un traitement des signaux de parole de manière à lisser leurs informations spectrales. (ter Keurs, M. Festen, 1993) [54]

A l'aide de cette technique, la reconnaissance de phrases, consonnes et de voyelles chez les sujet normo-entendant a été étudiée. L'énergie spectrale comprise entre 100 et 8000Hz a été lissée par bande d'1/8 à 4 octaves pour les phrases et d'1/8 à 2 octaves pour les voyelles et les consonnes.

Les résultats montrent que tant que le lissage n'affecte pas les contrastes spectraux sur des bandes plus larges que la largeur des filtres auditifs, les scores d'intelligibilité ne sont pas réduits par le traitement des signaux. Le démasquage diminue plus la largeur de bande lissée augmente.

De manière générale, la capacité à écouter dans les vallées spectrales d'un bruit fluctuant est étroitement liée à la sélectivité fréquentielle.

Les malentendants présentant des filtres auditifs élargis (pour des pertes auditives supérieures à 30dB HL), bénéficient moins de cette capacité de démasquage spectral.

Pars ailleurs, Moore (2007) remarque que la dégradation de la sélectivité fréquentielle est toujours associée à une perte auditive dans cette même zone fréquentielle. Cette découverte permet de supposer que les presbycousiques ne possèdent pas de troubles du codage fréquentiel dans les basses fréquences et bénéficient donc dans cette zone du phénomène de démasquage spectral. Nous tenterons de le mettre évidence plus tard au travers de cette étude. [55]

### 2.3 Le démasquage temporel

Le démasquage temporel définit l'amélioration de l'intelligibilité de la parole en présence de bruits masquants modulés temporellement par rapport à la compréhension avec un bruit masquant stationnaire.

De nombreuses études mettent en évidence que la surdité de perception affecte la capacité à écouter dans les vallées temporelles du bruit. Or d'après les travaux de Shannon, ce sont les indices de la structure fine qui, dans le bruit se révèlent être les plus utiles pour assurer une bonne intelligibilité. (Shannon et al, 1995) [56]

De la même manière, Hopkins, Moore et Stone (2008) montre que le seuil d'intelligibilité en présence de bruit varie en fonction du nombre de canaux fréquentiels contenant les indices de structure fine. Ce qui reconferme l'importance de cette structure dans le démasquage de la parole dans le bruit. [57]

L'effet de l'âge sur le démasquage n'est pas bien établi. (Takahashi et Bacon 1992)

En revanche, des facultés de traitement temporel déclinant avec l'âge sans influence de la perte auditive ont été mises en exergue. (Gordon-Salant et al 2006). De plus Dubno, Horwitz

et Ahlstrom (2002) ont mis en évidence la réduction de l'identification de la parole en présence de bruit et une diminution du démasquage temporel pour les normo-entendants âgés par rapport à des jeunes.

Ces études expliquent donc le dysfonctionnement du traitement temporel retrouvé chez le presbycusique entraînant des difficultés dans les situations bruyantes à l'origine des distorsions phonétiques relevées que nous expliquerons.

Dans le silence les malentendants se révèlent confrontés aux dégradations de la discrimination temporelle. L'effet de masque temporel expliqué précédemment entraîne la disparition des signaux faibles (creux du signal masqués par les pics) (figure 58). D'où l'importance de parler lentement avec une articulation plus prononcée.

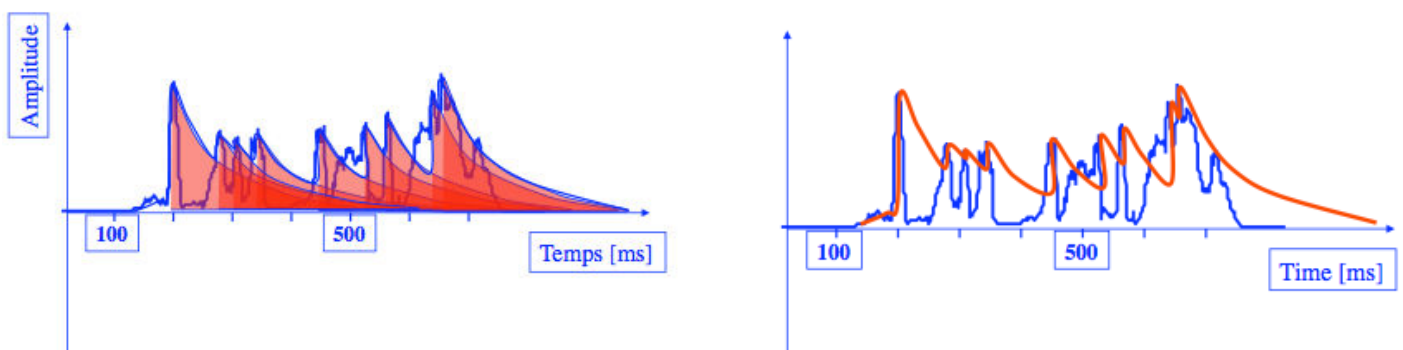


Figure 58 Effet du masque temporel sur l'enveloppe temporelle de la parole

Plusieurs études peuvent donc expliquer que l'avancée en âge et la surdité de neurosensorielle entraîne une faible capacité des malentendants à encoder ou à utiliser les informations de la structure fine réduisant ainsi leur démasquage temporel.

De la même manière, une dégradation de la sélectivité fréquentielle due à l'élargissement des filtres auditifs apparaît et diminue la capacité de démasquage fréquentiel.

Fort de l'observation de ces travaux, il a semblé opportun et logique d'utiliser les caractéristiques de l'enveloppe temporelle pour mesurer l'efficacité prothétique et améliorer le réglage par l'audiométrie vocale. C'est de cette manière que F. Lefèvre mis en place l'A.T.E.C (Audiological Temporal Envelopes Comparision).

## 5.

# Mesure de l'efficacité prothétique : le logiciel ATEC

L'audiométrie vocale est un examen qui teste l'aptitude du sujet à percevoir la parole. Elle est née de la nécessité d'évaluer l'intelligibilité de la parole de patients souffrant de déficits auditifs. Ses résultats constituent donc un complément de grand intérêt pour l'adaptation et l'évaluation du bénéfice prothétique.

La surdité neurosensorielle provoque des désordres de la « quantité » de l'audition par l'altération des seuils tonals liminaires et supraliminaires mais aussi des désordres de « qualité » de l'audition comme nous l'avons vu précédemment. Ceux-ci entraînent des distorsions physio-pathologiques non linéaire fréquentielles et temporelles.

Le but de notre étude expérimentale est de cartographier ces distorsions phonétiques. Or le test syllabique de F. Lefèvre associé au logiciel ATEC est significativement le plus sensible pour l'analyse de ces confusions au travers d'audiométrie dans le calme et dans le bruit. (P. Lesmele, 2009) [58]

Par ailleurs, déjà d'après L. Dodele, « une étude des confusions phonétiques est beaucoup plus importante qu'un calcul de pourcentage d'intelligibilité ». L'A.T.E.C est particulièrement sensible aux surdités type presbyacousie comme nous le certifie Nathalie MENARD dans les Cahiers de l'Audition c'est pourquoi il nous a semblé judicieux de l'utiliser afin de procéder à une perspective d'efficacité prothétique. Celle-ci nous conduira à établir une comparaison entre les trois préreglages. [60]

### 1. L'ATEC : Le répertoire d'enveloppes temporelles

[60]

L'A.T.E.C crée par Franck Lefèvre en 2004 signifie Audiological Temporal Envelopes Comparison. Ce logiciel associé au test syllabique permet d'analyser quatre paramètres psycho-acoustique de l'enveloppe temporelle des syllabes ainsi que des indices acoustiques, traits articulatoires et acuité temporelle et fréquentielle.

Nous nous intéressons à quelques paramètres dans notre étude.

Son principe à la genèse était de décomposer chaque item vocal en indices acoustiques, chaque indice étant caractérisés par une zone fréquentielle déterminée.

Pour se faire, la première étape fut d'extraire les enveloppes temporelles de la parole afin de pouvoir les étudier. Ce processus comprenait alors quatre étapes : d'abord le choix du matériel phonétique, l'enregistrement des mots puis l'extraction des enveloppes et enfin l'extraction des indices temporels et fréquents pertinents.

Au cours des études, l'A.T.E.C fut modifié pour permettre une meilleure reproductibilité et fiabilité des résultats. La version v.1.7.0 du logiciel fut utilisée au travers de cette étude.

Afin d'appréhender un fonctionnement tonotopique cochléaire de la perception des signaux de la parole, les analyses fréquentielles ont été réalisées sur six bandes fréquentielles. Les fréquences de coupures de ces bandes ont été déterminées par rapport à la répartition énergétique fréquentielle des différents des indices acoustiques des sons de la parole.

Les sections de bande fréquentielles réalisées sont les suivantes :

- 50-200Hz : présence éventuelle de voisement correspondant au fondamental, laryngé du locuteur étant en moyenne de 80 explosions laryngées par seconde
- 200-500Hz : 1<sup>er</sup> formant de la plupart des voyelles,
- 500-1kHz : 1<sup>er</sup> et 2<sup>nd</sup> formants,
- 1-2kHz et 2-3kHz : 2<sup>nd</sup> formant et les bruits de frictions (consonnes),
- 3-8kHz : caractéristiques des bruits de frictions (consonnes).

L'extraction des enveloppes temporelle est réalisée par la transformée de Hilbert qui fournit une définition de l'enveloppe et de la structure fine comme expliqué précédemment.

## 2. Le test syllabique

Les phonèmes sont souvent trop brefs pour être identifiés comme des évènements sonores discrets. En ce qui concerne la parole, le premier niveau d'identification correspond aux unités supra-phonétiques telles que la syllabe. Elle s'avère être un chaînon capital dans la reconstruction perceptive du signal de parole.

L'étude au niveau syllabique des enveloppes temporelles permet de prendre en compte les transitions des formants qui sont phonétiquement significatives et qui apparaissent lors de l'association de deux phonèmes. [61]

La syllabe est donc une véritable unité linguistique tant sur le plan de la production vocale que sur le plan de la perception.

### 2.1. Choix des TSI

Le test syllabique a la particularité d'être composé de trois syllabes identiques d'où l'appellation « TSI » pour Tri Syllabes Identiques.

*Pourquoi avoir choisit de mettre en place un tel test ?*

D'une part, d'après certains neuropsychologues, la reconnaissance phonémique dans le bruit est la plus appropriée en s'appuyant sur la tri-syllabe. D'autre part, la durée du T.S.I est



préférable pour disposer d'une fenêtre temporelle avantageuse pour séparer les paramètres d'enveloppe temporelle de chaque T.S.I. [62]

En se basant sur ces études, le souhait de F. Lefèvre au travers de ces listes, est de pouvoir étudier la transition formantique et d'exclure la suppléance mentale. D'après L. Dodelé, les patients qui acceptent le principe de répéter des mots sans signification, sont libérés du besoin de trouver un sens aux mots et comme il leur est demandé de répéter ce qu'ils entendent simplement, l'interprétation des erreurs est d'autant plus précise.

## 2.2. Composition des listes

Le test est constitué de sept listes de 20 TSI chacune constituée de deux phonèmes, soit un total de 40 phonèmes par liste.

Chaque liste commence et se termine par des syllabes plus faciles afin de ne pas tracasser le patient. Les syllabes sont agencées de manière à ce que deux syllabes trop proches phonétiquement ne se jouxtent pas.

TEST SYLLABIQUE – FRANK LEFEVRE 2008 –						
L1	L2	L3	L4	L5	L6	L7
gé	jou	pa	cha	ché	ba	pé
chau	bé	té	bain	bou	chou	dau
ti	quin	si	qui	ni	fin	guon
fan	chi	zain	dou	tain	vi	fi
païn	mu	lon	van	zeu	pau	sau
vou	za	tou	mau	pan	neu	va
sa	peu	beu	nu	kau	ton	zé
deu	gau	fu	pon	son	sé	jain
bon	non	vau	gheu	vu	du	queu
lu	tan	mé	lé	fa	jan	la
mi	fau	quan	teu	mon	main	nau
cou	li	bi	sain	dan	lou	tu
zo	vé	dain	gi	gain	zi	dé
nain	su	chan	lan	jo	kon	chon
gué	dou	ju	zu	leu	gu	bu
pu	nan	na	qué	zou	né	mou
gan	vain	gou	bau	chu	ga	fou
ceu	feu	cheu	fon	fé	tau	nan
von	pou	zon	nou	qua	san	veu
ma	da	lau	ja	ban	jeu	ta
Phonèmes erronés /40	Phonèmes erronés /40	Phonèmes erronés /40	Phonèmes erronés /40	Phonèmes erronés /40	Phonèmes erronés /40	Phonèmes erronés /40
% P.R. /100	% P.R. /100	% P.R. /100	% P.R. /100	% P.R. /100	% P.R. /100	% P.R. /100

Figure 59 Les 7 listes du test syllabique de F. Lefèvre donné par l'A.T.E.C v.1.7.0

Ces listes préservent les différences naturelles entre syllabes c'est-à-dire qu'il n'y a pas de normalisation en intensité comme la plupart des tests utilisés en audiométrie vocale. Une certaine homogénéité sur le plan syllabique et phonétique est conservée. Sur l'ensemble des sept listes, chaque syllabe n'est émise qu'une fois.

Concernant le matériel phonétique, 10 voyelles sur les 16 du français ont été utilisées. Les phonèmes proches {/œ/ et /ø/}, {/o/ et / /}, {/ / et / /}, {/e/ et / /} et {/a/ et / /} n'ont pas été différenciés, les différences spectrales n'étant pas suffisamment marquées.

Pour les consonnes, les phonèmes /p/, /t/, /k/, /b/, /d/, /g/, /f/, /s/, /ʃ/, /v/, /z/, /je/, /m/, /n/, / /, /r/, /l/ et /j/ ont été utilisés soit 18 consonnes pour 20 existantes dans le français. Il en résulte donc de cela 180 combinaisons de syllabes consonnes-voyelles.

### 3. Les indices temporels retenus

[63]

Après extraction des enveloppes, des caractéristiques ont été définies afin de réaliser des comparaisons entre les différentes enveloppes.

L'enveloppe de la parole est constituée de variation de pression et donc possède des pressions de crête c'est-à-dire la valeur maximale prise par la pression instantanée pendant la période de mesure. Elle permet de repérer les pics d'amplitude d'un signal.

#### 1.1 La valeur RMS

La valeur RMS (Root Mean Square) correspond à la valeur efficace de la pression acoustique. L'analyse du RMS permet de déterminer les sur ou sous-évaluations ou l'amplitude globale de l'enveloppe temporelle de la parole est la plus importante.

Elle est obtenue en calculant la racine carrée de la moyenne des carrés des pressions acoustiques instantanées selon la formule suivante :

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{T} \int_t^{t+T} e^2(t) dt}$$

L'intérêt n'est pas de comparer les valeurs RMS des syllabes entre elles mais de confronter les valeurs RMS des différentes bandes d'une syllabe par rapport au niveau global, car les indices d'amplitude et de durée employés lors de la perception de la parole sont relatifs. Les débits et les intensités moyennes de la parole fluctuent selon les locuteurs et les contextes.

La valeur maximale du RMS permet de repérer les pics d'amplitude du signal.

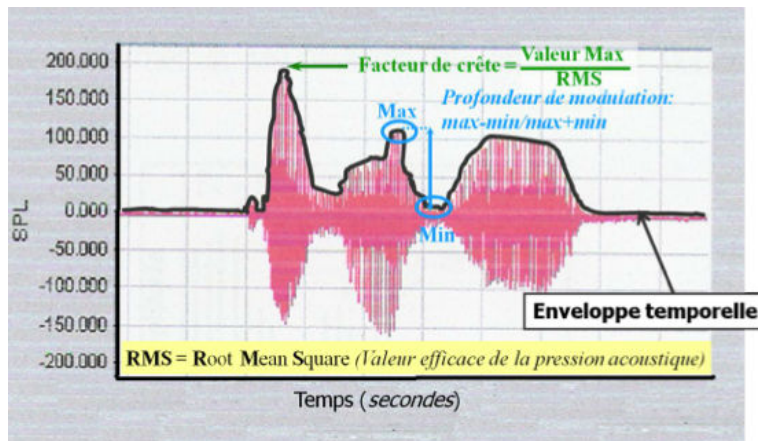


Figure 60 Schéma de l'enveloppe temporelle de la parole et les indices temporels (RMS, facteur de crête, profondeur de modulation) [59]

### 1.2. Le Facteur de crête (FC)

Le rapport entre cette pression maximale et la pression efficace en (dB) est le FC :

$$FC = \frac{\text{ValeurMax}}{\text{ValeurRMS}}$$

Il permet de caractériser l'amplitude des variations du signal. Plus le facteur de crête est important plus il signifie des variations brutales d'amplitude du signal. Le facteur grandit avec la complexité du signal.

L'enveloppe du signal peut être décomposée en une série de signaux sinusoïdaux selon la transformée de Fourier (FFT). On obtient ainsi son spectre de modulation (degré de modulation par rapport à la fréquence de modulation). La FFT met en évidence les composantes spectrales et permet alors l'analyse de la profondeur de modulation par rapport à une fréquence de modulation.



Figure 61 Spectre de modulation [63]

Plus la profondeur de modulation d'une fréquence est importante, plus la fréquence de modulation est une composante importante de l'enveloppe.

### 1.3. La profondeur de modulation (PMOD)

Elle est établit selon la formule suivante :  $PMOD = \frac{\text{max} - \text{min}}{\text{max} + \text{min}}$

### 1.4. La dynamique (DYN)

Elle correspond à la différence entre la valeur maximale de l'amplitude et sa valeur minimum. Elle donne une information sur la dynamique de la syllabe.

En outre, l'A.T.E.C analyse les traits acoustiques et articulatoires des distorsions phonétiques. Cependant, nous ne les avons pas en compte dans cette étude en vue du nombre de paramètres déjà relevés. Nous nous sommes intéressés plus particulièrement aux distorsions retrouvées au niveau des acuités temporelles (aigu/grave, oral/nasal, compact/diffus) et fréquentielles de l'enveloppe du signal de parole.

L'acuité temporelle (voisé/non-voisé, continu/interrompu, sourd/sonore) nous renseigne sur le masquage, la rémanence c'est-à-dire de la perception plus ou moins dégradée des fluctuations lentes d'enveloppes.

L'acuité fréquentielle évalue la justesse de la hauteur tonale, la sélectivité soit la perception détériorée de la structure fine du signal de parole.

## 4. Intégration du test à l'A.T.E.C

### 1.1. Utilisation du logiciel

La liste 1 s'affiche automatiquement lors de l'ouverture du logiciel. Le choix des autres listes se fait par sélection des onglets en bas du document. Il existe aussi un document de synthèse.

Les sept listes du test syllabique sont construites de la même manière : la partie de gauche est dédiée au test syllabique et la partie de droite à la comparaison des enveloppes temporelles.

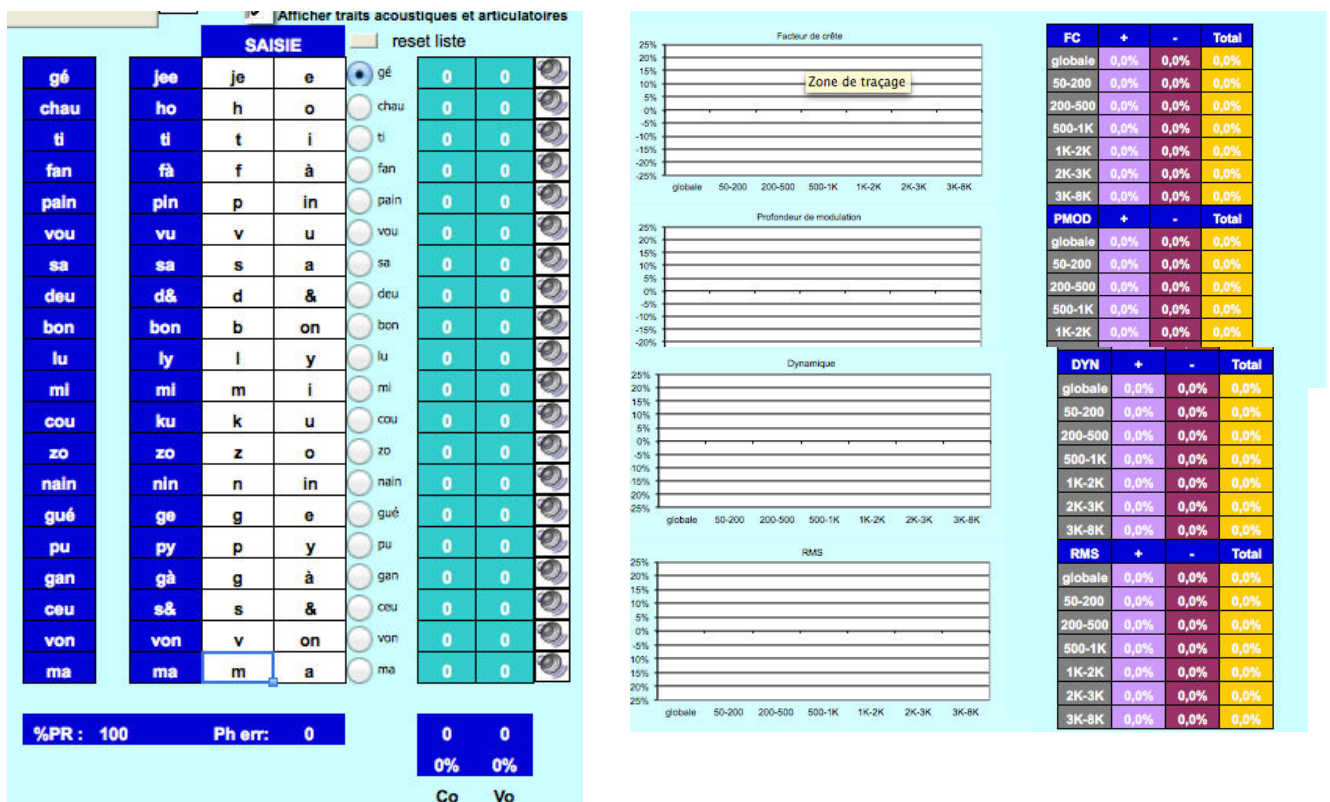


Figure 62 Onglet de la liste 1 du logiciel A.T.E.C

Après émission du phonème, on saisit la réponse du patient selon le code phonémique associé (figure X). Par exemple supposons que le patient perçoit « po » pour « pa » émis, nous devons remplacer le « a » déjà inscrit par défaut par un « o ».

