HAL
open science

Influence de la compression de sortie sur l'audition de sujets implantés avec l'implant cochléaire Med-El Opus II

Geoffrey Guenser

To cite this version:

Geoffrey Guenser. Influence de la compression de sortie sur l'audition de sujets implantés avec l'implant cochléaire Med-El Opus II. Médecine humaine et pathologie. 2010. hal-01882831

HAL Id: hal-01882831

https://hal.univ-lorraine.fr/hal-01882831

Submitted on 27 Sep 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.

UNIVERSITÉ DE LORRAINE

AVERTISSEMENT

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

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

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

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

LIENS

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

Université de Henri Poincaré, NANCY 1

Faculté de Pharmacie

Influence de la compression de sortie sur l'audition de sujets implantés avec l'implant cochléaire Med-El Opus II

Mémoire présenté en vue de l'obtention

Du Diplôme d'Etat d'Audioprothèsiste

Par

Geoffrey GUENSER

Novembre 2010

Remerciements

Mes remerciements vont

A Monsieur Frank LEFEVRE, audioprothésiste, Docteur en phonétique, maître de stage et de mémoire, pour toute l'attention ses précieux conseils et l'investissement qu'il m'a apportés pour ce mémoire,

A Monsieur Joël DUCOURNEAU, co-directeur de la formation menant au Diplome d'Etat d'Audioprothésiste à la faculté de pharmacie de Nancy, enseignant de physique acoustique, pour son aide dans les mesures physiques en laboratoire,

A Madame Bénédicte PHILIBERT, ingénieur chez Med-El pour sa disponibilité et son aide tant au niveau bibliographique que mathématique-statistique,

A Monsieur Stéphane LAURENT, audioprothésiste et régleur d'implants pour ses conseils et son aide,

A Madame Valérie LEDORE, régleuse d'implants pour son aide et sa disponibilité lors des réglages du processeur vocal à l'hôpital central de Nancy,

Au professeur Benoît GODEY, et à toute l'équipe du service ORL de l'hôpital Pontchaillou de Rennes, pour m'avoir fournit l'aide et le matériel nécessaire à la réalisation de mon étude clinique,

Aux différents intervenants de l'école d'audioprothésiste de Nancy pour leur accompagnement,

A tous les implantés du centre d'implantation cochléaire de RENNES, pour m'avoir donné leur accord et avoir participé activement à cette étude,

A Madame Caroline LEFEVRE, Chrystelle, Nolwenne, Isabelle, Guillaume et Benjamin pour leur gentillesse et leurs encouragements,

A mes amis pour m'avoir soutenu et encouragé pendant ces mois consacrés à ce mémoire,

A ma famille, pour leur écoute, leur aide et l'intérêt qu'ils ont porté à ce mémoire.

Table des matières

INTRODUCTION.....3

I. La compression dans le système auditif périphérique.....5

1. Anatomie et physiologie du système auditif périphérique.....6
   a. L'oreille externe et moyenne.....6
   b. L'oreille interne.....9

2. Compression due à la mécanique cochléaire.....11
   a. Fonctions entrée-sortie.....12
   b. Mesure quantitative de la compression.....14
   c. Aspect dynamique de la compression.....15
   d. Interprétations et conséquences.....17

3. Compression due au nerf auditif.....19
   a. Fonctions entrée-sorties.....20
   b. Aspect dynamique de la compression.....22

4. Conclusion.....25

II. Compression et implant cochléaire.....26

1. Conséquences de la perte de la compression cochléaire sur la perception auditive.....26
   a. Réponse physiologique à une stimulation électrique.....26
   b. Gamme de la dynamique de l'audition par stimulation électrique.....28
   c. Croissance de la sonie à travers une stimulation électrique.....29

2. Réponse pratique.....31
   a. AGC et compression rapide.....31
   b. Restauration de la croissance de normale de sonie.....32

3. Traitement de l'intensité.....33
   a. Modèles de compression-expansion pour le codage en intensité :.....34
   b. Effets de la dynamique acoustique d'entrée sur la reconnaissance vocale.....36
   c. Effets de la dynamique électrique de sortie sur la reconnaissance vocale.....36
   d. Effets de la compression sur la reconnaissance vocale.....36

4. Conception d'un implant cochléaire Med-El.....38
   a. Principe de fonctionnement :.....38
   b. Stratégie de codage Med El.....40
   c. Principaux réglages.....44
   d. Compression, Maplaw 500 et Maplaw 1000.....45

III. Etude physique des signaux en sortie de l'implant 48

1. Méthodes 48

a. Programmation de l'implant 48

b. Equipement et environnement 49

c. Signaux 50

2. Résultats 52

a. Signaux vocaux dans le silence 52

b. Signaux vocaux dans le bruit 54

3. Discussion 55

a. Premières observations 55

b. Signaux vocaux dans le silence 57

c. Signaux vocaux dans le bruit 59

4. Conclusion 60

IV. Etude clinique en double aveugle Maplaw 500 vs Maplaw 1000 61

1. Méthodes 61

a. Sujets 61

b. Equipement et environnement 62

c. Programmation de l'implant 62

d. Mesures audiométriques tonales 62

e. Mesures audiométriques vocales 63

f. Questionnaire 63

2. Résultats 64

3. Discussion et conclusion 68

Conclusion 69

Bibliographie 69

Annexes 71

INTRODUCTION

La stimulation électrique du nerf de l'audition par un implant cochléaire peut rendre partiellement la sensation auditive aux personnes sourdes profondes ou totales. À la suite de l'implantation cochléaire, le processeur vocal externe doit être programmé par le régleur. La principale tâche de programmation consiste au réglage de la dynamique électrique (en sortie) de chacune des électrodes.

La programmation a pour but d'assurer une perception auditive confortable pour une gamme de niveau d'entrée donnée et d'optimiser l'information délivrée par l'implant par rapport aux capacités électrophysiologiques des voies auditives du patient.

Il s'agit généralement d'effectuer les mesures psychophysiques du seuils (T[1]) et du niveau le plus confortable (MCL[2]) par une stimulation électrique à travers chacune des électrodes.

En outre, comparée à la gamme de la dynamique acoustique d'une personne normo-entendante, la gamme de dynamique électrique d'un porteur d'implant est bien plus petite. Il est donc important, en théorie, de s'assurer que la gamme de dynamique d'entrée soit alignée au mieux sur la gamme de dynamique électrique.

Cette fonction n'est pas linéaire ; une fonction de pondération instantanée, autrement appelée «Maplaw» chez Med-El, est appliquée au niveau de sortie afin d'assurer une croissance de sonie similaire à celle d'un normo-entendant.

Il est généralement admis que la transformation d'un stimulus acoustique en un stimulus électrique est un facteur critique touchant la reconnaissance vocale chez un porteur d'implant.

Nous nous sommes posés la question de savoir quelles étaient les conséquences de la Maplaw 500 par rapport a la Maplaw 1000 sur l'audition de porteurs d'implants.

---

[1] Threshold : [Angl] Seuil

[2] Most Confortable Level : [Angl] Seuil le plus confortable

Les valeurs 500 et 1000 sont des coefficients qui, nous le verrons, sont attachés à une formule mathématique donnant une certaine forme à la fonction entrée-sortie de l'implant ; elles sont les valeurs les plus couramment utilisées. On a pu se rendre compte durant les séances de programmation des implants cochléaires que les patients semblaient préférer dans une grande majorité une programmation avec le Maplaw 1000 plutôt qu'avec le Maplaw 500. Nous avons retenu ces deux valeurs pour notre études.