En cas de bonne réponse, aucune saisie n'est nécessaire, le test est pré-rempli de façon correcte. On écrit « x » en l'absence de réponse.

Symbole de l'API	Code retenu pour la saisie
Voyelles	
/i/	i
/y/	y
/u/	u
/e/	e
/ø/	&
/o/	o
/a/	a
/ɛ/	in
/ɔ/	on
/ɑ/	à
aucun phonème perçu	x
Consonnes	
/p/	p
/t/	t
/k/	k

/g/	g
/f/	f
/s/	s
/ʃ/	h
/v/	v
/z/	z
/ʒ/	je
/m/	m
/n/	n
/ɲ/	gn
/R/	r
/l/	l
/j/	j
aucun phonème perçu	x

Tableau récapitulatif du code phonémique pour l'A.T.E.C

## 1.2. Résultats et affichages

Une fois le test effectué, le logiciel compare les traits de phonèmes émis avec ceux du répétés par le patient, en se reportant à la base de donnée.

A chaque fois qu'une différence apparaît entre les deux syllabes, l'ATEC ajoute le trait erroné d'une erreur. Puis il calcule le nombre total d'erreurs pour chaque trait. Enfin, le logiciel évalue pour chaque trait le pourcentage du nombre total d'erreurs dans la liste par rapport au nombre de fois où le trait devrait apparaître si la liste n'était pas erronée.

A la fin du test un ensemble de résultats apparaît

D'abord à gauche en bas du tableau figure (63) :

- % PR : le pourcentage de phonème reconnus,
- Ph err : le nombre total de phonèmes erronés,
- Co : le pourcentage d'erreur sur les consonnes,
- Vo : le pourcentage d'erreur sur les voyelles.

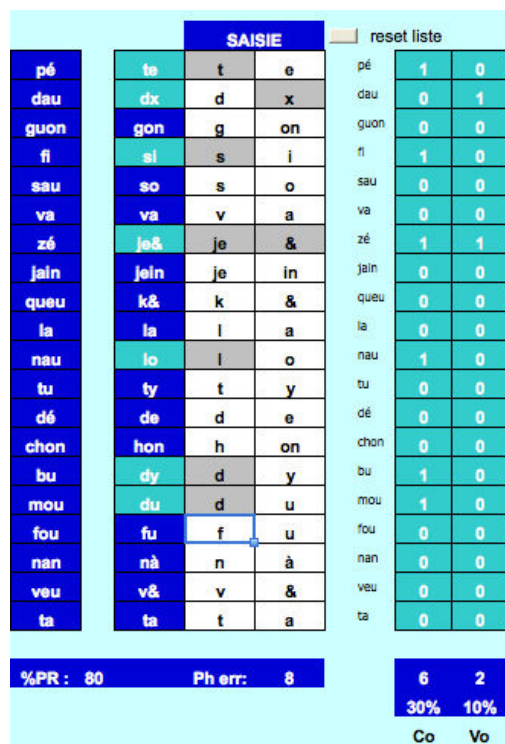


Figure 63 Résultats pour la liste 1 du patient X testé

Pour chaque liste du test syllabique, à chaque erreur du patient, une incrémentation de sur-évaluations et de sous-évaluations d'enveloppe temporelle est réalisée.

La lecture des résultats de comparaison d'enveloppe s'effectue sur le coté droit du document. Les résultats concernant les quatre paramètres sont affichés : le facteur de crête (FC), Profondeur de modulation (PMOD), Dynamique (DYN) et la valeur RMS.

Pour chacun d'eux, les scores des écart-relatifs (positif, négatif) entre syllabes émises et syllabes perçues sont indiqués sous forme graphique et sous forme de tableaux en pourcentage. Ils sont affichés pour l'enveloppe globale et séquencés selon les six bandes fréquentielles.

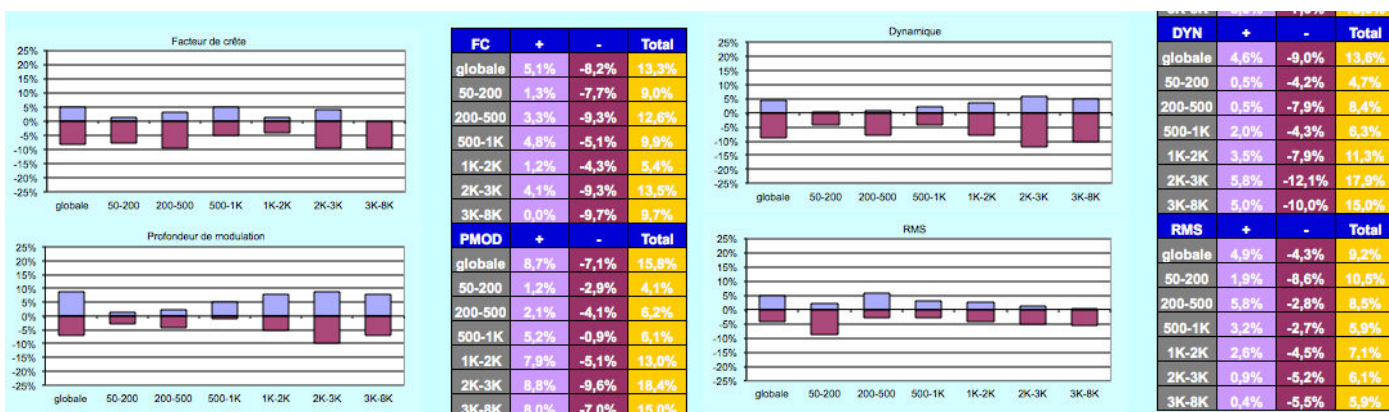


Figure 64 Affichage des scores d'erreurs obtenus après passation de la liste 1 avec le patient X

On obtient aussi le taux d'erreur de l'acuité temporelle et fréquentielle sous forme de tableaux et graphique en pourcentage.

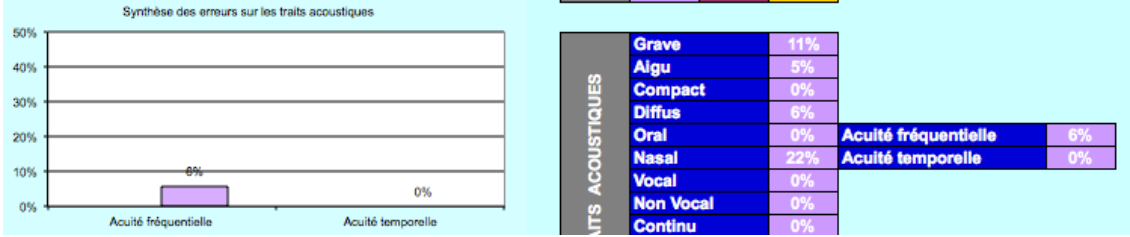


Figure 65 Affichage des résultats pour l'acuité fréquentielle et temporelle d'après l'A.T.E.

# II.

## ETUDE EXPERIMENTALE

1. OBJECTIFS	
2. MATERIEL ET METHODES .....	64
1. Les patients.....	64
2. Matériel audiométrique .....	65
3. Les réglages.....	65
4. Les tests .....	67
5. Analyse statistique .....	71
3. RESULTATS.....	72
2. Résultats fonctionnels .....	76
3. L'efficacité prothétique selon les méthodes utilisées.....	82
4. Sondage EPU 2015.....	93
5. Questionnaire d'évaluation subjective.....	94
4. DISCUSSION.....	96
1. Résultats fonctionnels .....	96
2. Les constantes de réglages .....	98
3. Les paramètres de l'enveloppe temporelle.....	101
4. Efficacité subjective : Confort du patient.....	104
5. CONCLUSION.....	105



# 1.

## Objectifs

L'objectif de notre étude est de comparer sur des patients presbycousiques, les trois pré réglages suivants :

- Selon le fabricant Siemens associé à la méthode de présélection NAL-NL2,
- Siemens selon la méthodologie DSL-v5,
- Celui de l'audioprothésiste.

La comparaison se fait par des paramètres de pré réglages et des résultats de distorsions phonétiques différents.

Nous cherchons à mettre en évidence les confusions phonétiques de l'enveloppe temporelle de la parole.

En effet, le pré réglage fabricant semble enclencher beaucoup de traitement du signal et applique des directivités qui permettent normalement l'amélioration de l'intelligibilité de la parole. Le plus intéressant pour le malentendant aujourd'hui serait une amélioration notable de la compréhension de la parole dans le bruit c'est pourquoi nous testerons ces pré réglages dans le calme et dans un bruit de « cocktail party ».

A l'inverse, le pré réglage de l'audioprothésiste ne prône pas l'utilisation du traitement du signal dans un premier temps pour une pré-amplification mais une compression adaptée au profil du malentendant mis en place par des tests.

Nous tenterons d'expliquer l'impact des trois pré réglages sur les résultats obtenus et pourquoi on observe de telles différences.

L'intérêt par la suite serait peut être de pouvoir améliorer le réglage par l'audiométrie vocale en utilisant les informations temporelles et spectrales données par les paramètres du logiciel AT.E.C.

## 2.

# Matériel et méthodes

Nous avons réalisé une étude multicentrique avec les patients de trois centres : Le Laboratoire de Correction Auditive (LCA Opéra), et les centres Audition Glutleben et Audition Frederick Rembaud.

L'objectif de cette étude est de comparer le réglage de l'audioprothésiste à celui proposé par les méthodologies de pré-réglage DSL-v5 et NAL-NL2.

### 1. Les patients

Un groupe de 22 patients presbycusiques a été constitué parmi eux, 4 ont été retirés car ils n'ont pas pu valider tous les tests audiométriques pour des raisons de fatigabilité, d'un manque de disponibilité ou des difficultés de concentration.

Ce groupe d'étude est composé de 7 hommes soit 38% de l'échantillon et 11 femmes soit 61%. Parmi ces 18 sujets d'étude, 41% ont une surdité légère et 58% une surdité moyenne dont 90% de premier degré et 10% de second degré selon la classification B.I.A.P.

Chaque patient sélectionné était appareillé avec des appareils du modèle PURE 5 Mi (Micon) ou PURE 7 Mi de Siemens.

La moyenne d'âge est de 67 ans avec un âge maximum de 80 ans et minimum de 52 ans. La limite d'âge de la population est fixée à 80 ans car une participation active leur est demandée pour les changements de réglage.

La durée du test, la fatigabilité et la concentration du patient sont mises à l'épreuve. En considérant que l'altération des fonctions cognitives augmente avec l'âge, il a fallu instaurer une limite afin de ne pas fausser nos résultats.

Les patients retenus pour cette étude ne présentent aucunes pathologies de nature centrale ou motrice.

## 2. Matériel audiométrique

Nous avons utilisé différents logiciels et instruments d'analyse pour la mise en place du test tels que:

- un ordinateur portable macbook pro
- le logiciel ATEC
- un ordinateur du centre contenant :
  - Noah 4 (Interface logiciels fabricants et répertoire patient),
  - Connex7.0 (Logiciel de programmation Siemens),
  - Siemens Analyzer (associé à la chaîne de mesure),
  - Micro prob (Logiciel in-vivo),
  - Biosound system : Contrôle de l'émission de la parole et du bruit selon les haut-parleur utilisés.
- un noahlink,
- un audiomètre calibré et une chaîne de mesure : Siemens Unity 2,
- un système de 5 haut-parleurs,
- un casque audiométrique THD39,
- des sondes et un port pour la mesure in-vivo,
- les appareils auditifs du patient : PURE 7Mi ou 5Mi.

## 3. Les réglages

Les trois pré-réglages sont testés dans le calme puis dans le bruit. Notre démarche suit un certain ordre de manière à ne pas rallonger la durée du test.

Nous rappelons que le réglage de l'audioprothésiste n'applique aucun traitement du signal (appart l'anti-larsen léger dans certain cas).

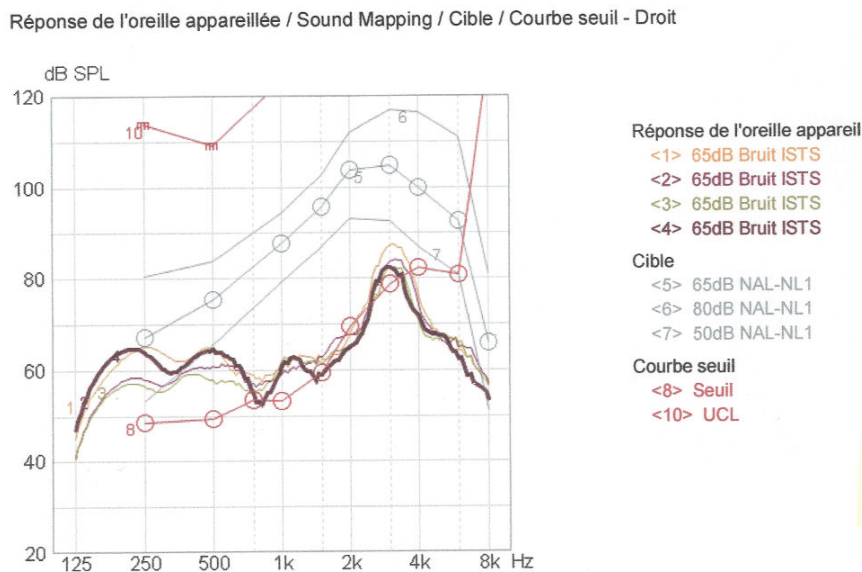
Le préreglage fabricant quant à lui, enclenche toujours des traitements du signal et applique le TruEar (directivité adaptative automatique).

L'audiométrie vocale dans le calme est effectuée en utilisant deux listes. Puis nous effectuons une audiométrie dans le bruit avec un rapport signal sur bruit de 5dB selon une troisième liste.

En sachant que 60% de la compréhension de la parole se situe à partir des fréquences 1500-2000 kHz, il nous a semblé pertinent de mesurer les facteurs de compression, seuils d'enclenchements ainsi que les gains pour la fréquence caractéristique 2000Hz.

Afin d'étudier plus précisément la réelle amplification apportée à cette fréquence caractéristique, il est intéressant de la mesurer au tympan en prenant en compte tous les paramètres morpho-anatomiques et prothétiques.

Nous mesurons le gain prothétique au coupleur 2cc puis par la mesure in-vivo (MIV) à 2kHz pour un niveau d'entrée de 65dB SPL. Nous utilisons un signal ISTS (International Speech Test Signal) car il conserve l'aspect de l'enveloppe temporelle de la parole et permet donc de n'activer aucun traitement du signal de l'aide auditive.



**Figure 66** Affichage de la mesure in-vivo effectuée pour les trois pré-réglages étudiés

Nous réalisons ces mesures à nouveau avec un pré-réglage fabricant selon la méthodologie NAL-NAL2 puis la méthode DSL-v5.

En revanche, le pré-réglage fabricant préconisant automatiquement une directivité adaptative, nous testerons le patient selon la directivité préconisée ainsi qu'en mode omnidirectionnel. En effet, il est indispensable de tester le mode omnidirectionnel afin de le comparer à celui du réglage de l'audioprothésiste toujours omnidirectionnel.

Nous choisirons spécialement l'ordre de passage des listes afin que le patient ne réécoute jamais la même liste pour une situation d'écoute identique.

Nous avons créé un court questionnaire subjectif afin de connaître le ressenti du malentendant pour les trois pré-réglages.

## 4. Les tests

### 4.1. Les audiométriques tonaux

Les seuils audiométriques suivants ont été mesurés :

- le seuil tonal liminaire de l'oreille droite et de l'oreille gauche au casque (figure 67),
- le seuil d'inconfort (UCL) des oreilles séparées, au casque,
- le seuil de confort (MCL) des oreilles séparées au casque,
- le seuil liminaire prothétique bilatéral puis oreille séparée en champ libre.

#### Le seuil tonal liminaire

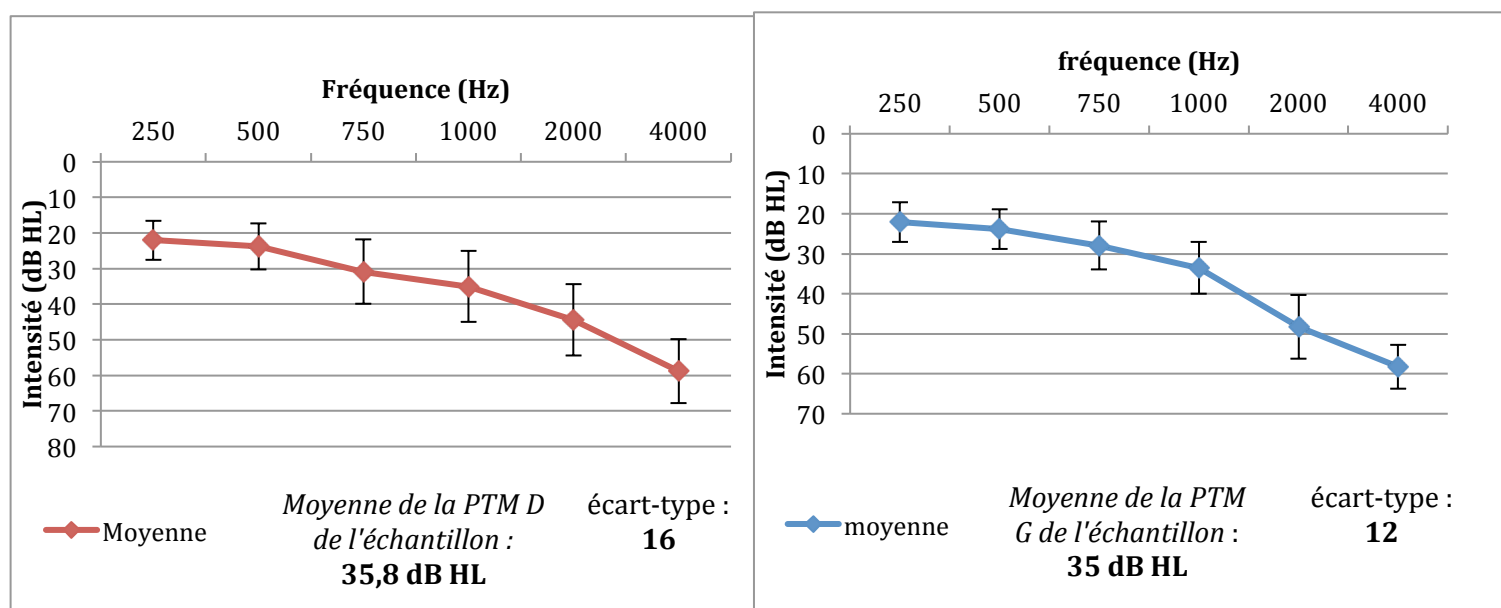


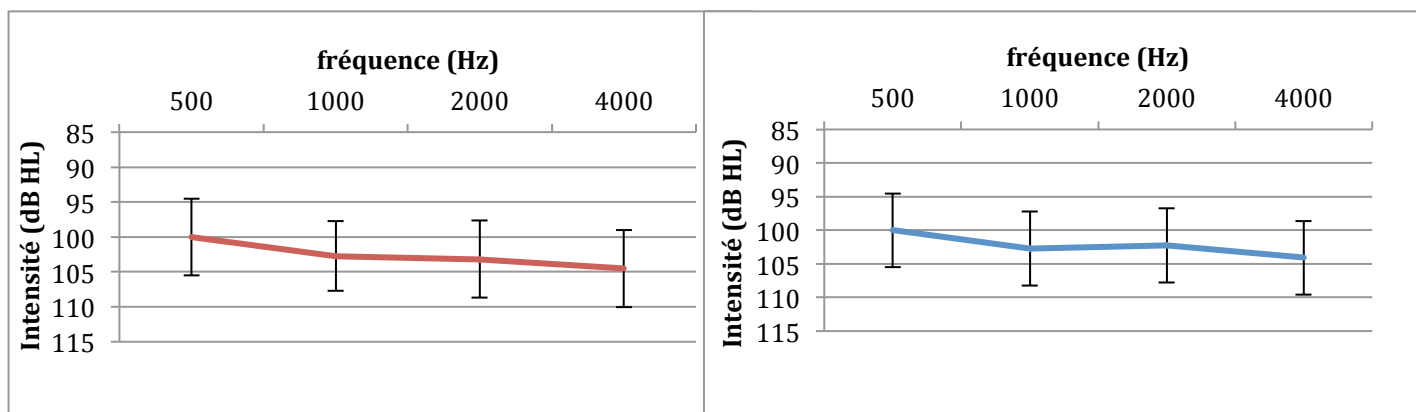
Figure 67 Les courbes d'oreilles séparées des seuils liminaires tonaux moyennés de 250 à 4000Hz de 17 sujets ainsi que l'écart-type associés

Les courbes moyennes des seuils liminaires oreilles séparées de notre échantillon sont descendantes et quasiment identiques ; ceci met en évidence le critère d'inclusion choisi : une presbyacousie soit une surdité symétrique ou quasi symétrique.

Nous obtenons un maximum de 59dB HL et un minimum de 22dB HL pour une perte moyenne de 35,8dB HL et un écart-type de 16 à droite.

A gauche, nous atteignons un maximum de 58dB HL et un minimum de 22dB HL pour une perte moyenne de 35dB HL et un écart-type de 12.