Notre but est d'améliorer le confort de l'implanté, notamment la compréhension de la parole dans le bruit. Cette amélioration passe par l'éclaircissement des contrastes de l'enveloppe temporelle du signal en sortie de l'implant.

Pour ce faire, **nous nous intéresserons dans la partie théorique au fonctionnement physiologique de l'oreille. Nous détaillerons le codage réalisé par l'implant cochléaire Med-El ainsi que par la Maplaw. Puis nous comparerons dans une partie pratique les réglages de la Maplaw 500 à la Maplaw 1000 à travers une étude clinique et des mesures physiques.**

I. La compression dans le système auditif périphérique

Un aspect remarquable du système auditif est sa capacité à traiter les sons sur une dynamique extrêmement large. Cette gamme est illustrée sur la figure 1.1. Dans la zone fréquentielle comprise entre 1 et 3kHz, un sujet normo-entendant peut détecter une variation de pression comprise approximativement entre 0,00002 Pa et une pression un million de fois plus grande que celle-ci. Passé cette pression, la sensation devient douloureuse. La dynamique peut dépasser 120dB ; cela correspond à une dynamique de 10^{12} unités d'intensité (W/m^2) .

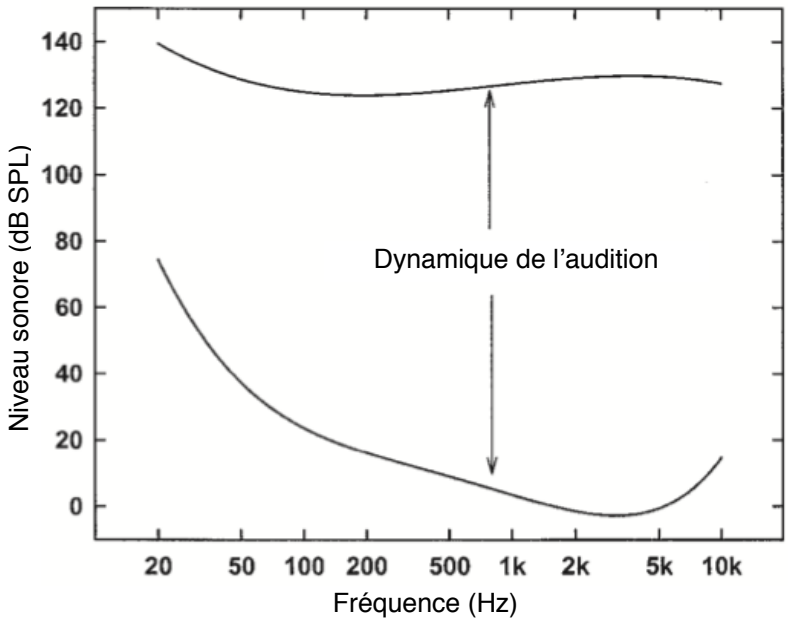


Figure 1.1 : Dynamique de l'audition humaine [24]
La ligne solide basse représente le seuil auditif.La ligne solide haute représente le seuil de douleur. L'espace compris entre ces deux courbes nous donne la dynamique auditive d'un normo-entendant en fonction de la fréquence. SPL : Sound Pressure Level.

Non seulement la sensation auditive croît avec le niveau acoustique, mais l'être humain est aussi capable de détecter de très petits changements de niveau de pression (1dB env.) tout au long de cette plage [1]. Ainsi, le système auditif a une gamme dynamique extrêmement grande, et est particulièrement sensible aux petites variations de niveau acoustique. Il permet à l'être humain d'extraire des information acoustiques importantes à partir de petits changements de pression acoustique.

Une question a été posée aux scientifiques : celle de comprendre comment notre système auditif est capable de traiter et d'encoder les sons provenant d'une gamme de niveau

acoustique si étendue. Le problème se montre évident dès lors que l'on considère que l'écart type de la dynamique des fibres du nerf auditif est de l'ordre de 20 à 40 dB [2].

Il est nécessaire d'étudier la compression cochléaire. Dans une large mesure, la performance de cette compression est rendue possible grâce à l'activité physique et biologique du traitement du son qui se produit dans la cochlée. Cette partie décrit le codage en intensité du son. Après un bref rappel de l'anatomie et de la physiologie du système auditif périphérique, nous étudierons les différentes compressions existantes au sein de la cochlée et du système nerveux.

Il est important de différencier les termes l'amplification de la compression. Amplification signifie simplement «faire quelque chose de plus grand», alors que Compression signifie "mettre quelque chose de grand dans un plus petit espace." Les deux termes ne sont pas réciproques : une chose comprimée n'est pas nécessairement moins amplifiée, et quelque chose qui est plus amplifié n'est pas, nécessairement, moins comprimé. Cette mauvaise interprétation peut conduire à de nombreuses confusions dans la compréhension du système auditif périphérique.

1. Anatomie et physiologie du système auditif périphérique

Le système auditif périphérique comprend l'oreille externe (OE), l'oreille moyenne (OM), la cochlée et le nerf auditif (Branche acoustique de la 8eme paire crânienne). L'oreille externe et moyenne ont un rôle d'amplification et d'adaptateur d'impédance : un rôle de transmission de l'information sonore.

a. L'oreille externe et moyenne

L'OE a un rôle de transduction de l'énergie acoustique en énergie mécanique. Ses fonctions sont multiples :

- fonction d'antenne acoustique, dans laquelle le pavillon et le crâne servent à la diffraction[3] de l'onde [3],
- fonction de localisation des sources sonores : chez l'homme, la réception acoustique est dite stéréophonique puisque chaque individu possède deux oreilles. Lorsqu'un stimulus sonore est émis, il parvient aux oreilles du sujet avec un retard plus ou moins important suivant

[3] Définition : est le comportement des ondes lorsqu'elles rencontrent un obstacle ou un milieu qui ne leur est pas totalement transparent

l'angle d'incidence de l'onde. Ce retard est dû à la distance interaurale. Ce retard permet au sujet d'apprécier un angle et de localiser la source.

- fonction de protection : protections des éléments fragiles tels que le tympan, les osselets, l'oreille interne (OI).
- fonction de transfert (figure 1.2) : elle représente la transformation de la pression acoustique en champ libre au tympan. Au niveau de l'OE, la fonction de transfert n'est que le résultat de phénomènes physiques passifs telles que la diffraction et la résonance (du conduit auditif externe : CAE).

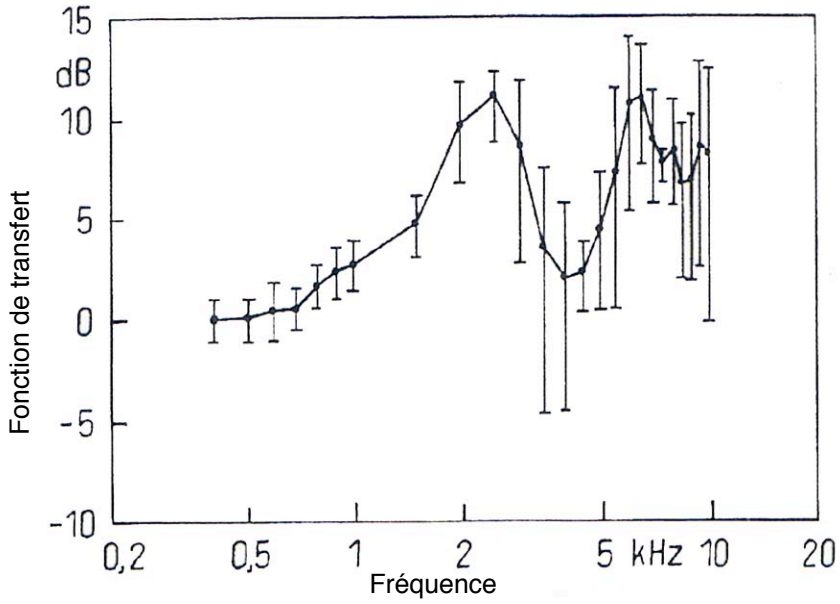


Figure 1.2 : Fonction de transfert de l'OE [3]
Cette courbe représente la fonction de transfert de l'OE de cobaye en fonction de la fréquence. Le premier pic correspond à l'amplification du CAE, le second correspond à l'amplification du pavillon

L'OM comprend le tympan et la chaine des oselet. Elle se situe dans la caisse tympanique. Son **rôle premier est de traduire l'énergie mécanique en une énergie hydraulique**. En d'autres termes, il s'agit d'adapter l'impédance d'un milieu aérien à un milieu liquidien. **Le but est d'augmenter la pression acoustique du signal.** Pour se faire, deux effets sont utilisés :

- le premier est le bras de levier : le mouvement est amplifié à travers les osselets,
- Le second est le rapport des surfaces qui existe entre le tympan et la platine de l'étrier.

Ces deux effets réunis permettent une amplification dont le coefficient est de l'ordre de 26,4 [3]. Deux muscles interviennent dans la protection de l'oreille interne contre les stimulations acoustiques de niveau élevé. Il s'agit des muscles tenseurs tympanique et stapédien. Leurs seuils de déclenchement (contraction des muscles) oscillent autour de 80dB HL entre 250 et 4000Hz. Les muscles de l'OM ont d'autres rôles, notamment celui d'étendre la gamme dynamique de l'oreille. En effet, la contraction de ces muscles permet d'exploiter efficacement les sons de forte intensité en rigidifiant la chaine ossiculaire et en diminuant ainsi l'intensité des sons. Ils peuvent donc être considérés comme un système de compression dans le système auditif périphérique. Cependant, comparé à l'importance de la compression à atteindre dans la cochlée, leur signification est beaucoup moins considérable. L'équilibre des pressions entre la caisse du tympan et l'extérieur se fait à travers la trompe d'Eustache. En figure 1.3 se trouve la fonction de transfert de l'OM, en fonction de la fréquence.

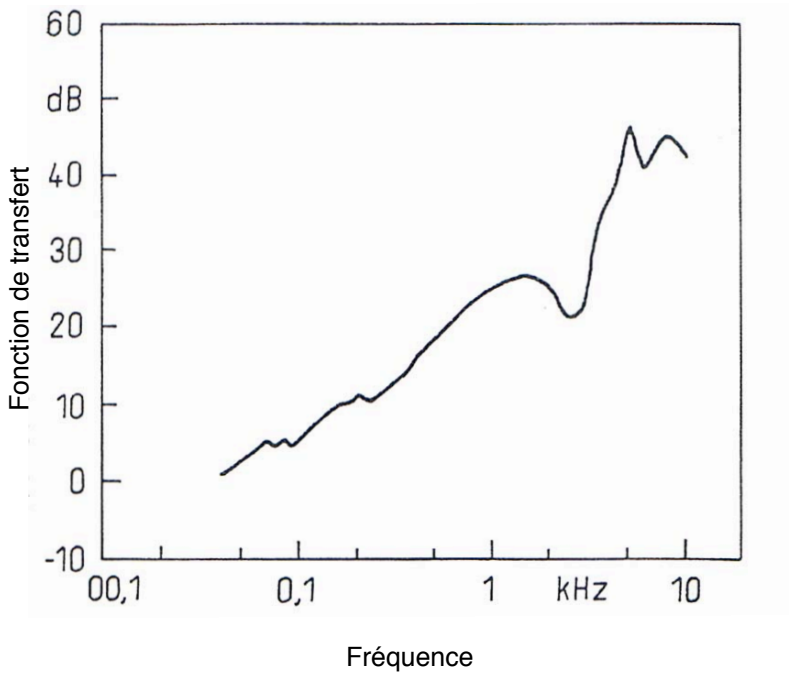


Figure 1.3 : Fonction de transfert de l'OM [3]
Cette courbe représente la fonction de transfert de l'OM de cobaye en fonction de la fréquence. On remarque qu'elle joue bien le rôle d'amplificateur, sélectif en fréquence. La fonction de transfert de l'OM peut être définie comme celle qui relie le signal de la pression acoustique au niveau du tympan au signal de pression acoustique mesuré dans la périlymphe à proximité de la fenêtre ovale.

L'impact des fonctions de transfert de l'OE et de l'OM sur la courbe de sensibilité auditive est le suivant :

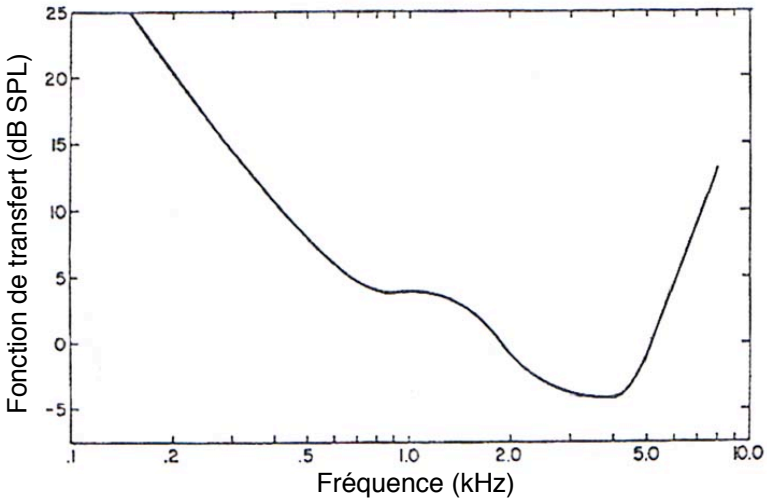


Figure 1.4 : Fonction de transfert de l'OE et de l'OM [3]
Cette courbe représente la fonction de transfert de l'OM et de l'OE d'un sujet humain. Elle conditionne l'allure de la courbe des seuils d'audition.

L'allure de la courbe des seuils d'auditions est déterminée par les fonctions de transfert de l'OE et de l'OM ; l'absence théorique d'OE et d'OM engendrerait une courbe de seuil d'audition plane. Il n'y a donc pas de différence de sensibilité au niveau de l'oreille interne.

b. L'oreille interne

La structure anatomique de la cochlée de mammifères est assez complexe : les structures brutes de la cochlée peuvent être simplifiées sous la forme illustrée par les figures 1.5 et 1.6.

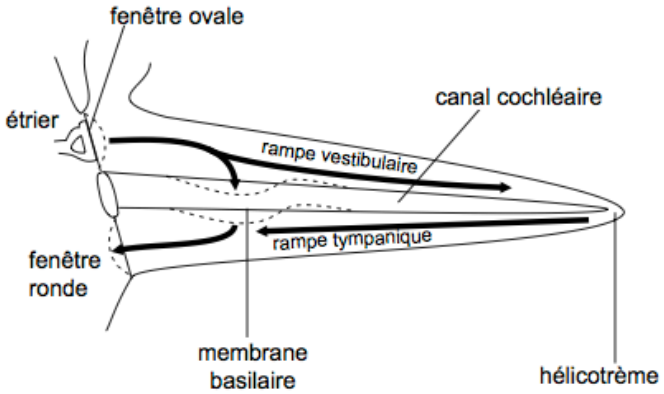


Figure 1.5 : Schéma d'une cochlée déroulée [25]
Le canal cochléaire est représenté comme membrane séparant la rampe vestibulaire de la rampe tympanique.