### Le seuil d'inconfort (UCL)



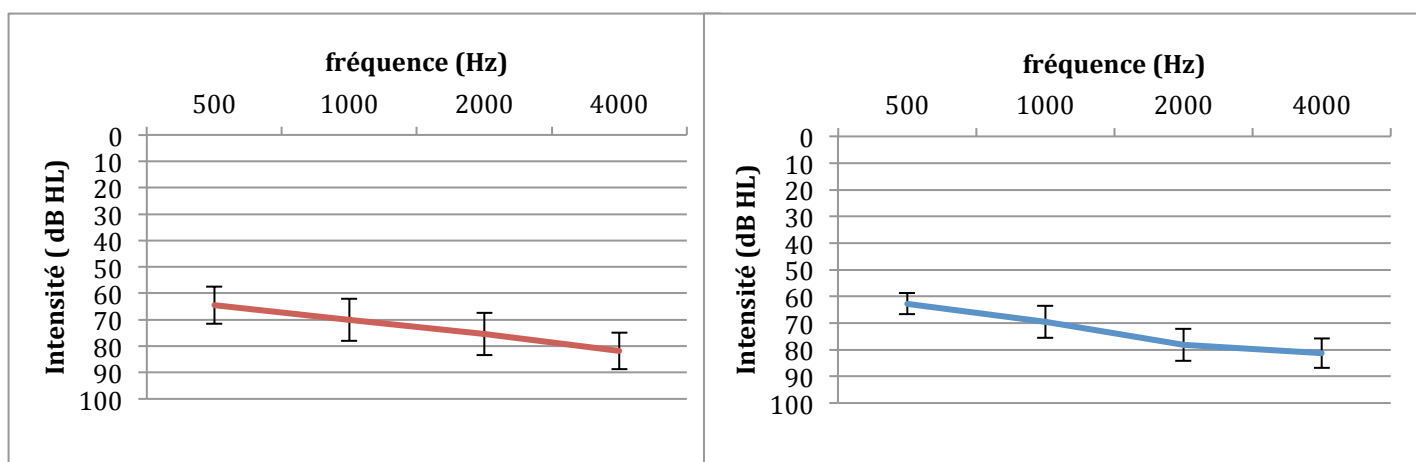
**Figure 68** Seuil d'inconfort moyen oreilles séparées de l'échantillon moyennés sur 4 fréquences et les écart-type associés

De la même manière, les deux courbes des seuils d'inconfort moyennés présentent aussi une certaine symétrie à droite et à gauche.

Nous observons de la même manière un seuil maximum dans les hautes fréquences et minimum atteint dans les basses fréquences.

### Le seuil de confort (MCL)

Le tracé des seuils de confort ci-dessous, épouse la même courbe à droite et à gauche comme le font les courbes d'UCL et du seuil tonal liminaire.



**Figure 69** Seuil de confort moyen oreille séparées de l'échantillon moyennés sur 4 fréquences et l'écart-type associé

### Le seuil prothétique tonal bilatéral moyenné

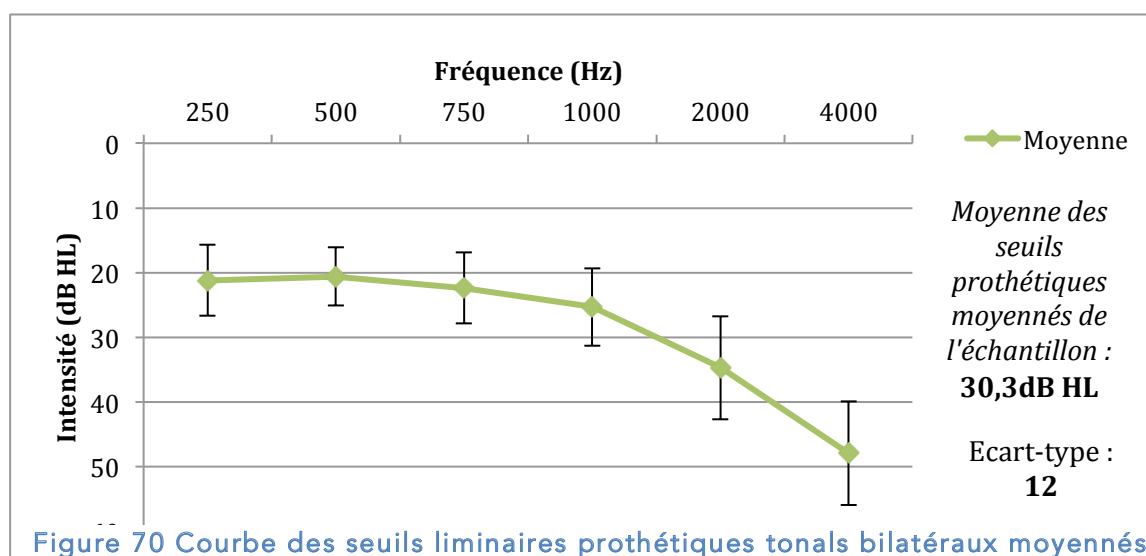


Figure 70 Courbe des seuils liminaires prothétiques tonaux bilatéraux moyennés de 250 à 4000Hz des 17 sujets ainsi que les écarts-type associés

On constate un maximum atteint pour 48dB HL et un minimum de 21dB HL pour un seuil prothétique liminaire moyen de 30,3dB HL et un écart-type de 12.

#### 4.2. Les tests vocaux

Le test consiste à réaliser une audiométrie vocale avec le réglage de l'audioprothésiste puis avec ceux préconisés par le pré-réglage du fabricant Siemens selon les méthodologies NAL-NAL2 et DSL-v5.

Nous effectuons des audiométries vocales en champ libre avec les listes de Franck Lefèvre et à l'aide du logiciel ATEC.

Nous estimons une durée moyenne de 40 minutes pour la durée du test.

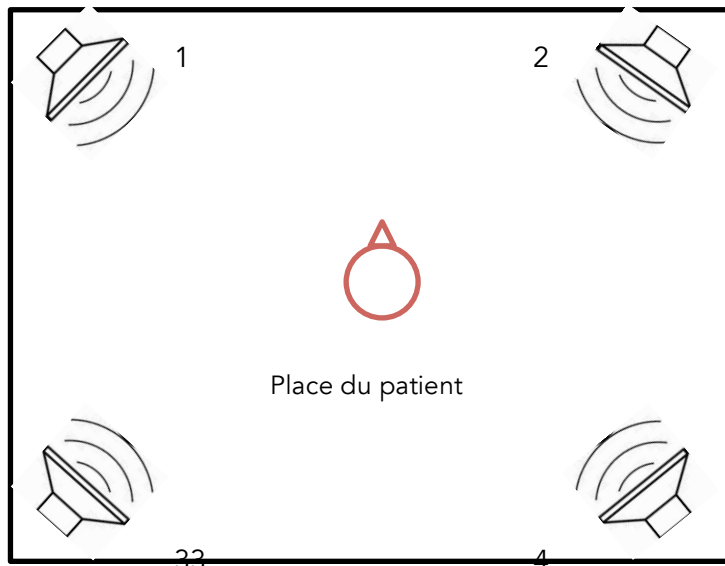
Nous avons utilisé les listes syllabiques de Franck Lefèvre associé à l'ATEC.

Ce test est composé de 7 listes de 20 tri-syllabes identiques, chacune constituée de 2 phonèmes : soit un total de 40 phonèmes par liste.

Nous testons toutes les listes durant le test afin d'éliminer le facteur de mémoire immédiate des syllabes.

Le signal de parole est émis à 60dB SPL sur les deux haut-parleurs latéraux à l'avant du patient.

Le signal de bruit est un bruit de cocktail party, émis quant à lui à 55dB SPL sur les deux haut-parleurs latéraux à l'arrière du patient, soit avec un rapport signal sur bruit de 5dB.



1 et 2 : Haut-parleurs face au patient émettant un signal de parole.

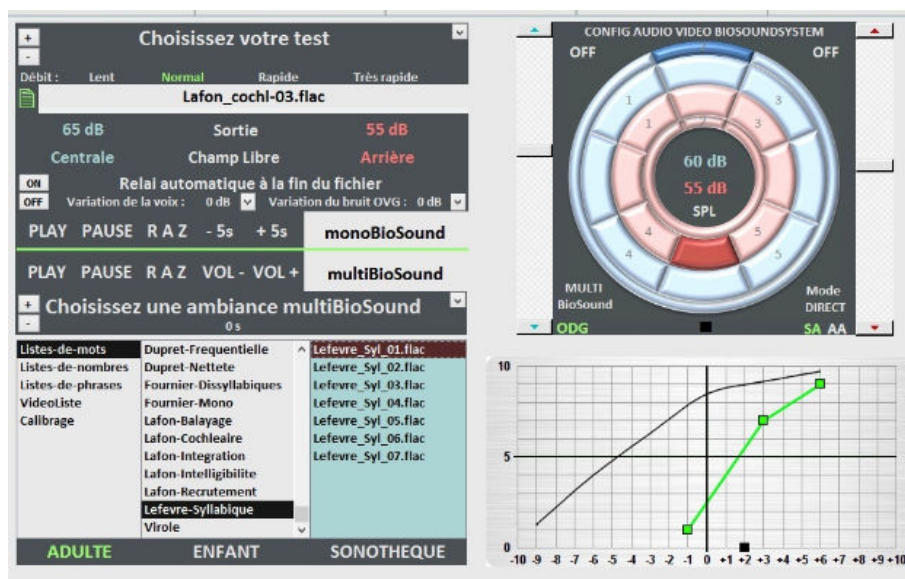
3 et 4 : Haut-parleurs dos au patient émettant un signal de bruit.

Figure 71 Schéma illustrant la situation de test du patient [64]

La consigne suivante est énoncée afin que le patient comprenne et suive les instructions :

« Vous allez entendre des séries de 3 syllabes identiques. Il n’y a rien à comprendre car ce ne sont pas des mots, vous répétez simplement une seule fois ce que vous croyez entendre »

Le test est réalisé grâce au logiciel Biosound qui contient les listes de Franck Lefèvre et au document excel ATEC.v.1.7. Nous utilisons les 7 listes existantes.





## 5. Analyse statistique

L'analyse des résultats de cette étude sera faite à partir de statistiques classiques (moyenne, écart-type).

Nous appliquerons le test-student pour évaluer les erreurs commises par le patient sur les paramètres suivants :

- les consonnes,
- les voyelles,
- les phonèmes erronés,
- l'acuité fréquentielle,
- l'acuité temporelle,
- la valeur RMS,
- le facteur de crête,
- la dynamique,
- la profondeur de modulation.

### 3.

## Résultats

### 1. Constante de réglage

Afin de comprendre les distorsions phonétiques relevées chez la population de patients presbyacousiques et expliquer ces erreurs, il est important de se pencher sur l'analyse des réglages des appareils.

Nous nous intéresserons d'abord à la compression en relation directe avec l'analyse de l'enveloppe temporelle de la parole puis nous nous focaliserons sur les gains prothétiques obtenus par le coupleur 2cc et la MIV.

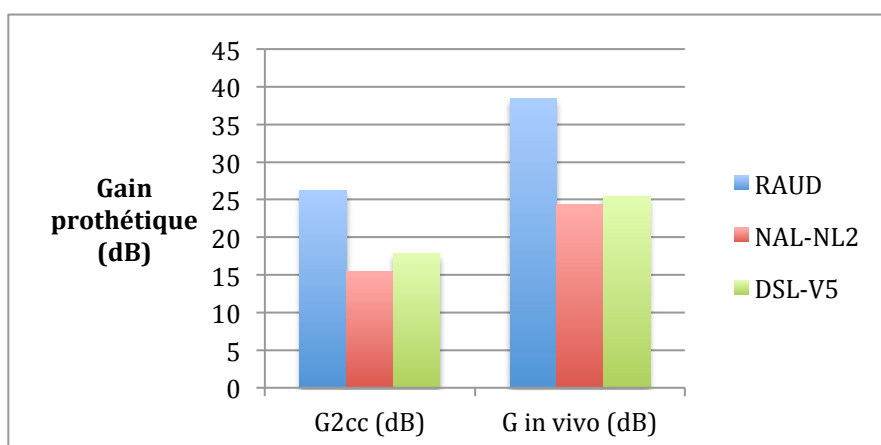
En sachant que 60% de la compréhension de la parole se situe à partir des fréquences 1500-2000 kHz, il nous a semblé pertinent de relever les facteurs de compression, seuils d'enclenchements ainsi que les gains pour la fréquence caractéristique soit pour 2000Hz.

Toutes les valeurs analysées dans cette section ont donc pour référence 2000 Hz.

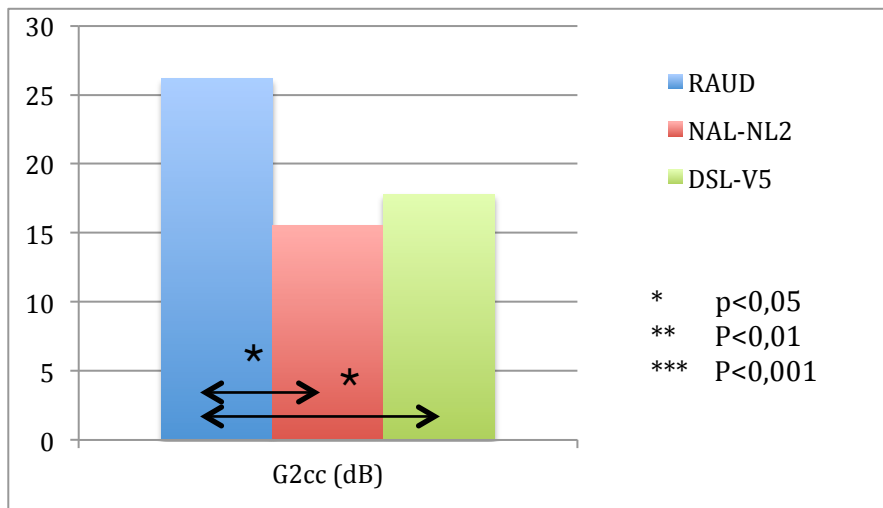
#### 1.1 Le gain prothétique

	G2cc (dB)	G in vivo (dB)
RAUD	26 (16)	38 (16)
NAL-NL2	16 (11)	24 (10)
DSL-V5	18 (15)	25 (13)

Tableau 1 Valeurs moyennes et (écart-type) de gain prothétique mesurés au 2cc et par la MIV selon les 3 pré-réglages

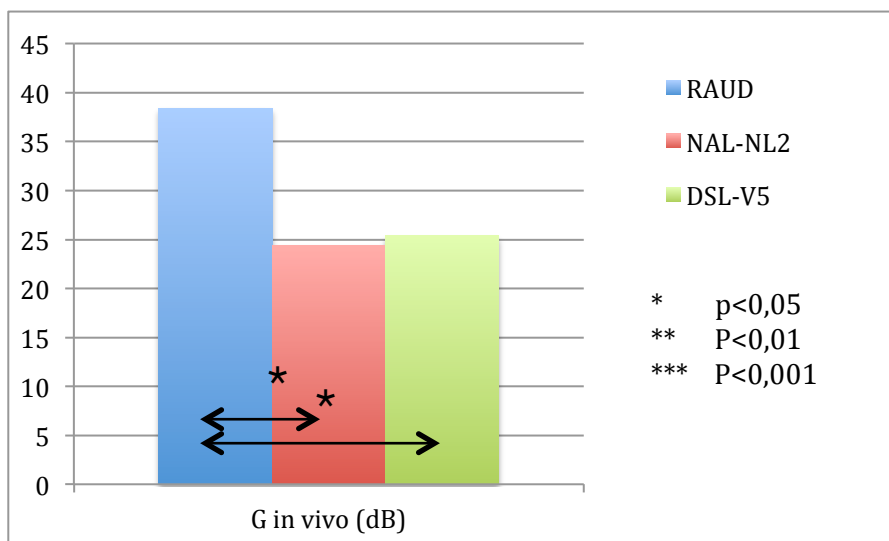


Graphe1 Gain prothétique relevé à 2kHz au coupleur 2cc et par la MIV pour les 3 pré-réglages



**Grphe2 Gain prothétique relevé à 2kHz au coupleur 2cc pour les 3 préréglages**

Le gain moyen mesuré au coupleur 2cc selon le réglage de l'audioprothésiste (RAUD) est significativement supérieur ( $p=0,03 < 0,05$ ) au gain mesuré en ayant effectué un préréglage NAL-NL2 (16dB) ou avec DSL-v5 (18dB).



**Grphe3 Gain prothétique mesuré à 2kHz par la MIV pour les 3 préréglages**

De la même façon, le gain mesuré in-vivo est significativement supérieur ( $p < 0,05$ ) avec 38dB que le gain obtenu avec NAL- NL2 (24dB) ou DSL-v5 (25dB).

## 1.2 Les points d'enclenchements de la compression

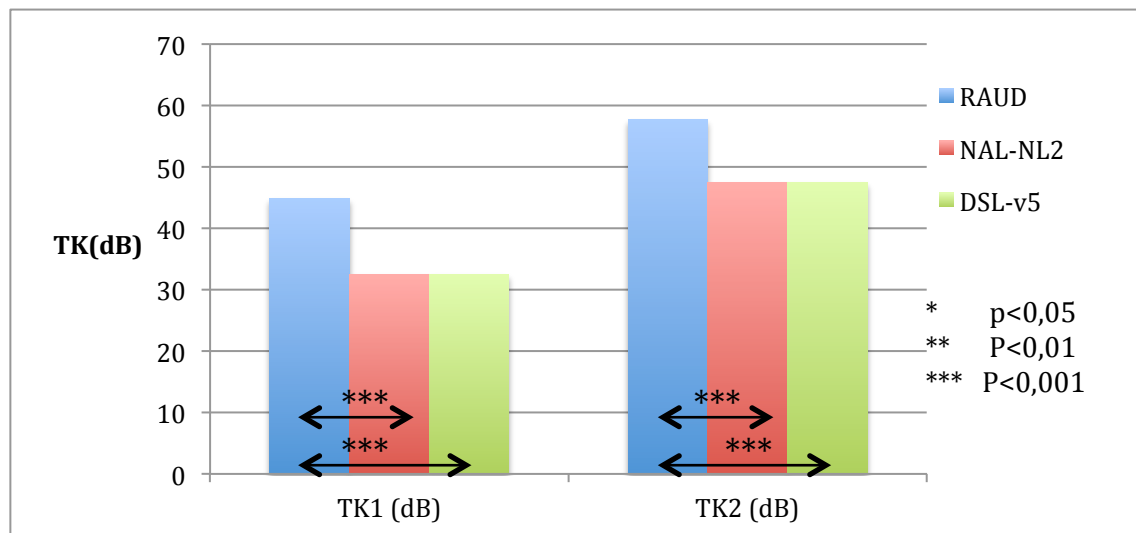
	TK1 (dB)	TK2 (dB)
RAUD	45 (13)	58 (6)
NAL-NL2	33 (2)	47 (2)
DSL-v5	32 (2)	47 (2)

Tableau 2 Valeurs moyennes des seuils d'enclenchement et des (écart-types)

Les seuils d'enclenchement des compressions (TK1) sont dans le cas du pré réglage NAL-NL2 et DSL-v5 de l'ordre de 32dB alors qu'ils sont significativement plus élevés dans le cadre du réglage de l'audioprothésiste avec 45dB. ( $p=0,001$ )

Les seuils d'enclenchement (TK2) sont identiques dans le pré réglage NAL-NL2 et DSL-v5 47dB, ce seuil est significativement plus élevé avec le RAUD avec 58dB. ( $p=0,0003$  et  $p=0,000006 < 0,05$ )

On remarque des écart-types sont réduits pour NAL-NL2 et DSL-v5 (2) alors qu'ils sont plus étendus pour le RAUD (13).



Graph 4 Seuils d'enclenchement TK1 et TK2 relevés pour les 3 pré réglages

### 1.3 Les facteurs de compression

	CR1	CR2
RAUD	1,6 (0)	2 (0)
NAL-NL2	1,8 (0,3)	2,7 (0,7)
DSL-v5	1,2 (0,1)	1,4 (0,2)

Tableau 3 Valeurs moyennes des facteurs de compression CR1 et CR2 pour les 3 pré réglages

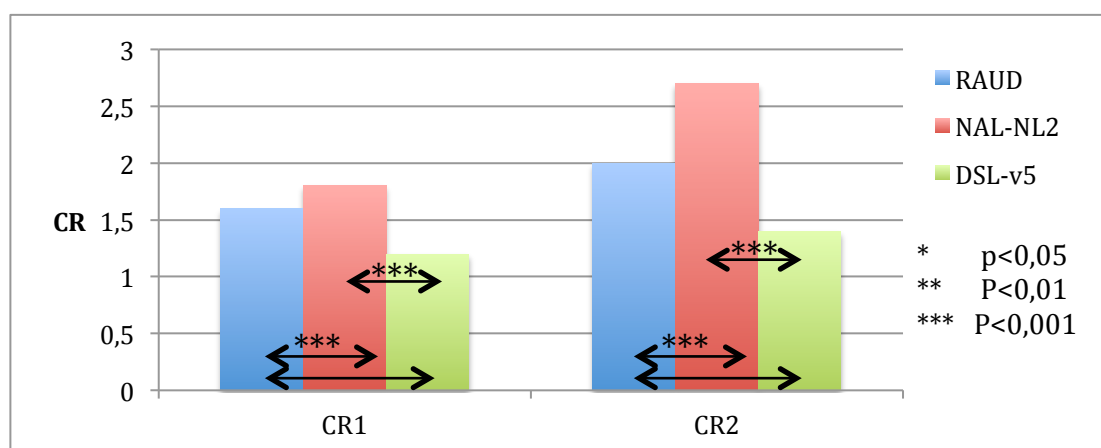
Les facteurs de compression (CR1) sont différents pour chaque réglage.

D'une part, les CR1 du RAUD sont en moyenne de 1,6 et significativement différents ( $p < 1/1000$ ) que celui préconisé par NAL-NL2 (1,8) et DSL-v5 (1,2).

Les CR1 obtenus avec NAL-NL2 (1,8) sont sensiblement distincts ( $p < 0,001$ ) par rapport à ceux préconisés par DSL-v5 (1,2).

D'autre part, les CR2 sont principalement de 2 pour le RAUD et significativement distincts que ceux préconisés par DSL-v5 (1,4) ( $p = 0,005$ ) et NAL-NL2 (2,7) ( $p = 0,0002$ ).

Les CR2 appliqués par NAL-NL2 et DSL-v5 sont significativement différents entre eux ( $p = 0,000004 < 0,001$ )



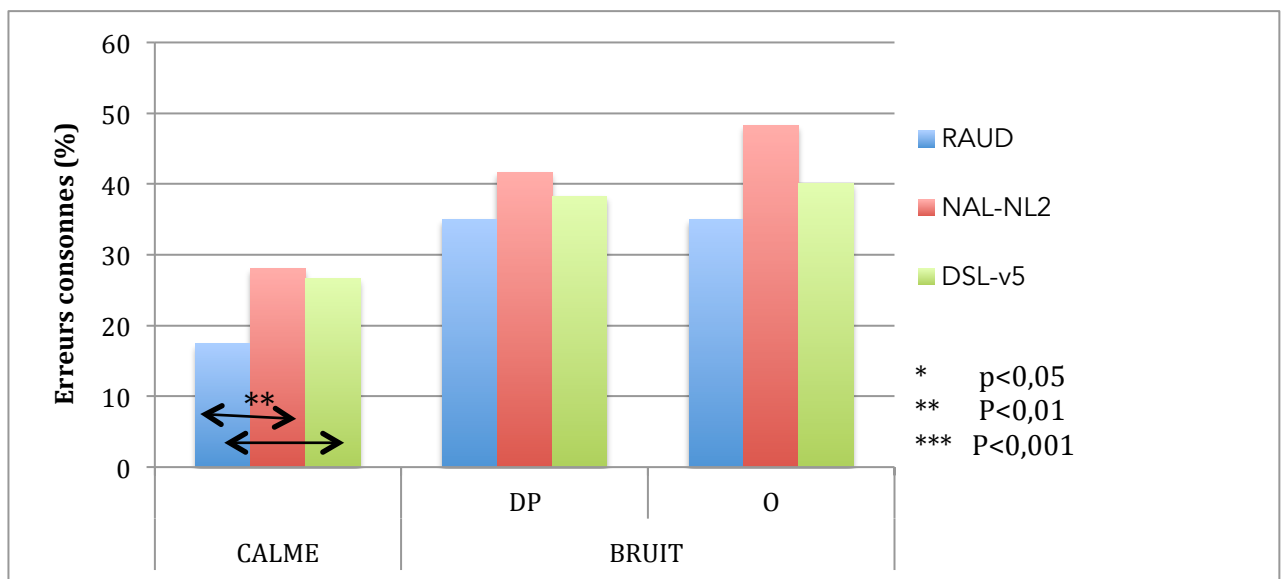
Graphe 5 Les facteurs de compression 1 et 2 des différents pré réglages

## 2. Résultats fonctionnels

### 2.1 Les consonnes

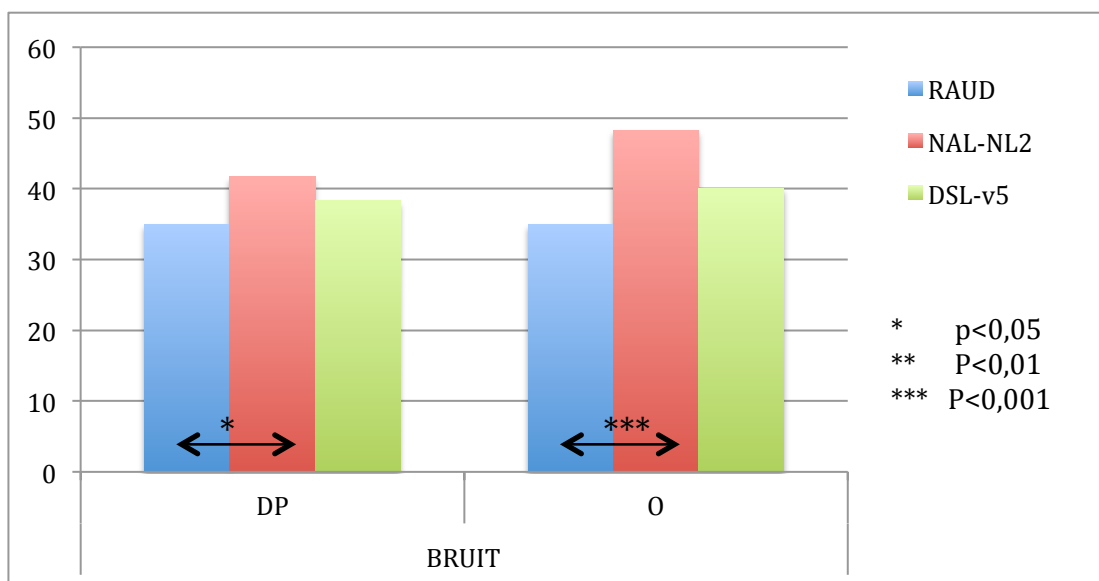
Erreurs (%)	CALME	BRUIT	
		DP	O
RAUD	17 (14)	35 (21)	
NAL-NL2	28 (23)	41 (22)	48 (24)
DSL-v5	26 (21)	38 (18)	40 (15)

Tableau 4 Moyenne d'erreurs commises sur les consonnes par l'échantillon de sujet dans le calme et dans le bruit selon le pré réglage appliqué



Graph 6 Erreurs commises sur les consonnes en (%) en fonction de la situation d'écoute et du pré réglage

Dans le calme, le score d'erreur sur les consonnes pour le RAUD est de 17%, ce résultat est significativement plus faible ( $p=0,02 < 0,01$ ) qu'avec NAL-NL2 (28%) et DSL-v5 (26%).



**Graphe 7 Erreurs sur les consonnes dans le bruit selon les pré réglages appliqués**

Dans le bruit (graphe 7), le score d'erreur des patients presbycousiques augmente inévitablement ce qui illustre bien leur difficulté dans cette situation d'écoute.

En effet, on obtient des résultats significativement plus élevés dans le bruit par rapport à la situation calme ( $p < 0,001$ ).

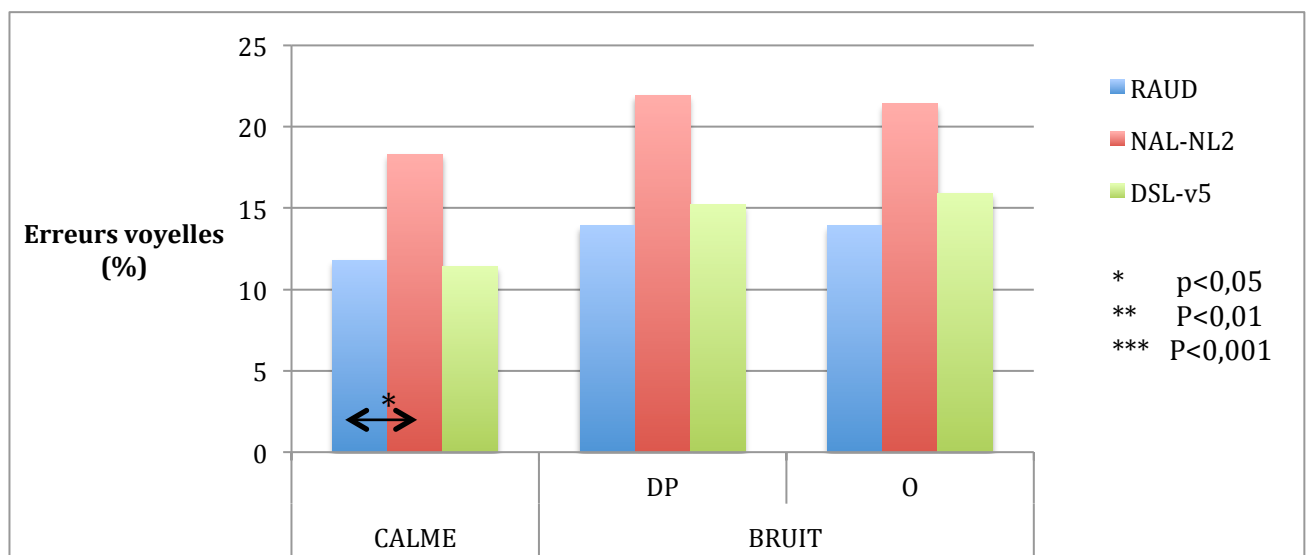
En mode omnidirectionnel, le pourcentage d'erreur sur les consonnes pour le RAUD atteint en moyenne 35% et est significativement plus faible ( $p = 0,0007 < 0,05$ ) par rapport aux erreurs constatées avec le pré réglage DSL-V5 (40%) et NAL-NL2 (48%).

En mode directivité adaptative, selon le pré réglage Siemens, le score d'erreur est de 38% en moyenne avec DSL-v5 et de 42% pour NAL-NL2.

## 2.2 Les voyelles

Erreurs (%)	CALME	BRUIT	
		DP	O
RAUD	11 (20)	13 (20)	
NAL-NL2	18 (23)	21 (25)	21 (23)
DSL-v5	11 (11)	15 (15)	15 (16)

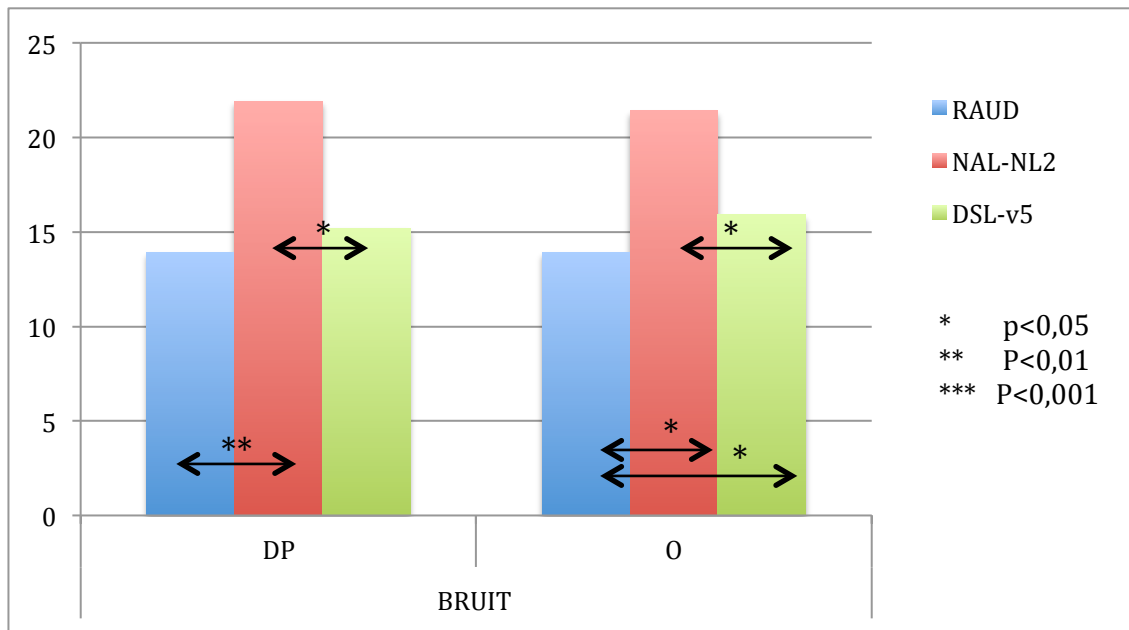
Tableau 5 Erreurs commises (%) sur les voyelles dans le calme et dans le bruit selon le pré réglage



Graph 8 Erreurs commises (%) sur les voyelles dans le calme selon les 3 pré réglages

Dans le calme, le taux d'erreur sur les voyelles avec le RAUD est de 11%, et est comparable aux résultats obtenus selon le pré réglage avec DSL-v5 (12%). Le résultat du RAUD est significativement différent ( $p=0,01$ ) de celui préconisé par NAL-NL2 (18%).





Graph 9 Erreurs commises (%) sur les voyelles dans le bruit selon les 3 pré-réglages

Dans le bruit, on observe des taux d'erreurs sur les voyelles significativement plus élevés dans le bruit que dans le calme.

En mode omnidirectionnel, le pourcentage d'erreur sur les voyelles pour le RAUD atteint en moyenne 13% et est significativement plus faible ( $p < 0,05$ ) par rapport aux erreurs constatées avec le pré-réglage DSL-V5 (16%) et NAL-NL2 (21%).

En testant le mode directionnel adaptatif préconisé par le pré-réglage fabricant, on obtient 15% avec DSL-v5 alors qu'avec NAL-NL2 nous avons 22%.

Le taux d'erreur sur les voyelles avec le RAUD reste significativement plus faible ( $p = 0,01$ ) par rapport à celui avec NAL-NL2.

Les pourcentages d'erreur sur les voyelles s'avèrent être significativement différents entre DSL-v5 et NAL-NL2 ( $p = 0,05$ )

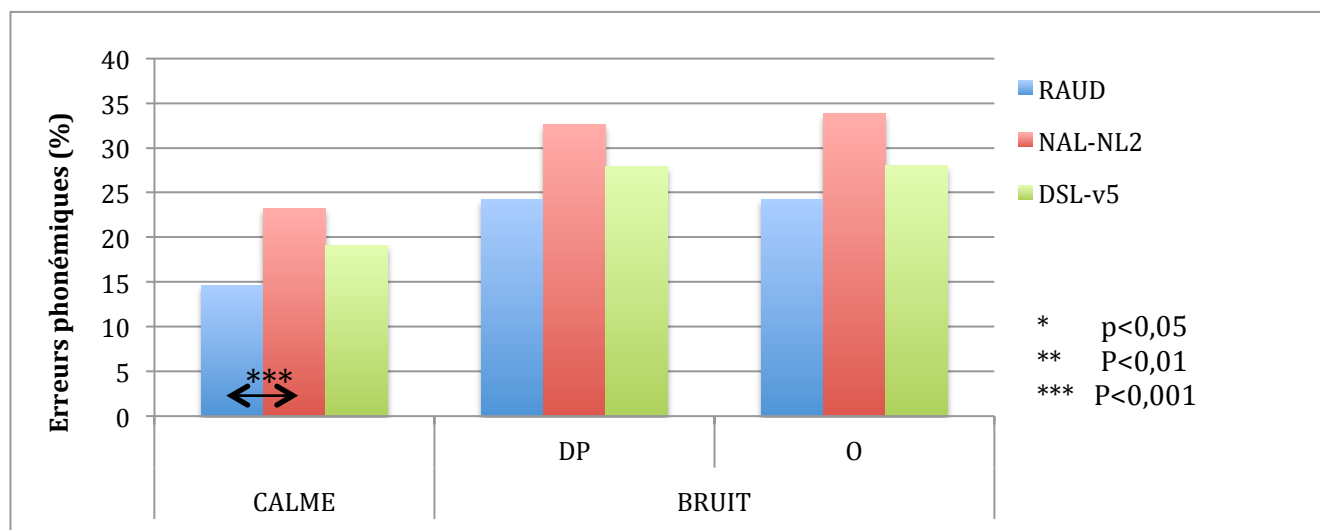
## 2.3 Les phonèmes erronés

L'analyse des phonèmes erronés nous permet de vérifier les résultats obtenus précédemment sur les consonnes et les voyelles, selon les 3 réglages dans les deux différentes situations d'écoute.

Erreurs (%)	CALME	BRUIT	
		DP	O
RAUD	14 (15)	24 (19)	
NAL-NL2	23 (22)	32 (26)	33 (21)
DSL-v5	19 (15)	27 (17)	28 (14)

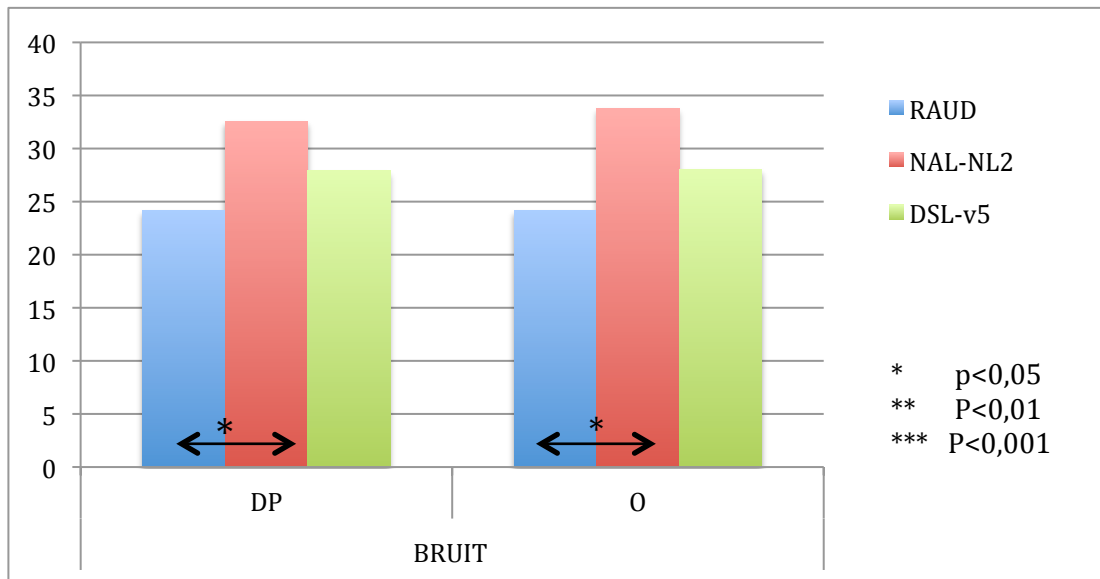
Tableau 6 Moyennes des erreurs phonémiques dans le calme et dans le bruit selon les 3 pré-réglages

Dans le calme, les scores d'erreurs sur les phonèmes avec le RAUD (14%) sont significativement inférieurs ( $p=0,0005 < 0,01$ ) par rapport aux pré-réglages selon DSL-v5 (19%) et NAL-NL2 (23%).



Graph 10 Erreurs phonémiques (%) dans le calme et dans le bruit selon les pré-réglages appliqués

Avec un bruit de cocktail party, nous obtenons des résultats plus élevés que dans le calme et cohérents avec ceux retrouvés pour les erreurs sur voyelles et les consonnes. En effet, on obtient des résultats significativement plus élevés dans le bruit par rapport à la situation calme ( $p < 0,005$ ).



**Graph 11 Erreurs phonétiques (%) dans le bruit**

En mode omnidirectionnel, le pourcentage de confusion phonémique pour le RAUD atteint en moyenne 24% et est significativement plus faible ( $p=0,002 < 0,05$ ) par rapport aux erreurs constatées avec le pré réglage NAL-NL2 (33%). DSL-v5 obtient un score d'erreur phonémique de 28%.

Avec une directivité adaptative, selon le pré réglage Siemens, le score d'erreur est de 38% en moyenne avec DSL-v5 et significativement ( $p=0,05$ ) plus important pour NAL-NL2 (42%).

Les écarts sur les erreurs phonémiques précédemment trouvés dans le calme s'agrandissent dans le bruit. En effet, nous obtenons ces différences dans le tableau suivant :

	NAL-NL2		DSL-v5	
	Calme	Bruit O	Calme	Bruit O
RAUD	8	9	4	4
DSL-V5	4	6		

**Tableau 7 Ecart (%) d'erreur phonémiques entre les pré réglages dans le calme et dans le bruit**

D'après les observations, nous constatons que les écarts les plus grands sont toujours induits par les erreurs selon le pré réglage NAL-NAL2.

On observe des écarts significatifs entre le RAUD et NAL-NL2 ( $p=0,002$ ) : on passe de 8% dans le calme à 9% d'écart d'erreurs dans le bruit.

### 3. L'efficacité prothétique selon les méthodes utilisées

Pour expliquer les résultats obtenus, nous nous intéressons ensuite à l'analyse d'éléments reflétant le décryptage de l'enveloppe temporelle de la parole par le presbyacousique avec ces 3 réglages dans les deux conditions d'écoute.

Les indicateurs temporels et fréquentiels nous donnent une indication sur la nature des distorsions constatées.

A partir de la saisie des confusions phonétiques dans le logiciel ATEC durant la passation du test, une synthèse des désordres d'acuités temporelles et fréquentielles est obtenue.

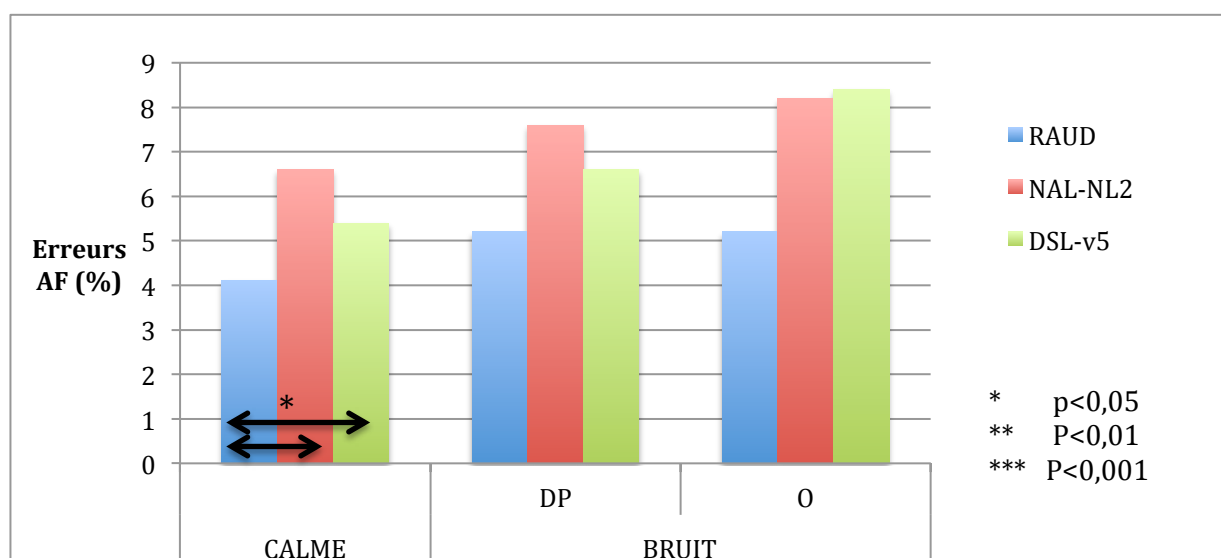
L'analyse des sur et sous-évaluations perceptives nous permettent d'obtenir des valeurs moyennées selon les différentes situations d'écoute.