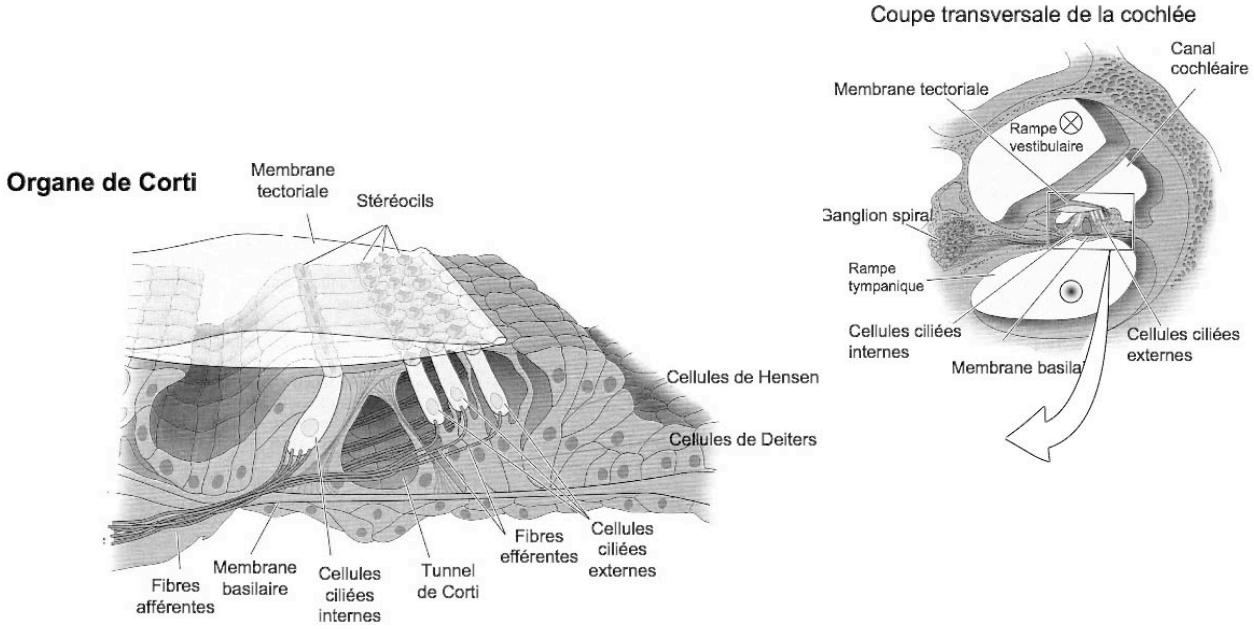


Figure 1.6 : Coupe transversale de la cochlée et de l'organe de Corti [25]
Le schéma représente une coupe d'une partie de la cochlée. L'organe de Corti est agrandi sur la gauche. Le point et la croix qui se trouvent respectivement dans la rampe tympanique et dans la rampe vestibulaire représentent le sens du trajet de l'onde dans le liquide perilymphatique.

Tout l'espace intérieur de la cochlée est rempli de fluide. Les rampes tympanique et vestibulaire sont remplies de périlymphe, tandis que le canal cochléaire est rempli d'endolymphe. **Ces liquides procurent l'environnement ionique requis pour assurer les transformations énergétiques (transduction mécano-sensorielle).**

Les rampes vestibulaire et tympanique ont un rôle hydromécanique. Elles communiquent par le biais de l'hélicotrème (figure 1.5). Le canal cochléaire renferme l'organe de Corti qui est à l'origine de la transduction mécano-sensorielle. La fenêtre ovale est étroitement apposée à la platine de l'étrier ; elle permet un transfert de vibration très efficace. Lorsque l'étrier stimule la fenêtre ovale, le liquide périlymphatique se déplace presque instantanément le long des canaux cochléaires. La fenêtre ronde a le rôle d'encaisser ce déplacement en se bombant vers l'extérieur ; cela permet de préserver le vestibule et la cochlée de toutes surpressions. Les mouvements des fluides sont entraînés par le gradient de pression qui existe entre ces fenêtres ovale et ronde.

Von Békésy a réalisé un modèle simplifié de la mécanique cochléaire, dans lequel l'organe de Corti est représenté par une membrane en caoutchouc dont l'épaisseur est ajustée en fonction de celle de l'organe de Corti. Il a remarqué que les ondes se propagent dans la direction de l'hélicotrème. **Il met alors en évidence le phénomène de tonotopicité passif de l'oreille interne**. La tonotopie est connue pour être l'organisation de la perception des sons au niveau de la cochlée. Elle est provoqué par les variations des caractéristiques physiques de l'organe de Corti, telles que sa rigidité, sa masse, sa physiologie [4].

L'organe de Corti est un véritable récepteur auditif. Mis en mouvement par les vibrations, il entre en résonance et déclenche des potentiels par le biais de cellules sensorielles appelées cellules ciliées. Ces cellules se divisent en deux groupes selon leur localisation sur l'organe de Corti. Les cellules ciliées internes (CCI) se présentent en rangées rectilignes, avec les extrémités des cils libres tandis que les les cellules ciliées externes (CCE) se présentent en rangées de 3 ou 4 sous la forme de W, l'extrémité de leurs cils est encastrée dans la membrane tectoriale. **Les CCI reçoivent une forte innervation afférente (90%), elles jouent un rôle capital dans la genèse du message auditif.** A l'opposé, les CCE reçoivent relativement peu d'innervation afférente, mais elles sont connectées à 90% à des fibres efférentes.

La fonction principale des CCE est d'amplifier et de comprimer les signaux acoustiques à travers la membrane tectoriale. Le mouvement de la membrane tectoriale induit le cisaillement des CCI dont le rôle est de traduire ces vibrations en influx nerveux.

Un déplacement de ±100 nm est suffisant pour modifier la quasi-totalité des canaux dans la cellule. Les changements d'état des canaux des CCI peuvent déclencher la libération d'un neurotransmetteur chimique sur la fibre innervant la cellule et ainsi engendrer la décharge d'un potentiel d'action dans le nerf [5]. Dans le cas des CCE, le cisaillement des cils entraîne un changement des propriétés mécaniques de la paroi basolatérale qui entraîne un changement de longueur des cellules ainsi qu'un changement des propriétés mécaniques de l'organe de Corti [6].

Les mécanismes de transduction se montrent très fragiles et fortement non-linéaire. Cette non-linéarité est considérée comme la quasi-totalité de la compression qui se produit dans la cochlée.

2. Compression due à la mécanique cochléaire

Les recherches passées (Von Békésy notamment) nous ont permis de comprendre de façon simple le codage en intensité performant du système auditif périphérique. Cependant, de nombreux scientifiques de nos jours excluent certaines observations faites dans le passé, notamment parce que les études ont étés faites en utilisant les techniques qui ont causé des traumatismes importants à la cochlée.

Aujourd'hui il est possible d'effectuer des mesures mécaniques de la cochlée en ne causant que peu de traumatismes. Cependant, il y a deux limites majeures à l'observation directe de la

mécanique cochléaire. La première est que les observations ont étés limitées à seulement quelques endroits de la cochlée. Ceci est la conséquence directe de l'anatomie cochléaire. La deuxième limitation sur les mesures directes est qu'elles impliquent inévitablement d'effectuer des trous dans la cochlée et de placer un corps étranger dans celle-ci ; des études ont montré que les trous ont peu d'effet lorsqu'ils sont réalisés dans la rampe tympanique. En outre, les corps étrangers sont considérés comme non influants sur les résultats.

a. Fonctions entrée-sortie

La façon la plus simple d'illustrer la compression qui se produit dans la mécanique de la cochlée est d'analyser la variation de l'amplitude de la réponse mécanique (mm) lorsque l'intensité du son varie (dB). Ces variations sont illustrées sous la forme de fonctions entrée-sortie sur la figure 1.7.