#### 3.1 L'acuité fréquentielle (AF)

Erreurs (%)	CALME	BRUIT	
		DP	O
RAUD	4 (3)	5 (3)	
NAL-NL2	7 (6)	7 (4)	8 (4)
DSL-v5	5 (4)	6 (4)	8 (3)

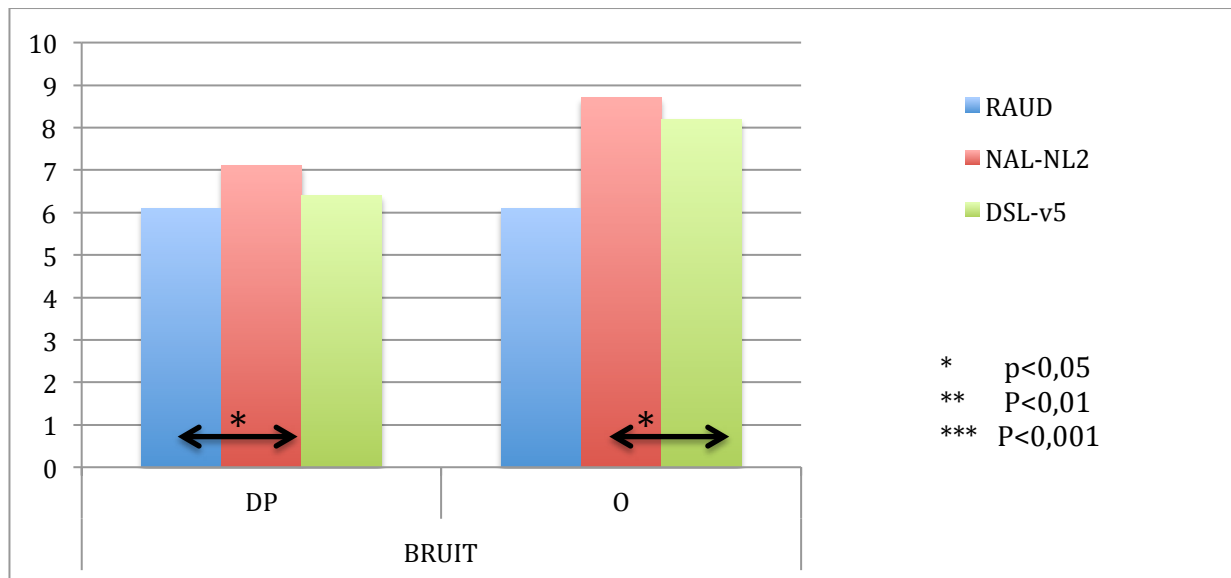
Tableau 8 Erreurs (%) sur l'acuité fréquentielle relevées dans le calme et le bruit selon les pré réglages

Dans le calme, on constate un taux d'erreurs pour l'acuité fréquentielle significativement plus faible ( $p=0,03$  ;  $p=0,04 < 0,05$ ) pour le RAUD (4%) par rapport au pré réglage selon NAL-NL2 (7%) et DSL-v5 (5%).



Graphique 12 Erreurs (%) phonétiques relevées dans le calme et le bruit selon les pré réglages

On constate de la même manière une augmentation du taux d'erreur lorsque les patients sont testés dans le bruit par rapport au test dans le calme.



Graphique 13 Erreurs (%) phonémiques dans le bruit

En mode omnidirectionnel, le pourcentage d'erreur sur l'AT pour le RAUD est en moyenne de 5 % et est significativement plus faible ( $p=0,01 < 0,05$ ) par rapport aux erreurs constatées avec le pré réglage NAL-NL2 (8%) et DSL-v5 (8%).

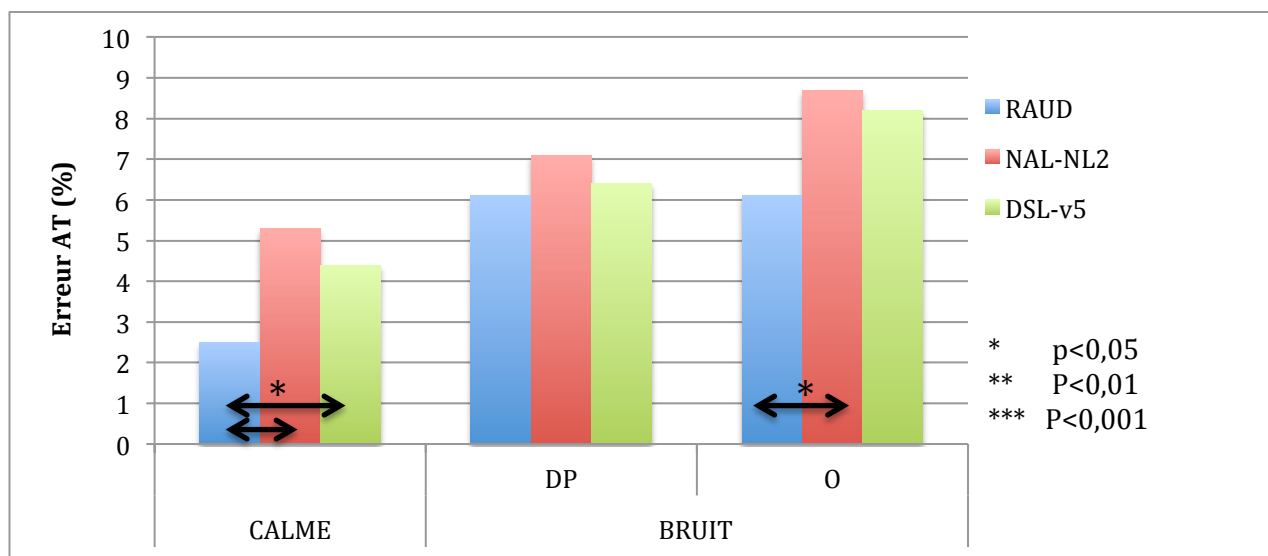
Avec une directivité adaptative, le score d'erreur est de 6% en moyenne avec DSL-v5 et significativement ( $p=0,05$ ) plus important pour NAL-NL2 (7%) par rapport aux erreurs constatée avec le RAUD (5%).

### 3.2 L'acuité temporelle (AT)

Erreurs (%)	CALME	BRUIT	
		DP	O
RAUD	2 (2)	6 (3)	
NAL-NL2	5 (5)	7 (4)	9 (4)
DSL-v5	4 (5)	6 (6)	8 (5)

Tableau 9 Moyennes des erreurs (%) sur l'acuité temporelle dans le calme et le bruit selon le pré réglage

En se référant au tableau 9, dans le calme nous constatons 5% d'erreurs sur l'acuité temporelle pour NAL-NL2, 4% pour DSL-v5 par rapport au taux d'erreur significativement moins élevé pour le RAUD (2%). ( $p=0,003$ ;  $p=0,03$ ).



Graph 14 Erreurs moyennées (%) de l'acuité temporelle selon les situations d'écoute et les pré réglages appliqués

Nous constatons une augmentation significative ( $p < 0,009$ ) du taux d'erreurs sur l'acuité temporelle lorsque le patient est dans une situation bruyante.

En mode omnidirectionnel, le pourcentage d'erreur sur l'AT pour le RAUD atteint en moyenne 6% et est significativement plus faible ( $p < 0,01$ ) par rapport aux erreurs constatées avec le pré réglage NAL-NL2 (9%). DSL-v5 obtient un score d'erreur d'AT de 8%.

Selon le mode directionnel adaptatif, on obtient un score d'erreur avec DSL-v5 (6%) similaire à celui du RAUD et 7% avec NAL-NL2.

A partir de la saisie des confusions phonétiques dans le logiciel ATEC, une analyse des paramètres caractéristiques de l'enveloppe temporelle de la parole sur le spectre fréquentiel allant de 50 à 8000Hz est effectuée.

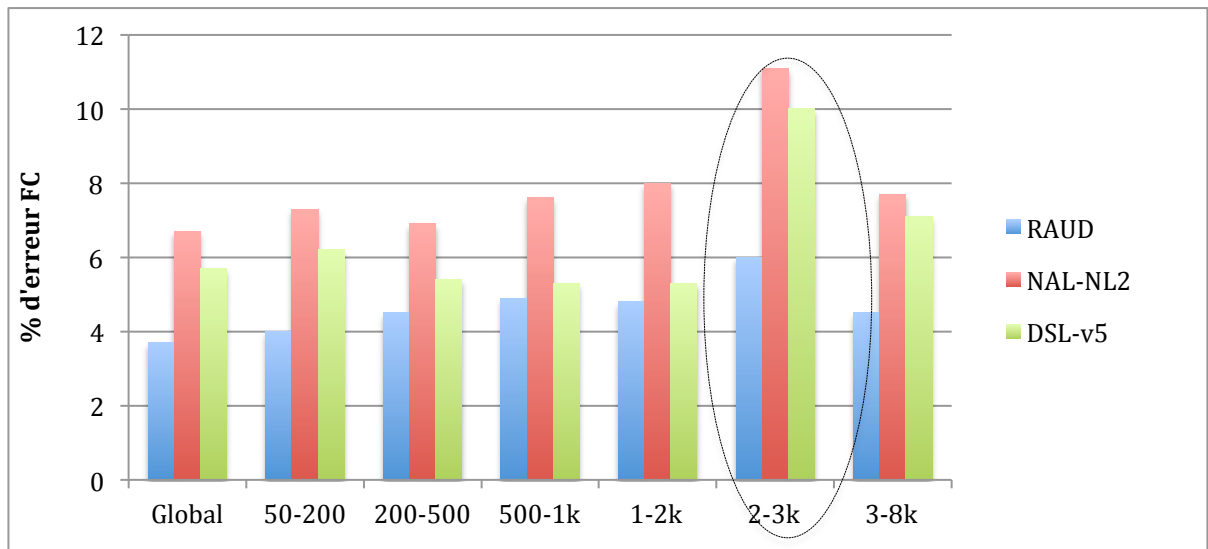
L'analyse des sur et sous-évaluations perceptives nous permettent d'obtenir des valeurs moyennées et les écart-type entre parenthèses selon les différentes situations d'écoute.

*Nous avons choisi de représenter sur chaque graphe pour des conditions d'écoute dans le bruit, le mode microphonique appliqué par le réglage de l'audioprothésiste: l'omnidirectionnel (O) afin de regrouper des valeurs comparables.*

### 3.3. Le Facteur de crête (FC)

(Hz)	Global	50-200	200-500	500-1k	1-2k	2-3k	3-8k
RAUD	3	4	4	5	5	6	5
	(3)	(3)	(4)	(4)	(3)	(5)	(4)
NAL-NL2	6	7	6	8	8	11	8
	(6)	(7)	(7)	(8)	(8)	(12)	(7)
DSL-v5	5	6	5	5	5	10	7
	(8)	(5)	(6)	(4)	(4)	(8)	(7)

Tableau 10 Erreurs moyennées du FC(%) selon les fréquences et le prééglage dans le calme



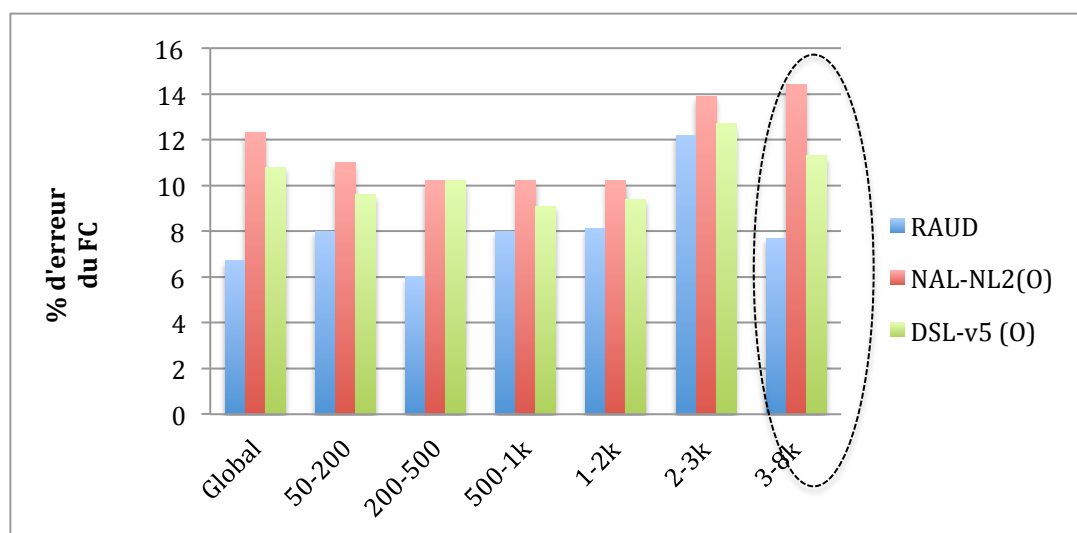
Graph 15 Valeurs moyennées (%) des erreurs du FC sur la bande fréquentielle (Hz) dans le calme

Dans le calme, le pourcentage d'erreur du FC global est de 3% pour le RAUD, 6% pour DSL-v5 et 7% pour NAL-NL2.

On constate aussi que le nombre d'erreur du FC est significativement plus important pour la bande fréquentielle 2-3kHz ( $p=0,03$  ;  $p=0,008$ )

(Hz)	Global	50-200	200-500	500-1k	1-2k	2-3k	3-8k
RAUD	6	8	6	8	8	12	7
	(3)	(5)	(3)	(4)	(4)	(6)	(4)
NAL-NL2(DP)	8	10	9	8	7	14	9
	(7)	(9)	(7)	(5)	(6)	(10)	(6)
NAL-NL2(O)	12	11	10	10	10	14	14
	(10)	(8)	(6)	(6)	(5)	(7)	(11)
DSL-v5 (DP)	7	8	8	8	8	13	8
	(7)	(6)	(7)	(5)	(5)	(8)	(4)
DSL-v5 (O)	11	10	10	9	9	13	11
	(8)	(7)	(6)	(4)	(4)	(6)	(6)

Tableau 11 Erreurs moyennes du FC (%) selon les fréquences (Hz) dans le bruit en fonction du pré réglage



Graph 16 Valeurs (%) d'erreurs du FC sur la bande fréquentielle (Hz) selon les pré réglages dans le bruit

Dans le bruit, le pourcentage d'erreur du FC global pour le RAUD (6%) est plus faible (tendance significative) par rapport à ceux obtenus par DSL-v5 (11%) et NAL-NL2 (12%).

Sur la bande fréquentielle de 50Hz à 8kHz, le score des sur et sous-évaluations reste significativement plus faible pour le RAUD (7%) par rapport à NAL-NL2 (14%) et DSL-v5 (11%).

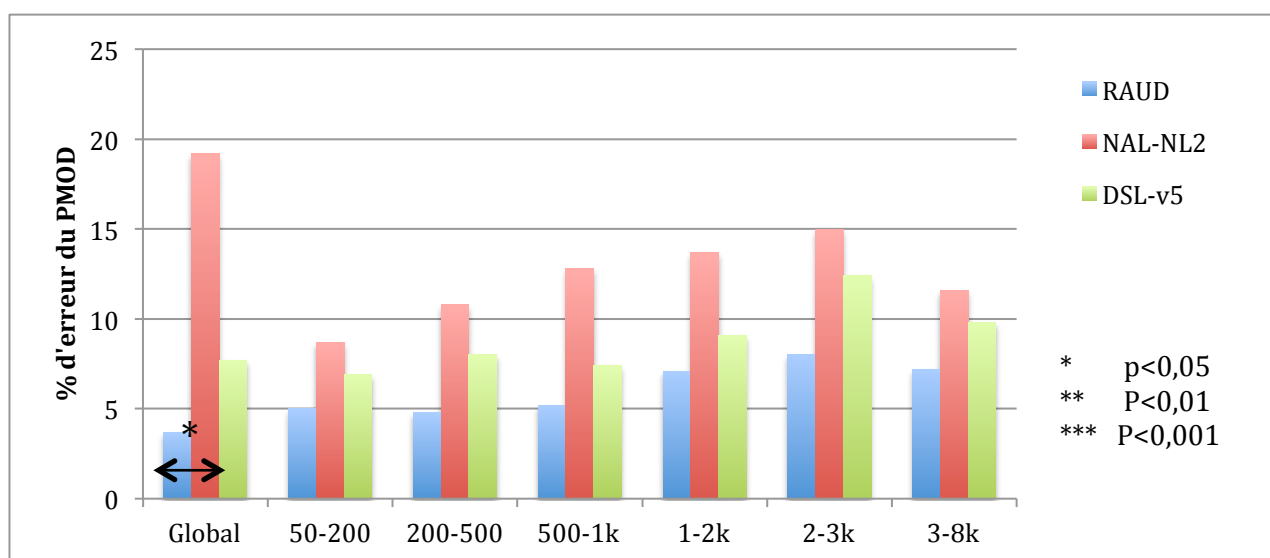
En outre, nous remarquons que les erreurs les plus importantes se trouvent dans les bandes fréquentielles 2-3kHz et 3-8kHz.



### 3.4. Pourcentage de modulation (PMOD)

(Hz)	Global	50-200	200-500	500-1k	1-2k	2-3k	3-8k
RAUD	3	5	5	5	7	8	7
	(3)	(4)	(4)	(4)	(6)	(7)	(6)
NAL-NL2	19	9	11	12	14	15	12
	(10)	(7)	(12)	(14)	(14)	(15)	(10)
DSL-v5	8	7	8	7	9	12	10
	(8)	(7)	(11)	(8)	(9)	(12)	(9)

Tableau 12 Erreurs du PMOD (%) en fonction des fréquences (Hz) selon le prééglage dans le calme



Graph 17 Erreurs moyennes (%) du PMOD en fonction de la fréquence (Hz) dans le calme

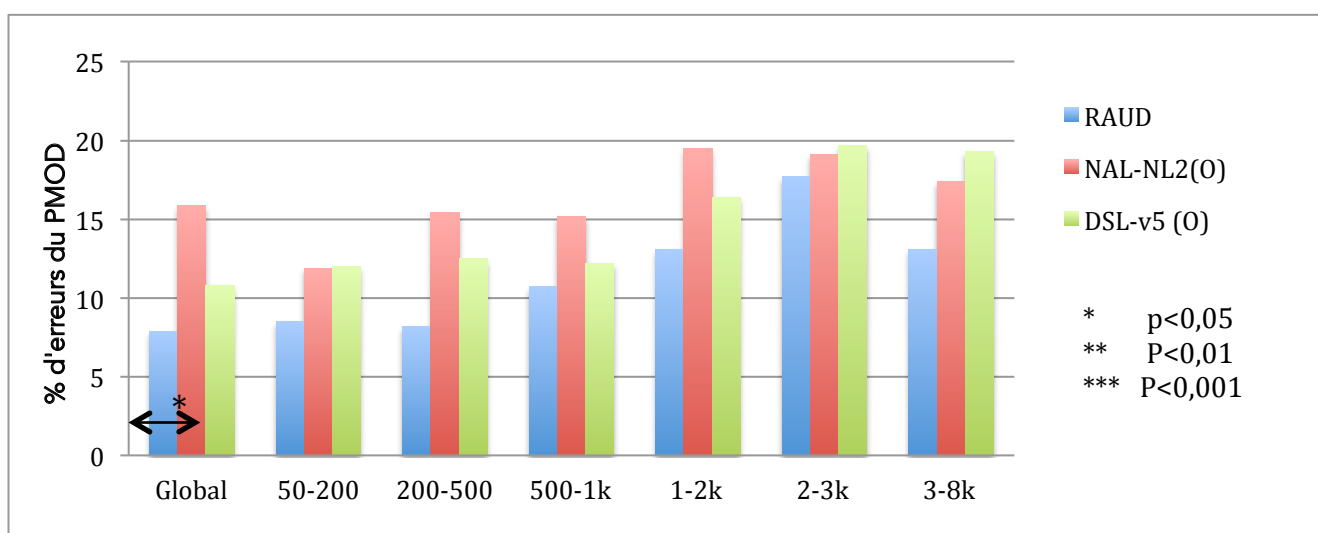
D'après les résultats d'erreurs sur le PMOD dans le calme, nous constatons 19% d'erreurs pour NAL-NL2, 8% avec DSL-v5 alors qu'on obtient avec le RAUD (3%) un score d'erreur significativement plus faible. ( $p=0,02$ ).

On obtient des scores d'erreur de plus en plus importants des basses fréquences vers les hautes fréquences. Par exemple pour les bandes fréquentielles :

- 50-200Hz : 5% pour le RAUD, 7% pour DSL-v5, 9% pour NAL-NL2
- 2000-3000Hz: 8% pour le RAUD, 13% pour DSL-v5 et 15% pour NAL-NL2.

(Hz)	Global	50-200	200-500	500-1k	1-2k	2-3k	3-8k
RAUD	7 (5)	8 (6)	8 (6)	11 (9)	13 (8)	17 (10)	13 (7)
NAL-NL2(DP)	11 (11)	11 (10)	16 (15)	14 (10)	17 (12)	18 (13)	16 (12)
NAL-NL2(O)	16 (14)	12 (10)	15 (13)	15 (11)	19 (12)	19 (11)	17 (13)
DSL-v5 (DP)	10 (8)	10 (8)	12 (11)	13 (11)	15 (12)	19 (13)	13 (8)
DSL-v5 (O)	11 (8,)	12 (8)	13 (10)	12 (8)	16 (11)	19 (11)	19 (12)

Tableau 13 Erreurs moyennes du PMOD (%) selon les fréquences (Hz) en fonction du pré réglage dans le bruit



Graph 18 Valeurs moyennes (%) des erreurs du PMOD sur la bande fréquentielle (Hz) dans le bruit

Dans le bruit, le pourcentage d'erreur PMOD pour le RAUD atteint en moyenne 7% et est significativement plus faible ( $p=0,04 < 0,05$ ) par rapport aux erreurs constatées avec le pré réglage NAL-NL2 (16%). DSL-v5 obtient un score d'erreur de 11%.

Les résultats obtenus dans le bruit restent corrélés avec ceux constatés dans le calme avec une augmentation des scores d'erreur du PMOD plus la fréquence est importante.

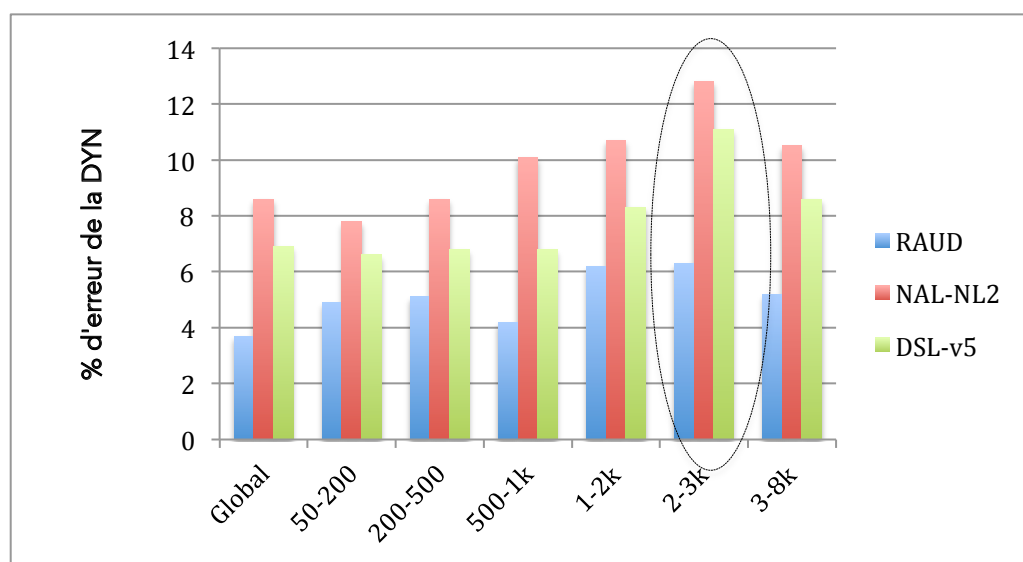
En effet, d'après le graphique ci-dessus, on constate pour les bandes :

- 50-200Hz : 8% pour le RAUD, 11% pour NAL-NL2 et 12% pour DSL-v5
- 1 à 2 kHz : 13% pour le RAUD, 12% avec NAL-NL2 et 16% pour DSL-v5.

### 3.5.La dynamique (DYN)

(Hz)	Global	50-200	200-500	500-1k	1-2k	2-3k	3-8k
RAUD	3	4	5	4	6	6	5
	(3)	(4)	(4)	(3)	(5)	(6)	(4)
NAL-NL2	9	8	9	10	11	13	11
	(9)	(7)	(10)	(11)	(11)	(13)	(9)
DSL-v5	7	7	7	7	8	11	9
	(7)	(6)	(9)	(6)	(8)	(11)	(7)

Tableau 14 Erreurs moyennes sur la DYN (%) selon les fréquences (Hz) dans le calme



Graph 19 Erreurs moyennes (%) de la DYN selon les fréquences (Hz) dans le calme en fonction des 3 pré-réglages

D'après les résultats d'erreurs sur la DYN dans le calme, nous pouvons remarquer globalement (graphe19) : 9% d'erreurs pour NAL-NL2, 7% avec DSL-v5 alors qu'on obtient avec le RAUD 3%. Le RAUD atteint vraisemblablement des taux d'erreur encore une fois plus bas par rapport aux autres pré-réglages.

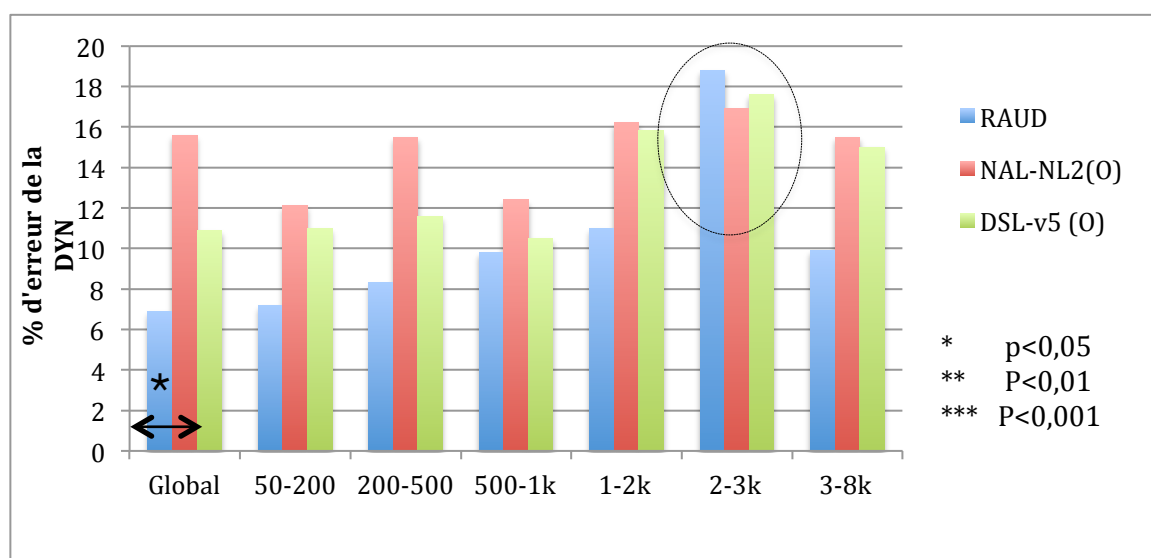
De même que pour les autres paramètres de l'enveloppe temporelle, on obtient des scores d'erreur de plus en plus importants vers les hautes fréquences avec par exemple :

- 50-200Hz : 4% pour le RAUD, 8% pour DSL-v5, 9% pour NAL-NL2
- 2000-3000Hz : 6% pour le RAUD, 11% pour DSL-v5 et 13% pour NAL-NL2.
- 

Sur la bande fréquentielle de 2-8kHz, le score des sur et sous-évaluations reste significativement plus faible ( $p=0,01$ ) pour le RAUD par rapport à NAL-NL2 et DSL-v5.

(Hz)	Global	50-200	200-500	500-1k	1-2k	2-3k	3-8k
RAUD	7	7	8	10	11	19	10
	(4)	(4)	(5)	(5)	(5)	(7)	(4)
NAL-NL2(DP)	9	9	11	11	12	15	12
	(9)	(7)	(10)	(7)	(8)	(10)	(8)
NAL-NL2(O)	16	12	16	12	16	17	16
	(14)	(12)	(15)	(10)	(10)	(11)	(8)
DSL-v5 (DP)	9	9	10	11	12	15	9
	(8)	(7)	(9)	(9)	(10)	(10)	(6)
DSL-v5 (O)	11	11	12	11	16	18	15
	(8)	(8)	(9)	(7)	(10)	(9)	(9)

Tableau 15 Erreurs moyennes sur la DYN(%) en fonction des fréquences (Hz) dans le bruit



Graph 16 Valeurs (%) des erreurs de la DYN selon les fréquences (Hz) dans le bruit

Dans le bruit (graphe16), le RAUD (6%) atteint un score d'erreur sur la DYN de l'enveloppe temporelle de la parole significativement plus bas ( $p=0,03 < 0,05$ ) par rapport à DSL-v5 (11%) et NAL-NL2 (16%).

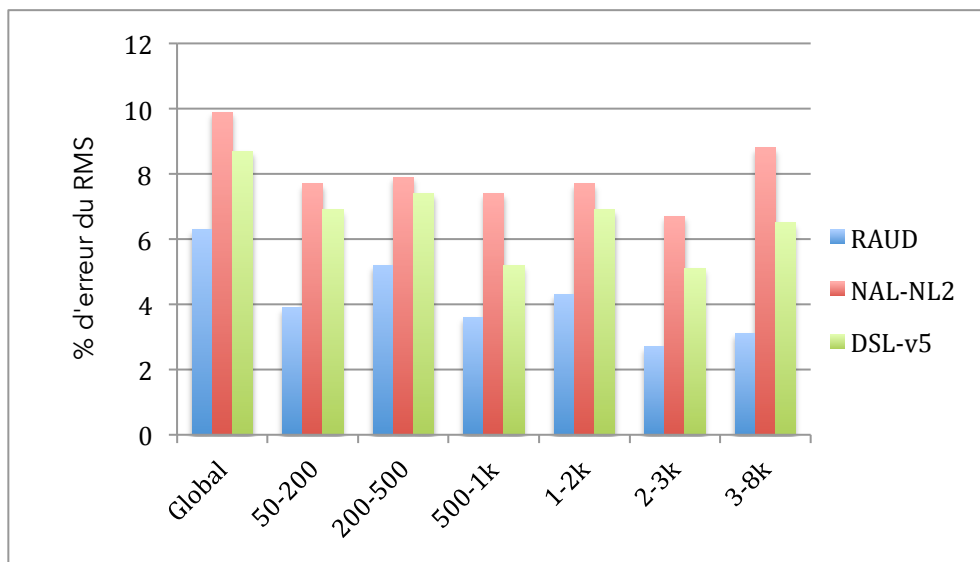
Les résultats obtenus dans le bruit restent également corrélés avec ceux constatés dans le calme avec une augmentation des scores d'erreur de la DYN, plus la fréquence est importante.

En revanche, de 2 à 3kHz, le RAUD (19%) obtient un score d'erreur supérieur à ceux relevés pour les pré réglages NAL-NL2 (17%) et DSL-v5 (18%).

### 3.6. Le Root Mean Square (RMS)

(Hz)	Global	50-200	200-500	500-1k	1-2k	2-3k	3-8k
RAUD	6	4	5	4	4	3	3
	(5)	(3)	(4)	(3)	(4)	(2)	(2)
NAL-NL2	10	8	8	7	8	7	9
	(9)	(7)	(7)	(8)	(8)	(8)	(9)
DSL-v5	9	7	7	5	7	5	7
	(10)	(8)	(8)	(6)	(7)	(5)	(7)

Tableau 17 Erreurs moyennes sur le RMS (%) selon les fréquences (Hz) en fonction du pré réglage dans le calme



Graphe20 Valeurs moyennes des erreurs du RMS (%) selon les fréquences (Hz) et les pré réglages dans le calme

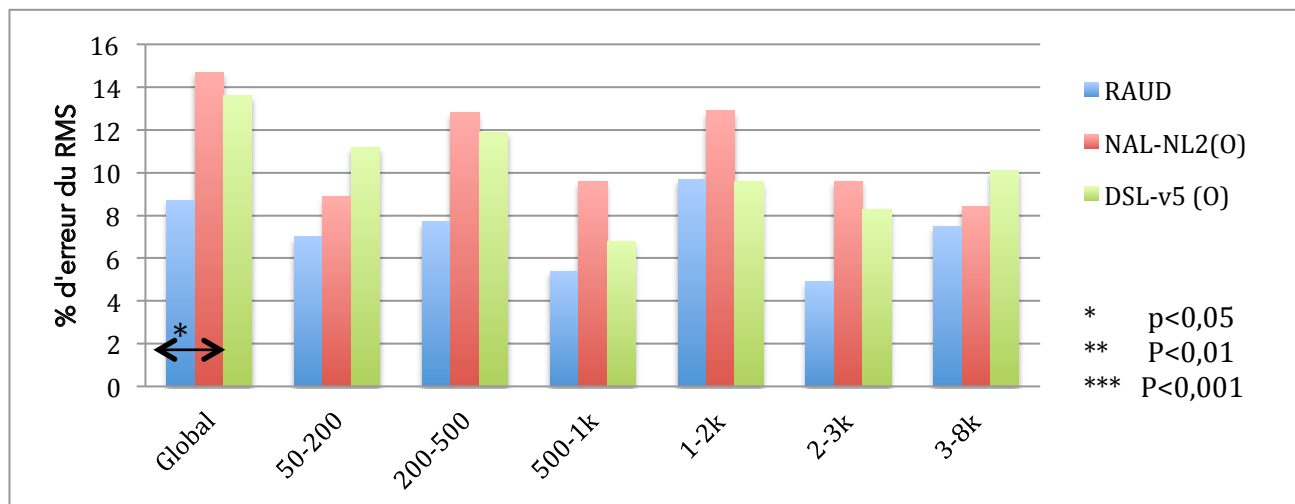
Dans le calme, nous constatons globalement un taux d'erreur plus bas avec le RAUD (6%) par rapport à NAL-NL2 (10%) et DSL-v5 (9%).

Il ne semble pas y avoir de bande fréquentielle où l'on retrouve des erreurs prédominantes comme les autres paramètres étudiés précédents.

On obtient un minimum d'erreur avec le RAUD à 4% pour les bandes fréquentielles 50-200Hz, 500-1000Hz et 1-2kHz. Le maximum d'erreur est atteint avec un taux de 9% pour le NAL-NAL2 dans les fréquences allant de 3000 à 8000Hz.

(Hz)	Global	50-200	200-500	500-1k	1-2k	2-3k	3-8k
RAUD	9	7	8	5	10	5	8
	(5)	(3)	(6)	(5)	(8)	(3)	(4)
NAL-NL2(DP)	13	10	10	9	10	9	13
	(11)	(9)	(10)	(9)	(8)	(9)	(11)
NAL-NL2(O)	15	9	13	10	13	10	8
	(8)	(6)	(10)	(7)	(11)	(7)	(8)
DSL-v5 (DP)	12	8	9	6	7	7	8
	(11)	(6)	(9)	(5)	(6)	(5)	(6)
DSL-v5 (O)	14	11	12	7	10	8	10
	(11)	(6)	(11)	(5)	(7)	(5)	(6)

Tableau 18 Erreurs moyennes sur le RMS (%) en fonction des fréquences (Hz) selon le pré réglage dans le bruit



Graph 21 Erreurs moyennes (%) du RMS sur la bande fréquentielle (Hz) selon les pré réglages dans le bruit

Le taux d'erreur sur la valeur du RMS dans le bruit, est de 9% pour le RAUD et est significativement différent ( $p=0,02 < 0,05$ ) par rapport NAL-NL2 (15%). DSL-v5 obtient un score d'erreur de 14%.

Comme dans le calme, il ne semble pas y avoir de bande fréquentielle où l'on retrouve des erreurs prédominantes.

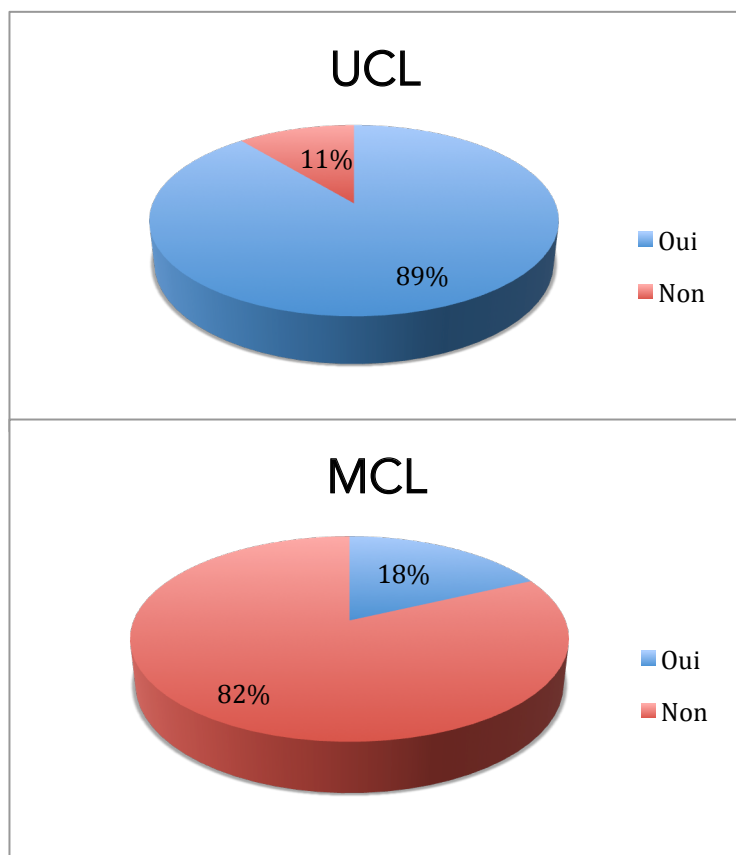
On obtient un minimum d'erreur avec le RAUD (5%) pour les bandes fréquentielles 500-1000Hz, 2-3kHz. Le maximum d'erreur est atteint pour le NAL-NAL2 (13%) dans les groupe de fréquences suivants : 500-1000Hz et 1-2kHz.

## 4. Sondage EPU 2015

Nous avons relevés l'importance d'effectuer certains types de tests au préalable pour appliquer la compression tels que la recherche :

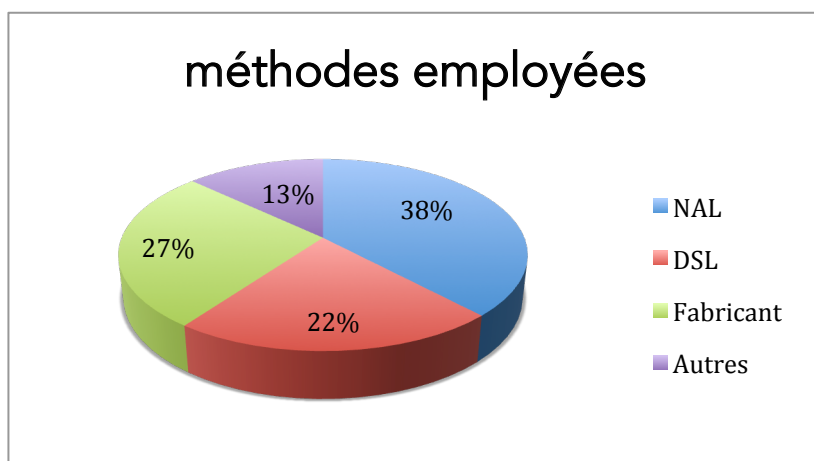
- du seuil de confort (MCL)
- du seuil d'inconfort (UCL)

En sachant aussi que les stratégies d'amplifications des méthodes de présélection est différentes entre NAL-NL2, DSL-v5 et la méthode propre à l'audioprothésiste il nous a semblé pertinent de sonder les professionnels venant de la France entière lors des EPU 2015.



En 2015, 89% des audioprothésistes affirment qu'ils effectuent la recherche de l'UCL. En revanche, 82% déclarent ne pas effectuer la recherche du MCL.

Graphe22 Réponses données par le sondage aux EPU 2015 sur la recherche des seuils UCL et MCL pour le pré réglage de l'aide auditive



**Graphe23 Réponse des audioprothésistes au sondage lors des EPU de 2015 au sujet de la méthode de présélection choisies**

Une majorité des audioprothésistes appliquent la formule de présélection NAL-NL2 (38%). 27% préfèrent la méthode DSL-v5 tandis que 22% préconisent la méthode fabricant. Seul 13% appliquent leur propre méthode, ou aucune méthode en particulier.

## 5. Questionnaire d'évaluation subjective

Ce questionnaire nous permet d'évaluer le confort et le ressenti du malentendant au travers de l'écoute des trois préréglages appliqués.

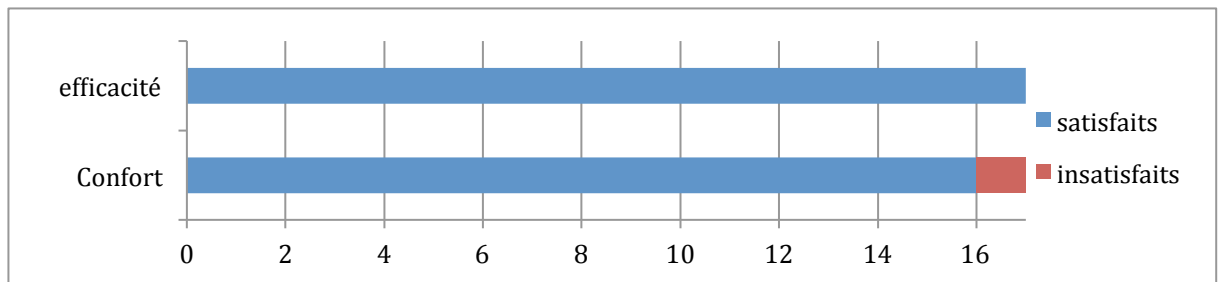
Deux questions étaient posées pendant les tests :

- Avec quel réglage semblez-vous être le plus à l'aise et comprendre le mieux ?
- Remarquez-vous des différences entre le 2<sup>nd</sup> (NAL-NL2) et le 3<sup>ème</sup> réglage (DSL-v5) ?