Chacune des courbes représente l'amplitude d'une réponse mécanique à un stimulus sinusoïdal en fonction de l'intensité de ce stimulus. Les différentes courbes illustrent les réponses à différentes fréquences de stimulation (à la base des symboles des courbes sont indiquées les fréquences de stimulation en Hz). Les différents cadres représentent les réponses des différentes espèces.

Concentrons-nous d'abord sur les courbes des fréquences critiques (FC). Tous, sauf un, ont leur courbe qui croît linéairement lors de faibles stimuli, puis la courbe s'incurve lorsque les stimuli deviennent plus importants. Autrement dit : **les réponses deviennent comprimées et de façon non linéaire à partir d'un certain point d'inflexion**. **Ces points d'inflexion ne sont autres que les seuils de compression**. Ils sont représentés par des flèches sur les courbes. On remarque aussi que les pentes de certaines courbes se redressent pour atteindre une pente de 1dB/dB lorsque les intensités augmentent de façon importante.

A ce stade, on peut dire que le taux de croissance inférieur à 1dB/dB signifie qu'une gamme d'entrée étendue est en train de s'intégrer dans une plus petite quantité. Nous pouvons illustrer ce phénomène en prenant à titre d'exemple l'encart C de la figure 1.7. La réponse croît d'environ 3nm à 30dB SPL et croît d'un peu moins de 30nm à 90dB SPL. **Par conséquent, une dynamique de 60dB en entrée est réduite à une dynamique de moins de 20dB en sortie (soit 10 fois moins). Le degré (pente) ainsi que la dynamique de cette compression semblent être essentiels pour un traitement normal du son au sein de la cochlée.**

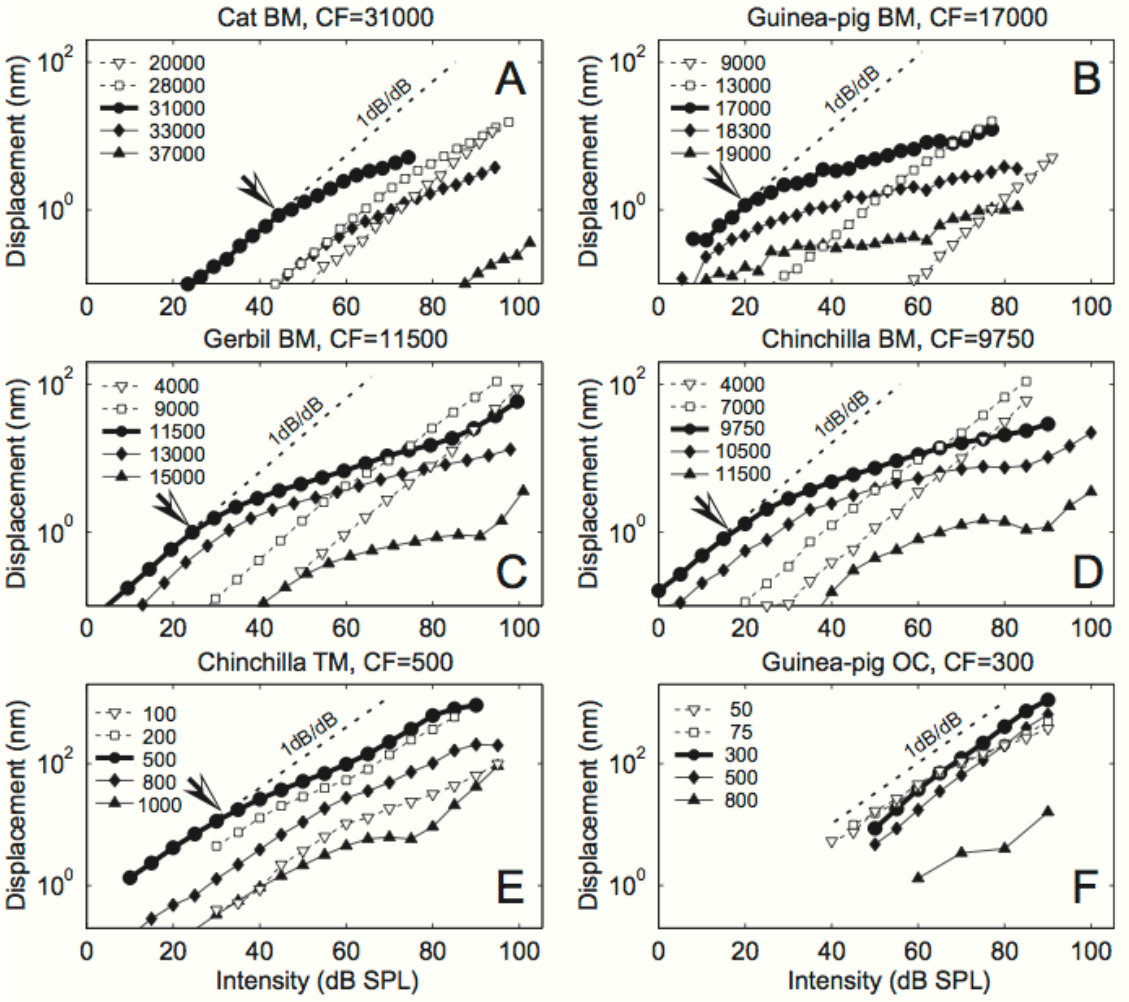


Figure 1.7 : Fonctions entrée-sortie de différentes espèces et dans différentes régions cochléaires [26]
Déplacement (mm) en fonction du niveau sonore (dB SPL).
BM : membrane basilaire ; TM : membrane tectoriale ; OC : organe de Corti ; CF : fréquence caractéristique.
La flèche indique le seuil de compression. La droite en pointillé représente la droite de pente 1dB/dB. Le mesures sont effectué à un seul et même endroit de le cochlée. Les fréquences de stimulations (Hz) varient et nous donnent différentes courbes. Le courbe foncé est celle de la fréquence caractéristique.
A : à partir de la BM à l'extreme base de la cochlée d'un chat
B : à partir de la BM dans le tour basal de la cochlée d'un cochon dinde (Guinea-Pig)
C : à partir de la BM dans le tour basal de la cochlée d'une gerbille
D: à partir de la BM dans le tour basal de la cochlée d'un chinchilla
E : à partir de la TM dans le tour apicale de la cochlée d'un chinchilla
F : à partir de l'OC dans le virage apicale de la cochlée d'un cochon dinde.

Les seuils de compression varient énormément d'une espèce à une autre, et d'un endroit de la cochlée à un autre. Toutefois, les courbes sont étonnamment reproductibles. Une dynamique d'au moins 100dB SPL a été observée et semble être une caractéristique normale d'un normo-entendant [7].

Si on regarde maintenant les fonctions d'entrées-sorties pour un emplacement et un sujet donné, on remarque dans la plupart des cas, que plus la fréquence de stimulation est

inférieure à la FC, plus la courbe se rapproche de la droite de pente 1dB/dB. En revanche, si l'on regarde les mêmes fonctions d'entrées-sorties pour une fréquence de stimulation supérieure à FC, on remarque que les courbes admettent un même sinon plus important taux de compression.

b. Mesure quantitative de la compression

Les fonctions entrées-sorties dans la partie précédente illustrent la compression qui se produit dans la mécanique cochléaire d'une manière simple, mais sans la quantifier de manière directe. Afin de quantifier cette compression, les données doivent être transformées en taux de croissance. Cela peut se faire par une simple différence. Toutefois, de plus amples informations peuvent être révélées si le taux de croissance est tracé en fonction de la fréquence de stimulation.

Les données sur la figure 1.8 [8] ont été choisies pour illustrer les différences des caractéristiques de compression entre 2 sites de la cochlée (un premier site à la base et un second site à l'apex de la cochlée). Les données proviennent d'études faites sur le chinchilla. C'est l'une des espèces le plus couramment utilisées pour les études de mécanique cochléaire.

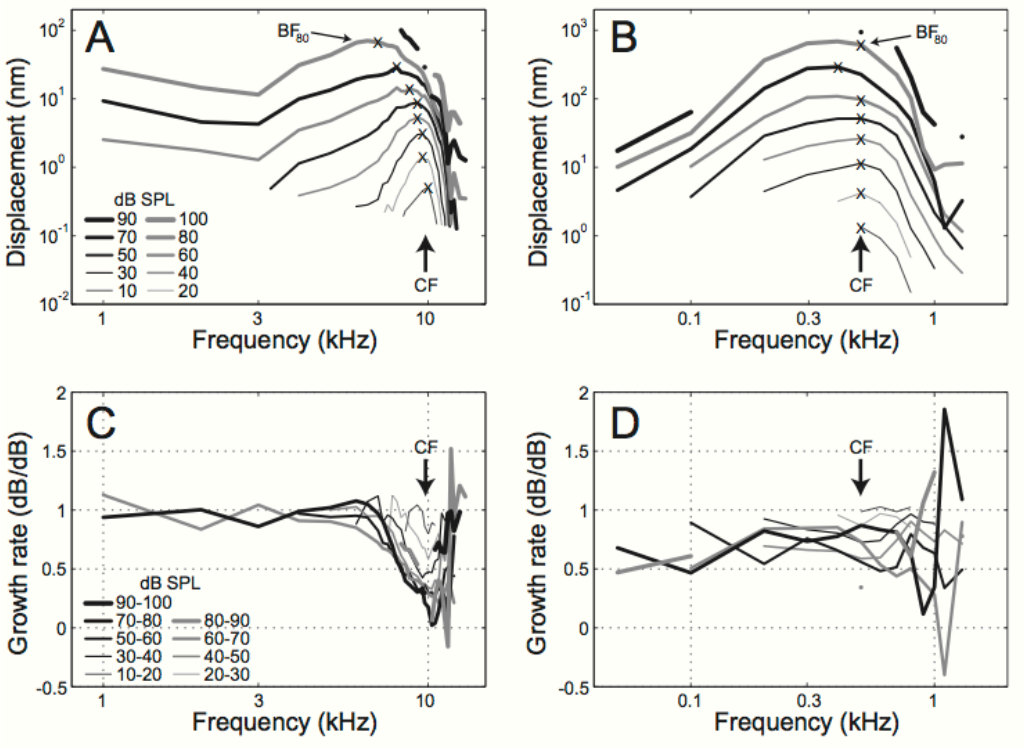


Figure 1.8 : Déplacement et caractéristique de la compression en fonction de la fréquence à deux endroits de la cochlée d'un chinchilla [26]
A et C : BM à la base de la cochlée ; B et D : MC à l'apex de la cochlée.
A et B : caractérisent les déplacements provoqués par différentes fréquences à des intensités comprises entre 10 et 100dB SPL. La meilleur fréquence (BF : Best Frequency) est défini pour chaque site, elle représente le plus grand déplacement pour chacune des courbes.
C et D : quantifient le degré de la compression en fonction de la fréquence et de l'intensité de la stimulation. Une forte compression est représenté par un faible taux de croissance, une croissance linéaire a un taux égale à 1dB/dB.

Dans chacune des parties, on distingue une différence notable entre les caractéristiques observées à la base (Figures 1.8A et 1.8C) et à l'apex (Figures 1.8B et 1.8D) de la cochlée. De manière générale, les sites se trouvant à la base, qui sont accordés aux hautes fréquences, révèlent des taux de compression plus importants et couvrent une plus large gamme d'intensité que les sites se trouvant à l'apex.

A la base (Figure 1.8A), la compression devient évidente au-dessus de la fréquence inférieure d'environ une demie octave à la fréquence caractéristique (FC). Le taux de compression augmente avec les fréquences jusqu'à un quart d'octave au dessus de CF. Ce point d'inflexion est soumis à polémique mais il n'est que peu important pour notre étude.

Les données de la figure 1.8D illustrent la compression en fonction de la fréquence et de l'intensité dans la région apicale de la cochlée. La compression est la plus importante entre deux octaves en-dessous de FC et un octave au-dessus . En dessous de 900Hz, le taux de compression varie très peu. Le taux de compression varie obligatoirement avec la fréquence ; toutefois, la compression devient inexistante (pente de 1dB/dB) pour de faibles niveaux, maximale (0,5dB env.) pour des niveaux modérés (40 à 60 dB SPL) et modérée (entre 0,5 et 1 db/dB) pour des niveaux d'intensité élevée.

Il est à noter que le taux de compression des réponses dans une octave au dessus de FC sur la figure 1.8.D est nettement supérieur à 1. En d'autres termes, **il y a des preuves manifestes de non-linéarité expansive sur le site apical de la cochlée. L'expansion de l'apex ne peut être ignorée, en effet, les valeurs obtenues ne sont pas négligeables**. L'expansion dans les virages apicaux est presque toujours associée à des fonctions d'entrées-sorties qui contiennent de fortes discontinuités ou des encoches, à une intensité particulière (cf. figure 1.7E).

c. Aspect dynamique de la compression

Jusque maintenant, les données recueillies ont été faites sans tenir compte de l'évolution temporelle des réponses. On le verra plus tard (I.3.a.), le taux de compression peut être mesuré à un stade postérieur, c'est à dire dans le nerf lui même. On remarquera que ce dernier dépend autant de l'aspect temporel que des caractéristiques spectrales d'un son.

En effet, la preuve que la compression mécanique ne dépend pas du temps vient du phénomène «two-tone suppression» [9]. Il s'agit d'un phénomène par lequel la sensibilité des réponses à un son pur peut être affectée par la présence d'un deuxième son pur.

L'ajout d'un deuxième son pur engendre une baisse du degré de la compression et de la dynamique de cette dernière que l'on observe dans la mécanique de la cochlée. Ce constat est

illustré sur la figure 1.9B et C ci-après. A la base de la cochlée sur la figure 1.9C par exemple, les réponses à un seul son pur varient entre 20 et 70dB SPL sont compressés sur une série de déplacements compris entre 0,1nm et 1nm (la plage d'entrée de 50dB est réduite en sortie à une plage de 20dB). En présence d'un «son pur suppresseur» de 71dB, l'amplitude de la réponse équivaut à l'amplitude évoquée par un son pur compris entre 46 et 72dB SPL (pour une dynamique d'entrée de 26dB on obtient un signal d'une dynamique de 20dB en sortie)

En d'autres termes, **la présence d'un son «suppresseur» diminue de moitié la compression obtenue par la stimulation à un son pur.**