Les résultats du questionnaire montrent que :

- 15/17 affirment que le RAUD apporte une meilleure intelligibilité et un meilleur confort.
- 1/17 affirme que le préréglage fabricant par la méthode NAL - NL2 est plus confortable.
- 1/17 trouve que le préréglage avec DSL-v5 est plus nette mais moins confortable dans le calme et moins performant dans le bruit.





Graphique 24 Evaluation subjective de l'échantillon de sujet à propos du RAUD selon deux critères : confort et efficacité

Les sujets presbycusiques remarquent en moyenne que le pré réglage avec la méthode NAL-NL2 semble plus « doux » alors que DSL-v5 est caractérisé comme étant plus « métallique ».

Selon l'efficacité le pré réglage par la méthode DSL-v5 s'avère « nette » ou « clair » comme disent les sujets tandis que pour NAL-NL2, ils auraient tendance à dire « faible ».

En revanche, pour tous les patients les deux pré réglages fabricants semblent être nettement moins efficace dans le bruit.

## 4.

# Discussion

## 1. Résultats fonctionnels

### 1.1. Situation : Parole dans le calme

Les erreurs commises par les sujets sur les phonèmes diffèrent selon le pré réglage appliqué. En effet, le RAUD (14%) affiche un score d'erreur nettement inférieur à ceux obtenus par le pré réglage NAL-NL2 (23%) et DSL-v5 (19%). Les patients commettent moins d'erreurs sur les syllabes émises avec le RAUD qu'avec les pré réglages fabricants. (Cf. tableau 6, p.85)

Il permet donc une meilleure compréhension de la parole.

D'après les résultats fonctionnels, les sujets presbycousiques commettent plus d'erreurs sur les consonnes que sur les voyelles avec les trois pré réglages. (Cf. tableau 4 et 5, p.81-83)

En effet, les consonnes représentent seulement 5% de l'énergie comprise dans l'enveloppe temporelle de la parole tandis que les voyelles à elles seules correspondent au 60%. (E. Bizaguet, 2014) [46]

Etant constituées principalement de bruit de friction, les consonnes appartiennent aux sons faibles aigus (1-8kHz). Les voyelles appartiennent en majorité aux basses fréquences pour des intensités plus fortes. (Bonneau, 2014)

Or la presbycousie est une atteinte neurosensorielle qui touche en majorité les hautes fréquences. Elle entraîne un élargissement des filtres auditifs vers les hautes fréquences provoquant ainsi l'altération de la discrimination de ces bandes fréquentielle ; les sons compris dans ces fréquences, d'intensité faibles comme les consonnes sont par conséquent moins bien perçus. Les résultats obtenus sont donc cohérents.

Le RAUD semble apporter une meilleure correction que les deux autres pré réglages avec notamment un score d'erreur sur les consonnes dans le calme inférieur (17% contre 28% pour NAL-NL2 et 26% pour DSL-v5).

La perception des consonnes est mise en évidence avec le RAUD alors que les presbycousiques rencontrent des difficultés dans le calme avec les deux autres pré réglages fabricant.

## 1.2. Situation : Parole dans le bruit « Cocktail Party »

Le score d'erreur sur les phonèmes est plus important dans le bruit que dans le calme quelque soit le pré réglages. En effet, la plainte principale des malentendants appareillés est la situation bruyante. La surdité entraîne un masquage temporel des sons faibles par les sons forts et donc des difficultés de démasquage de la parole dans le bruit. (Cf. tableau 6, p.85)

Le RAUD affiche aussi des taux d'erreur au test syllabique plus faibles que pour les pré réglages fabricant selon les méthodes NAL-NL2 et DSL-v5 dans le bruit quelque soit leur mode microphonique.

L'impact de la directionnalité adaptative pour les pré réglages automatisés NAL-NL2 et DSL-v5 n'est pas vraiment significatif quant à l'amélioration de l'intelligibilité qu'il engendre.

Les erreurs commises sur les voyelles ont très peu augmentées dans le bruit. En revanche, le nombre d'erreurs sur les consonnes a pratiquement doublé. On passe de (Cf. tableau 4, p.81):

- 17% à 35% pour le RAUD,
- 28% à 48% selon NAL-NL2,
- 26% à 40% avec DSL-v5.

Les erreurs relevées sur les voyelles et les consonnes confirment le RAUD comme ayant les meilleures performances dans le bruit.

Pourtant celui-ci n'enclenche aucun de ces débruiteurs alors que les pré réglages enclenchant des algorithmes de traitement du bruit tels que l'EDP, le TVP ou le SoundSmoothing. Ces traitements associés à la directivité des microphones, traite le bruit dans le but de faire émerger les indices importants de l'enveloppe temporelle de la parole.

L'EDP réduit le bruit entre les syllabes (vallées et creux de l'enveloppe temporelle de la parole) alors que le TVP traite globalement le bruit. Le SoundSmoothing traite les bruits impulsionnels, il réduit donc l'énergie et les pics de bruit masquant l'enveloppe. (Cf. Chap 3, 2, 2.3 Les algorithmes de traitement du signal)

Des études montrent qu'avec une perte de type presbycusie, ces algorithmes diminuent nettement le bruit « cocktail party » ; environ 6dB en moyenne et jusqu'à 17dB à 2kHz avec la directionnalité adaptative et l'EDP. En revanche, l'association des deux algorithmes (EDP+TVP) n'apporte pas de synergie (J Ecalard, 2012). [65]

D'après les résultats se dégagent de nombreuses problématiques :

- Comment expliquer l'obtention de meilleurs résultats dans le calme avec le RAUD ?
- Pourquoi mesurons nous des distorsions phonétiques toujours plus importantes entre le RAUD et les 2 pré réglages (NAL-NL2 et DSL-v5) dans le bruit ?
- Comment expliquer que la différence de traitements enclenchés ne corrèle pas avec le nombre de confusions relevées ?
- Quels paramètres de l'enveloppe temporelle du signal impliquent les distorsions retrouvées ? et comment expliquer ces confusions ?
- Quels traitements du signal régit alors la véritable amélioration de l'intelligibilité ?

Pour y répondre, il est d'abord important de se pencher les constantes de réglages appliqués.

## 2. Les constantes de réglages

Nous avons choisi de relever les constantes de réglage pour une fréquence de référence le 2kHz car 60% de la compréhension de la parole se situe à partir de celle-ci.

Le gain in-vivo (GIV) relevés est plus important que le gain au coupleur 2cc (G2cc) pour les trois pré réglages. En effet, il tient compte de différents paramètres morpho-prothétiques (Atelier UNSAF, 2010) et représente réellement l'amplification au tympan. Nous nous baserons donc sur les résultats de la mesure in-vivo (MIV). **[66]**

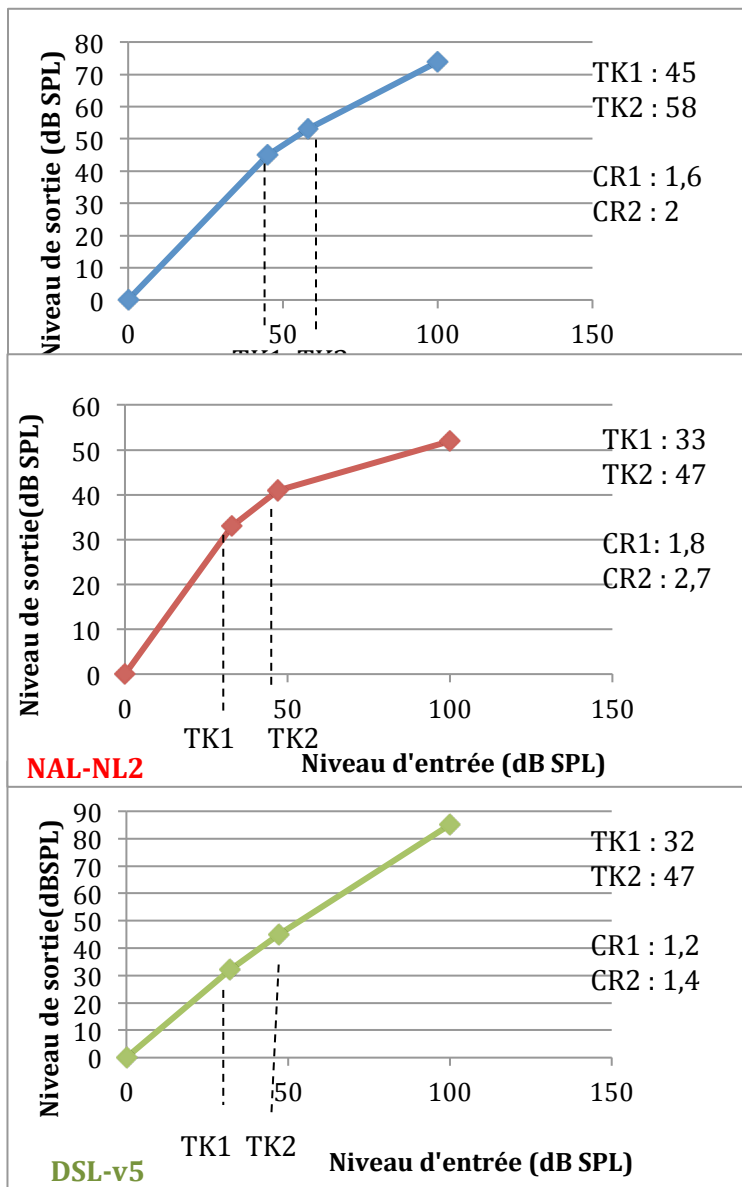
Le RAUD (38dB) applique un gain plus élevé que les pré réglages NAL - NL2 (24dB) et DSL - v5 (25dB) préconisent.

L'amplification apportée par le pré réglage fabricant semble insuffisante pour améliorer la perception des indices de la parole et peut expliquer le nombre plus important de confusions phonémiques avec les pré réglages.

Cependant le gain ne justifie pas à lui seul, les écarts retrouvés sur les consonnes et notamment dans le bruit.

Le réglage qui permet de comprendre comment est traité l'enveloppe temporelle de la parole est la compression.

D'après les résultats moyennés, il est possible de schématiser le modèle de compression de chaque pré réglage. (Cf. tableau 2 et 3, p.78-79)



Le RAUD (bleu) enclenche sa compression plus tardivement (45dB) que les deux pré-réglages (32dB et 33dB). L'amplification des sons faibles est donc moins importante et plus progressive pour le RAUD.

Avec un CR1 de 1,6, les écarts entre sons moyens et faibles sont plus amplifiés qu'avec le pré-réglage DSL-v5 (vert) qui relâche la compression avec un CR1 de 1,2.

NAL-NL2 (rouge) préconise un TK1 relativement tôt et applique une compression supérieure aux autres pré-réglages avec un CR1 de 1,8. Le passage des sons faibles aux moyens est amplifié plus brutalement que par le RAUD. De la même manière, le passage des sons moyens aux sons forts est rapide d'après un CR2 moyen de 2,7.

Ces variations brutales dans la compression entraînerait des raccourcis les transitions entre les phonèmes induisant alors une mauvaise identification des

fluctuations lentes de l'enveloppe temporelle. Ceci aurait des conséquences sur le démasquage temporel de l'enveloppe.

DSL-v5 ne comprime que très peu son signal avec des CR1 et CR2 relativement faibles ce qui amplifie le champ auditif restitué en gardant l'idée maîtresse de la méthode « l'intelligibilité ». La dynamique entre les sons faibles moyens et forts appliquée par DSL-v5 semble être moins bien adaptée au profil du presbycusique. En effet, celui-ci perd principalement cette sensation de sonie vers les hautes fréquences.

Les sons forts sont moins atténués par le pré-réglage DSL-v5 que par le RAUD. Or la surdité engendre un effet de masquage temporel et fréquentiel des sons faibles par les sons forts. Une mauvaise gestion des sons forts amplifierait cette difficulté à décoder les indices faibles de la parole comme les transitions formantiques et les consonnes.

Le pré-réglage NAL-NL2 semble au contraire préconiser plus de compression pour les sons forts avec un CR2 de 2,7 pour un meilleur confort. Pourtant les résultats obtenus par ce pré-réglage semblent être les moins efficaces dans une situation calme et dans le bruit avec des scores d'erreurs les plus importants.

Une compression trop importante (à partir d'un certain seuil) aurait donc tendance à modifier de manière considérable l'enveloppe temporelle de la parole ne permettant pas aux sujets presbycousiques de reconnaître correctement les indices nécessaires à la compréhension (notamment les consonnes).

On pourrait expliquer une gestion de la compression par le RAUD plus adaptée car l'audioprothésiste n'opte pas pour des méthodes de prescription de gain fixes quelque soit le patient pour la même étiologie de perte auditive. Il utilise les connaissances sur les différentes méthodes de présélection et surtout effectue de nombreux tests.

En effet, l'écart-type pour les TK est important pour le RAUD alors qu'il est égal à 1 pour les pré réglages fabricants. Cela signifie que le RAUD modifie ses seuils d'enclenchement d'un sujet à l'autre alors que le pré réglage applique toujours le même modèle des ces seuils en fonction de la méthode choisie (NAL-NL2 ou DSL-v5).

La compression est appliquée en fonction de tests indispensables pour le RAUD tels que la recherche :

- le seuil auditif,
- du seuil de confort (MCL),
- du seuil d'inconfort (UCL).

Ces seuils nous donnent les informations les plus importantes pour le choix de nos paramètres de compression (TK et CR) car ils révèlent la dynamique résiduelle au delà de la perception et de l'inconfort mais entre les sons faibles, moyens et forts.

Or environ 82% des audioprothésistes de France n'effectuent pas la mesure du MCL. (Sondage EPU, 2015).

En revanche nous avons noté une augmentation de la pratique de l'UCL par les audioprothésistes avec en 2014 57% d'abstention (D. Tran, 2014) contre seulement 11% en 2015. [67] (Cf. Graphe22, p98)

Jugé comme « traumatique » en 2014 pour expliquer le taux d'abstention, ce seuil se révèle finalement indispensable pour l'application d'un pré réglage en 2015.

Les traitements du signal sont régis par la compression préalablement appliquée dans le but de donner mieux de relief (écart entre vallée et creux de l'enveloppe temporelle de la parole). Ainsi une mauvaise gestion de celle-ci impacte directement sur la mise en place des algorithmes.

Par exemple, un bruit de voiture à 75 dB SPL va être analysé par les microphones et « filtré » par la focalisation de ceux-ci sur la parole. Le bruit est alors réduit de à 60dB SPL. Ensuite, les débruiteurs selon leur seuil d'activation traitent le bruit en l'atténuant de 10dB (seuil médium comme préconisé).

Le bruit de 75 dB SPL de départ devient un bruit à 50dB SPL caractérisé comme un son moyens. Pour les pré réglages fabricant (NAL-NL2 et DSL-v5) il est amplifié.

En revanche, pour le pré réglage RAUD, le traitement du signal étant désactivé avec un omnidirectionnel, le bruit de 75 dB SPL arrive directement à l'étage d'amplification de l'appareil et étant considéré comme un son fort, il est atténué d'un facteur de compression de 2.

On peut comprendre à un peu mieux les résultats obtenus dans le bruit avec de taux d'erreur consonantique plus faible pour le RAUD qu'avec les autres pré réglages.

Il est intéressant par ailleurs, grâce au logiciel A.T.E.C, de pouvoir corroborer ces analyses avec les erreurs relevées sur les paramètres de l'enveloppe temporelle de la parole tels que :

- l'acuité fréquentielle,
- l'acuité temporelle,
- le facteur de crête,
- la profondeur de modulation,
- la dynamique,
- la valeur RMS.

### 3. Les paramètres de l'enveloppe temporelle

#### 3.1. L'acuité fréquentielle (AF)

Le RAUD permet de conserver une acuité fréquentielle la plus semblable par rapport à la référence avec le moins d'erreurs effectuée par les sujets (4%).

*(Rappel : La référence étant calculée à partir des syllabes émises, les erreurs sont déduites en comparant la syllabe répétée par rapport à celle émise).*

Dans le bruit, les erreurs s'intensifient que peu pour les trois pré réglages et le RAUD semble redonner une bonne mise en forme du signal de parole avec de meilleur résultat. (cf tableau 8, p.87).

Or l'acuité fréquentielle évalue la justesse de la hauteur tonale, la sélectivité fréquentielle c'est-à-dire la perception de la structure fine du signal de parole.

**La valeur du RMS** (Root Mean Square) est corrélée avec l'étude de l'acuité fréquentielle car elle permet de mettre en évidence la quantité d'énergie sonore la plus importante par bande de fréquence.

D'après la moyenne effectuée sur l'ensemble des bandes fréquentielles étudiée (50-8000Hz), l'énergie après traitement du signal par l'aide auditive est mieux retransmise par le RAUD avec moins d'erreur sur le RMS dans le calme et dans le bruit. (Cf. Tableaux 17 et 18, p.96-97).

Cependant, de 3 à 8 kHz dans le calme, des confusions plus importantes sont à noter pour les deux pré réglages alors que le RAUD affiche un score d'erreur minimum.

Dans le bruit, les confusions augmentent principalement de 1 à 2 kHz.

Ces résultats mettent en évidence une mauvaise **transmission de l'énergie à ces hautes fréquences** qui s'avèrent être mieux transférée par le RAUD.

Or sur c'est sur ces bandes fréquentielles que l'on retrouve les **bruit de friction, d'explosion caractéristiques des consonnes** ce qui explique donc les confusions retrouvées. Ces résultats confirment aussi l'étude de Moore de 2007 qui affirme que la dégradation de la sélectivité fréquentielle est toujours associée à une perte auditive. [57]

**La profondeur de modulation (PMOD)** est de la même manière surévaluée ou sous-évaluée vers les hautes fréquences, de façon plus importante sur les bandes fréquentielle de 1 à 8 kHz dans le calme. Dans le bruit, les confusions s'intensifient sur ces fréquences principalement.

Le RAUD confère un taux d'erreur le plus faible alors que les pré réglages fabricants selon NAL-NL2 et DSL-v5 semblent entraîner plus de confusions. (Cf. tableaux 12 et 13, p92-93). Or la PMOD correspond aux performances de démasquage de la parole.

Ces erreurs sur la PMOD représentent donc **des difficultés démasquage de la parole notamment dans le bruit**. En effet, la surdité entraîne un phénomène de masquage des bases fréquence sur les hautes fréquences c'est pourquoi on retrouve ces erreurs d'intelligibilité. Celles-ci sont accentuées dans le bruit puisqu'il masque davantage la parole.

On pourrait supposer d'après ces résultats un réglage plus adapté.

Ce qui paraît essentiel est de prendre en compte les seuils du MCL et de l'UCL car la dynamique entre les sons vers les hautes fréquences s'avèrent être agencées de manière différentes d'un sujet presbyacousique à l'autre. Il ne faut pas négliger l'impact des basses fréquences sur les hautes fréquences en ayant tendance à « relâcher » un peu plus la compression (CR1) et comprimer les sons forts (CR2) vers ces zones fréquentielles.

### 3.2. L'acuité temporelle (AT)

L'acuité temporelle correspond à la perception des fluctuations lentes d'enveloppe c'est-à-dire la capacité à entendre dans les vallées et les creux de l'enveloppe temporelle notamment dans le bruit (Shannon, 1995). [50]

Elle semble peu détériorée dans le calme avec toujours un taux d'erreur plus faible pour le RAUD. (Cf. Tableaux 9, p.88)

L'impact du bruit entraîne de la même façon une augmentation du nombre d'erreurs ; les confusions doublent quasiment pour les trois pré réglages.

Or l'acuité temporelle prend en compte :

- les indices du mode d'articulation des phonèmes. Par exemple, pouvoir discerner des temps d'attaque ou de relâchement du bruit de consonnes différentes. (bruit retrouvé sur les hautes fréquences)
- Les transitions formantiques correspondant à des variations de fréquence entre l'attaque de la consonne et la voyelle qui la précède par exemple.
- les indices de voisements caractérisés par la différence d'amplitude entre les intervalles de silence ou d'énergie. (bruits retrouvés sur les basses fréquences)
- les indices de forme d'enveloppe c'est-à-dire le rythme

(Lefèvre et al., 2009) [63]



**Le facteur de crête (FC) et le dynamique (DYN)** constituent l'acuité temporelle, et permettent d'expliquer les distorsions retrouvées de l'AT.

Le taux d'erreurs sur le FC semble être globalement plus faible avec le RAUD que les pré réglages et prédominant de 2 à 3 kHz dans le calme.

Dans le bruit, ces erreurs s'amplifient notamment de 2 à 8 kHz avec une différence d'erreurs conséquente entre les pré réglages pour la bande fréquentielle 3-8kHz dans le bruit. Des erreurs aussi apparaissent vers les basses fréquences de 50 à 200Hz. (Cf tableaux 10 et 11, p.90-91)

Or le FC représente la variation de l'amplitude du signal c'est-à-dire les fluctuations brutales de l'enveloppe. Ces variations représentent typiquement les transitions formantiques et le bruit de frictions des consonnes.

**Les variations brutales vers les hautes fréquences sont moins bien contrôlées** par les pré réglage fabricant que par le RAUD d'où les erreurs retrouvées sur l'acuité temporelle et par conséquent sur **la perception du mode d'articulation des consonnes et/ou la perception des transitions formantiques.**

Les variations étant soit trop courtes ou pas assez rallongées, il n'y a pas de d'indentification de ces indices. Cette idée corrobore celle d'augmenter la durée des consonnes et particulièrement celle des transition formantiques et de réduire celle des voyelles qui se présentent comme un masque énergétique. (F. Lefèvre, 2014) [68]

Par ailleurs, les erreurs sur les basses fréquences dans le bruit mettent en évidence **des difficultés de perception du voisement** (caractéristique des consonnes). On peut donc comprendre les confusions du presbyacousique entre le /p/ et le /b/ ou encore entre le /t/ et /d/ par exemple.