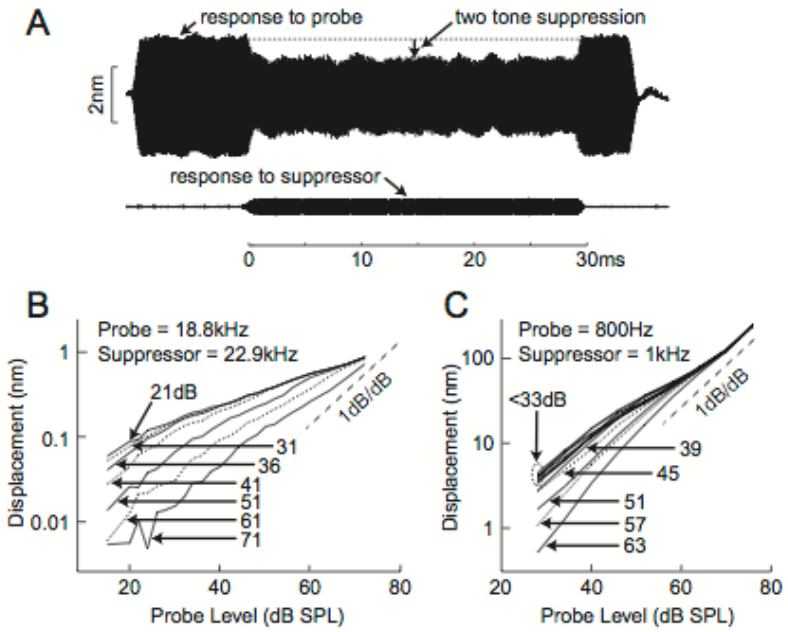


Figure 1.9 : «two-tone suppression» dans la mécanique cochléaire [26]
A : réponse de la BM à deux stimulus dans la cochlée d'un cochon dinde illustrant la rapide diminution de la réponse au son pur 1 (45ms, 26kHz à 56dB SPL) lors de la présence d'un son 2 (son supresseur : 30ms, 32kHz, 76dB SPL).
B et C : fonctions entrées-sorties, d'un DF en présence d'un son supresseur, à différentes intensités (dB SPL).
On observe une diminution de la pente et de la dynamique de la compression lors de l'augmentation du son «supresseur».

Malgré l'extrême rapidité de ses effets, la «two-tone suppression» n'est pas en cause dans le système de compression [9]. **La cochlée semble agir d'avantage à la manière d'un système de contrôle automatique du gain. Elle conserve toutefois sa capacité à changer d'état presque instantanément.**

d. Interprétations et conséquences

Toutes les données ou presque de la compression peuvent être interprétées très simplement dans un modèle dit de rétroaction non linéaire. Ce modèle a été introduit par Zwicker dans la fin des années 70 [10]. Le modèle a été affiné depuis, notamment grâce aux nouvelles interprétations anatomiques et physiologiques.

Une version du modèle a été reprise sur la figure 1.10. La membrane basilaire et les CCE sont considérés comme formant une boucle de rétroaction, avec la membrane servant à stimuler les CCE, ces dernières agissent à leur tour pour amplifier les mouvements de la membrane [10].

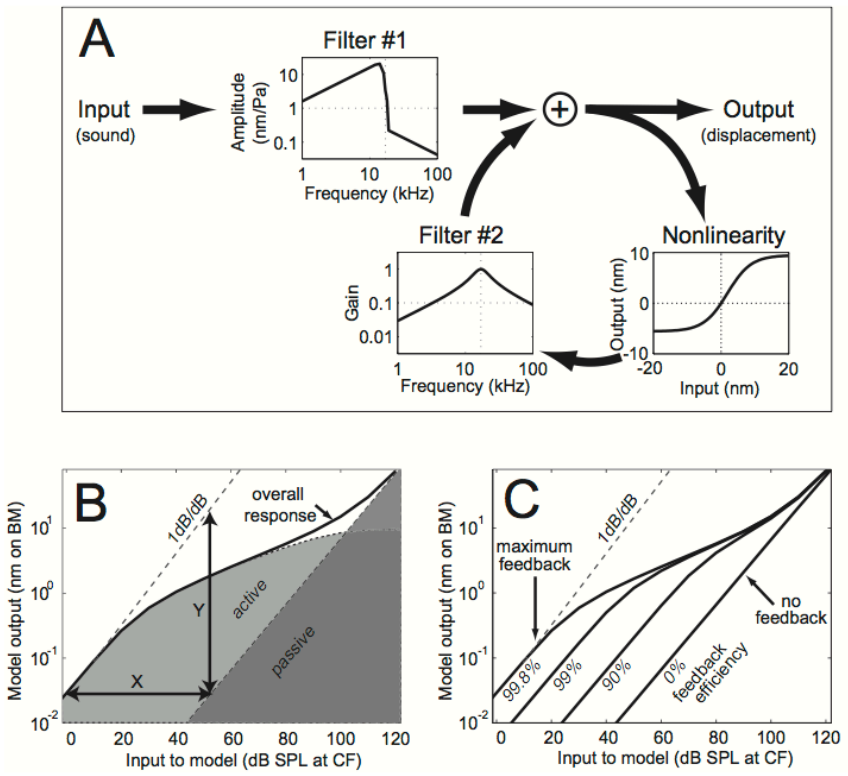


Figure 1.10 : Modélisation de la compression [10]
Cette modélisation est considérée comme le résultat d'une rétroaction non linéaire.
A : Système de rétroaction comprenant 2 filtres et le système «nonlinearity» (système de saturation). Ce procédé permet de de reproduire de nombreuses caractéristiques cochléaires. On pense aujourd'hui être réaliste d'un point de vue physiologique. Cette configuration a été développé pour simuler la BM de la région 17kHz de la cochlée d'un cochon dinde.
B : La courbe noire représente la fonction entrée-sortie et ses composantes actives et passives.
C : Représente l'efficacité de la boucle rétroactive.

L'élément clé du modèle de Zwicker réside dans l'inclusion d'un système non linéaire («nonlinearity») dans la boucle de rétroaction. Cela limite l'amplification qui peut être atteinte par la boucle : plus le niveau d'entrée est important, plus la limitation du système « non

linéaire» est important et plus l'affaiblissement rétroactif devient relatif à l'entrée de la boucle. La forme de la courbe « non linéaire» n'influe que très peu sur la performance globale du modèle.

La raison pour laquelle le modèle est considéré comme physiologiquement réaliste est que la corrélation la plus probable entre la non-linéarité et la cochlée réside dans la conversion du mouvement en influx nerveux au niveau de la chaîne de transduction des cellules ciliées.

Le filtre numéro 1 (Filter#1) représente les effets hydromécaniques de filtrage d'une section particulière de la cochlée (cf. figure 1.10); il représente l'aspect tonotopique de la cochlée. Il représente la partie transmissionnelle de l'oreille et l'action du liquide périlymphatique sur le transport de l'énergie acoustique. Le filtre numéro 2 (Filter#2) représente les effets locaux du filtrage mécanique sur le site de la cochlée que nous étudions. En ce qui concerne la compression, le filtre 2 limite l'ampleur de la rétroaction dans le domaine fréquentiel. En d'autres termes, le filtre 2 règle la compression. Afin de reproduire la compression le plus fidèlement possible, il est évident que le filtre doit être moins sélectif au niveau basal qu'au niveau apical.

Le modèle peut être interprété de manière très simple. Nous l'avons vu précédemment, la croissance se fait linéairement pour de faibles niveaux d'entrée, ceci représente le phénomène actif (la boucle de rétroaction fournit un maximum d'amplification figure 1.10B et C). La région de compression est illustrée par une diminution de l'effet actif. Le système «nonlinearity» devient de plus en plus efficace afin de limiter le retour (notez que la valeur de la boucle de rétroaction ne diminue jamais en valeur absolue, elle devient seulement plus petite par rapport à l'entrée). Le modèle prédit l'éventuelle disparition de la compression à des niveaux d'entrée très élevés.