La dynamique (DYN) correspond à l'écart entre le maximum et le minimum de l'amplitude soit ce que l'on appelle « la dynamique syllabique ».

La DYN la plus importante dans le spectre de la parole est compris entre 200 Hz et 1kHz or on remarque que c'est cette zone fréquentielle où le moins d'erreur est retrouvé dans le calme et dans le bruit. (Cf. tableaux 14 et 15, p.94-95)

De la même manière le RAUD semble apporter le relief le plus identifiable de l'enveloppe temporelle pour les sujets, avec globalement les plus faible taux d'erreurs dans le calme et le bruit.

En revanche, de 2-3kHz on relève des confusions plus importantes et notamment dans le bruit avec un score d'erreurs qui pour la première fois est plus élevé avec le RAUD que les autres pré réglages.

La dynamique des consonnes est amenée à être source de confusions puisqu'elle est de faible d'intensité et localisée vers les hautes fréquences. Ces confusions sont difficiles à corriger car malgré une correction auditive adéquate, les sujets presbyacousiques ont toujours cette difficulté à décoder les variations rapides de l'amplitude du signal.

On peut donc rejoindre l'idée de trouver le moyen de rallonger les durées des transitions formantiques afin qu'elles soient décodée par le malentendant.

On pourrait expliquer un taux d'erreur supérieur pour le RAUD par un seuil d'enclenchement TK1 trop tardif pour les hautes fréquences, par rapport à celui préconisé par les préréglages fabricants. Cependant ils permettent aussi, en contre partie d'apporter une amplification progressive entre les sons faibles et moyens.

#### 4. Efficacité subjective : Confort du patient

La majorité des sujets semblent trouver un certain confort au travers du RAUD qui confère aussi une bonne efficacité comme nous avons pu le constater.

Les autres (2 sur 17) qualifient NAL-NL2 comme étant plus doux ou DSL-v5 comme étant plus net dans le calme mais n'apportant pas assez de compréhension de la parole dans un environnement bruyant. (Cf. Graphe22, p99-100)

Le conditionnement et la psychologie du patient fait partie entière du travail de l'appareillage.

Nous avons pu rencontrer certaines complications au cours de notre expérimentation. En effet, le temps d'assimilation des consignes peut prendre quelque fois plus de temps en fonction des patients.

La nécessité de faire des pauses entre les tests à cause de troubles de concentration amenait à certains tests inaboutis. Les modifications de réglage durant le test ont aussi perturbé quelques patients.

En effet, 6 patients ont été retirés de l'étude pour ces raisons.

Malgré le travail pointilleux de l'audioprothésiste sur les réglages de la prothèse auditive, celui-ci ne suffit pas. On parle « d'adaptation prothétique », cette appellation rappelle l'idée d'une plasticité cérébrale et donc d'un temps d'acclimatation aux réglages. Il est donc indispensable pour l'audioprothésiste de connaître le ressenti du patient face aux modifications d'amplifications apportées par la correction afin qu'elles soient confortables, acceptables pour lui.

Un préréglage le plus efficace qu'il soit n'est souvent pas synonyme de confortable. Tout le travail de la correction auditive est de trouver l'équilibre entre le confort et l'efficacité.

## 5.

# Conclusion

Cette étude met en évidence les différents aspects du pré réglage en comparant celui d'audioprothésiste ayant un objectif commun et le pré réglage automatisés selon les méthode NAL-NL2 et DSL-v5.

En effet, le pré réglage ne doit pas se contenter de modifications automatiques, un réel travail de l'audioprothésiste est attendu tant dans la prise en compte du profil du patient par ses besoins, ses attentes, ses angoisses que dans la réalisation de tests afin d'obtenir le plus précis profil audiométrique. Ce travail minutieux permet l'application de pré réglage selon des notions indispensables pour le professionnel, que la bibliographie démontre et d'après le ressenti du patient. Ce travail rend compte de la nécessité d'analyse pointilleuse des résultats de tests audiométriques indispensables et plus poussés.

Il est évident aujourd'hui que l'enveloppe temporelle joue un rôle majeur dans l'intelligibilité de la parole. L'intérêt de l'A.T.E.C dans la pratique est d'utiliser les paramètres temporels et fréquentiels de l'enveloppe afin d'améliorer le pré réglage ou le réglage ; le but étant de diminuer les confusions phonétiques retrouvées au travers de l'audiométrie vocale.

Nous pourrions être amener d'après notre discussion, à préconiser des modifications de réglages en fonction des résultats obtenus sur les paramètres.

Pars ailleurs, il ne faudrait pas prendre au mot « pré réglage par la méthodologie NAL-NL2 ou DSL-v5 » car il n'est pas question dans cette étude de critiquer les méthodes de présélection. En revanche, il serait intéressant de se pencher sur ce que propose réellement les fabricants et si les méthodes de présélection choisies sont véritablement celles appliquées par le pré réglage fabricant. En effet, des études montrent que pour une même perte, des mêmes caractéristiques d'entrées et une même méthode de présélection choisie, le gain cible relevé pour les sons faibles sur la bande fréquentielle selon quatre fabricants différents s'avère extrêmement variable. (P. Lurquin, 2014) [69]

# Bibliographie

- [1] Renard X, 1983, La méthode du pré-réglage pour le choix de l'appareil auditif
- [2] Curren J.R Galster J.A, The Master Hearing Aid, Trends in Amplification, Sage, 2013, 17, 108-134
- [3] site internet, <http://www.google.fr/imgres?imgurl=http%3A%2F%2Fwww.roger-russell.com%2Fsonopg%2Foscope2.jpg&imgrefurl=http%3A%2F%2Fwww.roger-russell.com%2Fsonopg%2Fsonopg.htm&h=289&w=300&tbnid=4UPPHLAifEnjNM%3A&docid=lc0ceTrk3VHbAM&ei=H0-pVZW2FsX9UIKyitAD&tbm=isch&client=safari&iact=rc&uact=3&dur=283&page=1&start=0&ndsp=13&ved=0CEUQrQMwDGoVChMI1cHBnOvixgIVxT4UCh0CmQl6>
- [4] Historiques des méthodes de choix prothétiques, Tome II, 69
- [5] Hans E, Historique des méthodes d'appareillage, Cahier de l'audition Janvier 2015, 28, 10
- [6] Historique des méthode de choix prothétique, Tome II, 69
- [7] Byrne D & Dillon, 1986, The National Acoustic Laboratories (NAL) new procédure for selecting the gain and frequency responsae of a hearing aid. *Ear & Hear*, 7, 257-265
- [8] Précis d'audioprothèse, tome II l'appareillage de l'adulte Le choix prothétique, chapitre III, 94
- [9] Amlani AM, Punch JL, Ching TY, 2002, Methods and applications of the audibility index in hearing aid selection and fitting. *Trend Amplif.*,6, 81-129
- [10] Ching TY, Dillon H, Byrne D 1998, Speech recognition of hearing impaired listerners : predictions from audibility and the limied role of high-frequency amplification. *J Acoust Soc Am.*,103 ,28-40
- [11] Keidser G and Dillon H, 2007, What's new in prescriptive fittings Down Under? In Seewald R (Ed.), *Hearing Care for Adults 2006*, 133-142
- [12] Dillon H, Keidser G, Ching TYC, Flax M, Brewer S, 2011, The NAL-NL2 prescription procedure, *Phonak Focus*, 1-10
- [13] Dillon H., Matt R. lin, Teresa Y.C. Ching, Gitte Keidser, Scott Brewer, 2010, La procédure de prescription NAL-NL2, CDE Audition
- [14] Keidser G., Dillon, H., 2006, What's new in prescriptive fittings Down Under? In

Palmer CV, Seewald R (Eds.), Hearing Care for Adults 2006. Phonak AG, Stafa, Switzerland, 133-142.

[15] Ching, T.Y.C., Scollie, S.D., Dillon H. & Seewald, R. (in press), 2010, A cross-over, double-blind comparison of the NAL-NL1 and the DSL v4.1 prescriptions for children with mild to moderately severe hearing loss. *Int J Audiol.*, 49, 4-15

[16] Wong, L. L.; Ho, A. H.; Chua, E. W., and Soli, S. D., 2007, Development of the Cantonese speech intelligibility index. *J Acoust Soc Am*; 121(4), 2350-61

[17] Keidser G, PhD, Dillon H, Carter L, and O'Brien A, 2012, NAL-NL2 Empirical Adjustments,, *Trends in Amplification* 16(4), 211–223

[18] Harvey Dillon, Matt R. Flax, Teresa Y.C. Ching, Gitte Keidser, Scott Brewer, 2010, The NAL-NL2 prescription procedure

[19] Keidser G, Dillon H, Carter L, and O'Brien A, NAL-NL2 Empirical Adjustments, 2012, *Trends in Amplification* 16(4) 211–223

[20] Ching TY1, Johnson EE, Seeto M, Macrae JH, 2013, Hearing-aid safety: a comparison of estimated threshold shifts for gains recommended by NAL-NL2 and DSL m[i/o] prescriptions for children, 52, 39-45

[21] Moodie S, Scollie S, Seewald R, Bagatto M, Beaulac S, FOCUS 37 : Les nouvelles méthodes DSL version 5 pour l'appareillage des enfants et des adultes

[22] REMBAUD F, cahier de l'audition, Janvier 2015, vol28, p18

[23] Moodie S, Scollie S, Seewald R, BagattoM , Beaulac S; Centre National d'Audiologie, Faculté des Sciences de la Santé, Université de Western Ontario, London, Ontario, Canada, Focus phonak 37

[24] Malca R, 2014, Comparaison subjective de deux méthodes de pré-sélection dans le cas d'un renouvellement, Mémoire d'audioprothèse, Nancy, 19

[25] site internet, <http://www.cochlea.eu/cochlee/organe-de-corti/organe-de-corti-innervation>, consulté le 06/15

[26] Campo P., cours de physiologie de l'audition, 2012

[27] site internet, <http://www.cochlea.eu/cochlee/fonctionnement>, consulté le 06/15

[28] Fillon T, 2004, Traitement numérique du signal acoustique pour aide aux malentendants, thèse.

[29] site internet :

<http://www.google.fr/imgres?imgurl=http%3A%2F%2Facouphenes.hautetfort.com%2Fmedia%2F00%2F02%2F2662549021.JPG&imgrefurl=http%3A%2F%2Facouphenes.hautetfort.co>

m%2Farchive%2F2011%2F11%2F18%2Ftrt-generation-3eme-hypothese-le-decouplage-des-stereocils.html&h=184&w=500&tbnid=nBICK6rInLrQM%3A&docid=V5T1N5dFr4ibbM&ei=oiWxVfiWF8zeUdX5grAO&tbnid=isch&client=safari&iact=rc&uact=3&dur=177&page=3&start=26&ndsp=16&ved=0CIYBEK0DMCBqFQoTCPjvg-Tk8cYCFUxvFAod1bwA5g , consulté le 07/15

[30] site internet :

<http://www.google.fr/imgres?imgurl=http%3A%2F%2Fsmartfiches.fr%2Fvar%2Fsmartfiches%2Fstorage%2Fimages%2Fmedia%2Fimages%2Faudiometrie-tonale-de-presbyacousie%2F9121-1-fre-FR%2Faudiometrie-tonale-de-presbyacousie.png&imgrefurl=http%3A%2F%2Fsmartfiches.fr%2Fgeriatrie%2Fitem-127-deficit-neuro-sensoriel-auditif-chez-sujet-age%2Fpresbyacousie&h=363&w=600&tbnid=5VFc7ewTBhJSvM%3A&docid=jUQe5RHUIA-jeM&ei=eRHmVc3VN8L-ULnxhbgC&tbnid=isch&client=safari&iact=rc&uact=3&dur=427&page=1&start=0&ndsp=9&ved=0CDkQrQMwCGoVChMljfapgd3WxwIVQj8UCh25eAEn> , consulté le 07/15

[31] Aydelott J et al, 2010, Normal Adult Aging and the Contextual Influences Affecting Speech and Meaningful Sound Perception, Trends in Amplification 14 (4) 218–232

[32] Billet L. et al, 2014, Cahier de l'audition, 27, n°5, 14-16

[33] Lorenzi C. et al, 2006, Speech perception problems of the hearing impaired reflect inability to use temporal fine structure, 103(49)

[34] <http://www.mondegaetan.com>, consulté le 07/10

[35] Pradel S., 2008, L'équilibrage isosonique, mémoire d'audioprothèse, Lyon

[36] Lantin P., 2014, La compression, Cours d'audioprothèse Nancy

[37] Grenier A., 2010, La compression, cours d'audioprothèse

[38] Siemens, 2013, Essentiel pré réglage & compression, Brochure

[39] Siemens, 2013, Essentiel traitement du signal, Brochure

[41] Précis d'audioprothèse, L'appareillage de l'adulte, Tome III, VIII Le contrôle immédiat d'efficacité prothétique, 221

[42] Campo P., cours de physiologie de l'audition, 2012

[43] Précis d'audioprothèse, L'appareillage de l'adulte, Tome III, chapitre IX

[44] RENARD X., Précis d'audioprothèse, Production, phonétique acoustique et perceptive de la parole, 2008, 99-100

[45] Summers V. & Leek M., 1995, Frequency glide discrimination in the F2 region by normal-hearing and hearing-impaired listeners », J. Acoust. Soc. Am. 96(6).

[46] Bizaguet E., 2014, Cours d'orthophonie

[47] site internet :

[http://www.google.fr/imgres?imgurl=http%3A%2F%2Fwww.lapperre.be%2Fmedia%2Ffiler\\_public\\_thumbnails%2Ffiler\\_public%2F2013%2F01%2F14%2Fcontent-image-22-tabelle\\_fr\\_neu2.jpg\\_\\_600x420\\_q95\\_crop\\_subsampling-2\\_upscale.jpg&imgrefurl=http%3A%2F%2Fwww.lapperre.be%2Ffr%2Fapprenez-en-plus-au-sujet-des-pertes-auditives%2Fcauses-types-de-pertes-auditives%2F&h=420&w=600&tbid=OaYKXhEtAT8i6M%3A&docid=mD8drA1GqacgcM&ei=GBnmVZWnCsU523j8gC&tbm=isch&client=safari&iact=rc&uact=3&dur=228&page=1&start=0&ndsp=15&ved=0CCYQrQMwAmoVChMIIZOko-TWxwIVSdcUCh2d2wMp](http://www.google.fr/imgres?imgurl=http%3A%2F%2Fwww.lapperre.be%2Fmedia%2Ffiler_public_thumbnails%2Ffiler_public%2F2013%2F01%2F14%2Fcontent-image-22-tabelle_fr_neu2.jpg__600x420_q95_crop_subsampling-2_upscale.jpg&imgrefurl=http%3A%2F%2Fwww.lapperre.be%2Ffr%2Fapprenez-en-plus-au-sujet-des-pertes-auditives%2Fcauses-types-de-pertes-auditives%2F&h=420&w=600&tbid=OaYKXhEtAT8i6M%3A&docid=mD8drA1GqacgcM&ei=GBnmVZWnCsU523j8gC&tbm=isch&client=safari&iact=rc&uact=3&dur=228&page=1&start=0&ndsp=15&ved=0CCYQrQMwAmoVChMIIZOko-TWxwIVSdcUCh2d2wMp) , consulté le 07/15

[48] Château C., 2005, Etablissement d'un répertoire d'enveloppe temporelle syllabique du français, mémoire d'audioprothèse.

[49] Drullman R. et al, 1994, Effect of reducing slow temporal modulations on speech reception. J. Acoust. Soc. Am, 95, 2650-2680

[50] Guillet M., 2006, Effet d'une lésion cochléaire dans les hautes fréquences sur la perception de la composante basse fréquence de la parole, mémoire d'audioprothèse, 29

[51] Ducourneau J., 2015, cours d'acoustique, DU Nuisance Sonore

[52] Gordon S., Cohen J. et al, 2013, Recognition of accented and unaccented speech in different maskers by younger and older listeners, 134(1), 618-627

[53] Corbin J., 2010, Tests phonétiques pouvant être instrumentalisés dans le processus global de l'audibilité dans le bruit, mémoire d'audioprothèse, Nancy

[53] Festen, J. M, & Plomp, R, 1990, Effects of fluctuation noise and interfering speech on the speech-reception threshold for impaired and normal hearing. J. Acoust. Soc. Am., 88(4), 1725-1736.

[53] Desquesnoy A., 1983, Effect of a single interfering noise or speech source upon the binaural sentence intelligibility of aged persons. J. Acoust. Soc. Am, 74(3), 739-743

[54] Keurs T., M. Festen, J.M, & Plomp R., 1993, Effect of spectral envelope smearing on speech reception. II. J. Acoust. Soc. Am., 93(3), 1547-1552.

- [55] Moore, B. C. J. (2007). Cochlear Hearing Loss : Physiological, Psychological and Technical Issues (2ème édition). Chichester : Wiley
- [56] Takahashi, G.A., & Bacon, S.P., 1992, Modulation detection, modulation masking, and speech understanding in noise in the elderly, *J. Speech Lang. Hear. Res.*, 35, 1410-1421
- [57] Hopkins K. , Moore B. C. & Stone M. A., 2008, Effects of moderate cochlear hearing loss on the ability to benefit from temporal fine structure information in speech. *J. Acoust. Soc. Am.*, 123(2), 1140-1153.
- [58] Lesmele P., 2009, Audivox, AVFS, AVFB, test cochléaire et test syllabique : étude comparative de tests vocaux dans le silence et dans le bruit, *Cahiers de l'audition*, 22, n°5, 11-16
- [59] Corbin J., 2010, Tests phonétiques pouvant être instrumentalisés dans le processus global de l'audibilité dans le bruit, mémoire d'audioprothèse, Nancy
- [60] Menard N., 2009, Reproductibilité et sensibilité de l'analyse ATEC : enveloppe temporelle, traits acoustiques et traits articulatoires, *Cahiers de l'audition*, Vol22, n°5, 45-47
- [61] Bonneau, 2015, Transitions et assimilations de voisement, cours de phonétique
- [62] Lefèvre F., 2009, ATEC : comparaison audiolinguistique d'enveloppes temporelles pour l'analyse des confusions phonétiques, *Cahier de l'Audition*, 22, n°5, 7-10
- [63] Lefevre F., Katona E. et Laurent S., 2004, Enveloppe Temporelle de la Parole ; *Les Cahiers de l'audition*, 17, n°4 2004
- [64] site internet :  
<http://www.google.fr/imgres?imgurl=http%3A%2F%2Fcdn.freebievectors.com%2Fillustrations%2F7%2FI%2Fcloud-speaker-clip-art%2Fthumbnail.jpg&imgrefurl=http%3A%2F%2Fwww.freebievectors.com%2Fen%2Ffind%2F%3Fs%3Dspeaker%2Bicon&h=148&w=150&tbid=wtZoxBiEvE4P2M%3A&zoom=1&docid=h5qlzYWm0dJaIM&ei=jwacVam6l8rYU57Tg6gL&tbm=isch&client=safari&iact=rc&uact=3&dur=298&page=2&start=11&ndsp=21&ved=0CE4QrQMwDA> , consulté le 08/15
- [65] : Ecalard J., 2013, Etude de l'efficacité des réducteurs de bruit de la nouvelle génération de prothèse auditive Siemens : Micon, mémoire d'audioprothèse, Nancy
- [66] : Atelier UNSAF, 2010, La mesure in-vivo d'efficacité de l'appareillage auditif
- [67] : Tran D., 2014, Seuil d'inconfort en audiométrie tonale, étude et corrélation au réflexe stapédien, 37, mémoire d'audioprothèse, Paris



[68] : Lefèvre F., 2014, Stratégie d'adaptation en fonction de la pathologie fréquentielle ou temporelle et des résultats de l'audiométrie vocale, Cahier de l'audition, 28, 44-49

[69] : Lurquin P., 2014, Les méthodes d'appareillages : utilisation, intérêts et limites des méthodes fabricants, variabilités, artéfacts, données chiffrées, cahier de l'audition, 28, n°1, 29-31

# Comparaison de deux méthodologies de présélection NAL-NL2 et DSL-v5 et le réglage de l'audioprothésiste ; Evaluation des distorsions phonétiques par l'A.T.E.C

Soutenue le 5 Novembre 2015  
Par Sarah RHOUM

## Résumé

D'après la loi n°67-4 du 3 janvier 1967, « *l'appareillage comprend le choix, l'adaptation, la délivrance, le contrôle de l'efficacité immédiate et permanente de la prothèse auditive et l'éducation prothétique du déficient de l'ouïe appareillé* ».

En s'appuyant sur des méthodes calculées, la notion de base d'amplification au cours de « l'adaptation » fut élaborée. Le but étant de fournir une estimation de l'efficacité future de la prothèse pour l'utilisateur.

Pourtant avec le développement des pré réglages automatisés, le calcul mathématique semble devenir le dernier maillon du pré réglage alors qu'il devrait être à la base qu'une étape vers un pré-choix de l'amplification.

L'audioprothésiste possède de nombreuses méthodes, des qualités humaines indispensables et des outils de plus en plus performants.

Ce mémoire est une étude comparative des performances de trois pré réglages : celui préconisé par le fabricant Siemens selon les méthodologies NAL-NL2 et DSL-v5 et le pré réglage de l'audioprothésistes. L'objectif est de mesurer et d'analyser les distorsions phonétiques engendrées en fonction des pré réglages étudiés dans le cadre d'une population de presbyacousique.

Au travers de cette étude nous avons souhaité mettre en valeur la complexité et la finesse du métier tout en gardant à l'idée que le travail de l'audioprothésiste ne devrait jamais être négligé face à toutes les avancées technologiques apportées au travers des aides auditives.

Mots clés : méthodologie, présélection, NAL-NL2, DSL-v5, phonétique, A.T.E.C, presbyacousie

Maitre de mémoire : Arnaud COEZ