La similitude entre ces courbes et celles obtenues à travers une vraie cochlée (figure 1.9) est frappante. La seule chose que ce modèle ne peut pas expliquer est la présence d'expansion dans certaines fréquences de stimulation.

La conséquence la plus évidente de la compression qui se produit dans la mécanique de la cochlée est l'augmentation de la dynamique qui servira aux systèmes adjacents du système auditif périphérique. L'extension de la plage dynamique admet deux impacts. Le premier est que toute modulation d'amplitude dans un signal sonore, qui subit une compression, subira une certaine distorsion. Le second est que le niveau d'un son change, et donc sa répartition spatiale dans la cochlée aussi. Cela se produit car le degré (pente) et la largeur de la gamme dynamique de la compression d'un site donné de la cochlée varie avec la fréquence.

3. Compression due au nerf auditif

Les propriétés de réponse du nerf auditif ont été étudiées en profondeur au cours des quatre dernières décennies et ont formé la base de nombreuses hypothèses concernant l'intensité de codage dans le système auditif périphérique.

Chaque fibre innerve une seule CCI. Chaque fibre fournit donc des informations très sélectives sur le site qu'elle innerve.

En raison de la tonotopie de la cochlée; les fibres innervant la base de cochlée ont une fréquence caractéristique haute ; elles nous renseignent sur le codage des hautes fréquences (HF), tandis que les fibres innervant la région apicale vont nous renseigner sur les basses fréquences (BF).

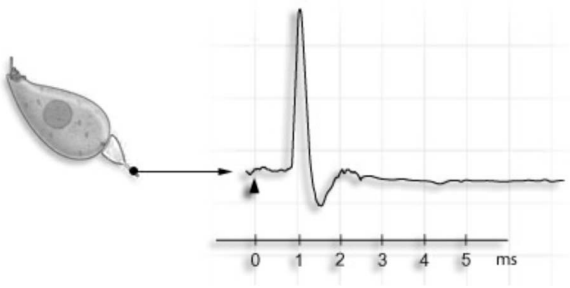


Figure 1.11 : Potentiel d'action [3]
A gauche une CCI
A droite la représentation d'un PA, en premier lieu il y a la dépolarisation du nerf, ensuite le nerf se repolarise pour revenir à son état de repos.

L'étude du nerf auditif est limitée par la quantité de données recueillie au sein d'un même nerf. L'unique réponse du nerf se présente sous forme de potentiel d'action, qui est régi par les propriétés du tout ou rien. Chaque fibre peut ou non envoyer un potentiel d'action (PA, figure 1.11), la moitié du temps il ne se déclenche pas. La vitesse maximale de décharge (envoie d'un potentiel d'action) ne peut dépasser 1000 impulsions par secondes (pps) en rafales très courtes et 100 pps sur une longue période. Par conséquent, pour construire une image claire des caractéristiques de réponse d'une seule fibre, il est nécessaire de faire la moyenne des réponses à travers plusieurs centaines de stimuli.

Les fibres du nerf auditif répondent de deux façons aux stimuli sonores : elles synchronisent leurs décharges sur les cycles individuels d'une onde sonore, notamment sur les BF, et ils varient leurs taux de décharge moyen. Même en l'absence de stimulation acoustique, les fibres peuvent produire des PA instantanés, de façon totalement aléatoire; les taux moyens de décharges spontanées des fibres diffèrent d'une fibre à l'autre ; plus important encore, il existe une forte corrélation entre le taux de décharge spontanée d'une fibre et son seuil de stimulation acoustique. Les taux faibles de décharges spontanées ont un seuil haut et réciproquement.

Presque tous les modèles montrent une portée très limitée de la plage de la dynamique du nerf, celle ci aurait une gamme maximale de 20 à 30dB [12]. La nature stochastique du nerf a des conséquences intéressantes sur la compression. Plutôt que de synchroniser leurs décharges de façon parfaite à chaque cycle de l'onde d'un son fort, les fibres du nerf semblent distribuer leurs réponses de façon graduée, dans le demi-cycle le plus efficace. La probabilité de décharge de chaque fibre semble être réduite en proportion proche de pression acoustique du stimulus. Ce résultat est considéré comme la conséquence d'une commande automatique de gain au niveau synaptique de la cellule ciliée que la fibre innerve.

a. Fonctions entrée-sorties

En général, le taux moyen de décharge augmente en même temps que l'intensité du stimulus sonore. Chaque fibre a un seuil au-dessus duquel la moyenne des décharges augmente lentement au début, puis rapidement et enfin plus lentement vers les fortes intensités. A la FC de chaque fibre, les caractéristiques de croissance observées à des niveaux élevés sont très variées, comme l'illustre la figure 1.12A.

On distingue 3 sous-classes de fibres du nerf auditif. Les fibres avec des seuils («Threshold» sur la figure 1.12A) bas (donc des PA spontanés plus élevés) ont tendance à augmenter leur taux de décharge sur une dynamique très étroite avant de saturer à des niveaux se trouvant aux alentours de 20 à 30dB au-dessus du seuil. Les fibres dont le seuil est légèrement plus élevé ont tendance à augmenter leur taux de décharge très rapidement dans les premiers 10-15 dB de leur dynamique. Passé un point d'inflexion («breakpoint» sur la figure 1.12A) plus ou moins précis, les fibres ont tendance à augmenter leur taux de décharge plus lentement avec l'augmentation du stimulus sonore. Ces fibres ont étés classées comme fibres de «saturation inclinée» («sloping-saturation» fibers). Le troisième groupe de fibres présente un taux de décharge qui croît presque linéairement («straight» sur la figure 1.12A) sur une gamme de dynamique très large et un taux élevé [13].

Le fait de considérer 3 sous-classes de fibres est arbitraire, car ces 3 groupes sont considérés comme des sous ensembles d'un continuum. En effet, le taux de compression (pente) des fonctions peut être régi par une seule équation dans laquelle le seuil relatif à la fibre est un paramètre. La logique de cette fonction est expliquée à travers la figure 1.12C. Elle montre comment une simple saturation de la fonction entrée-sortie (sigmoïde de la figure 1.12C en haut à gauche) peut être transformée en une autre, en utilisant une fonction de compression non linéaire qui est appliquée au stimulus sonore.

Selon la logique du modèle ci-dessus, les caractéristiques du nerf, (quelle que soit la catégories) devraient fournir un moyen indépendant pour évaluer la nature du traitement mécanique qui se produit dans n'importe quelle région cochléaire. En particulier, il devrait être possible d'évaluer à la fois le taux mais aussi la dynamique sur lesquels fonctionnent la compression. Cependant, dans la pratique, les limites sur la quantité d'informations qui peuvent être acquises pendant les études empêchent la détermination de ces deux paramètres. La seule façon de parvenir à leur évaluation est de prendre connaissance des

paramètres des systèmes sous-jacents, en particulier ceux de la mécanique de la BM. Ce sont les données les plus fiables recueillies jusque maintenant.

Grâce aux techniques de modélisations, des chercheurs ont fait valoir que la compression mécanique doit commencer à un niveau se trouvant aux alentours de 30dB au-dessus du seuil des fibres les plus sensibles du nerf. Une étude a montré une évidence entre l'origine mécanique et le seuil de compression du nerf. Cependant le constat est plus nuancé lorsque toutes les données sont regroupées, les seuils de compression (breakpoint) mécanique estimés se regroupent autour d'un éventail beaucoup plus limité que les seuils (Threshold) (figure 1.12B). Dans des études futures, il est nécessaire trouver des méthodes plus fiables pour estimer la compression mécanique à travers des données neurales.

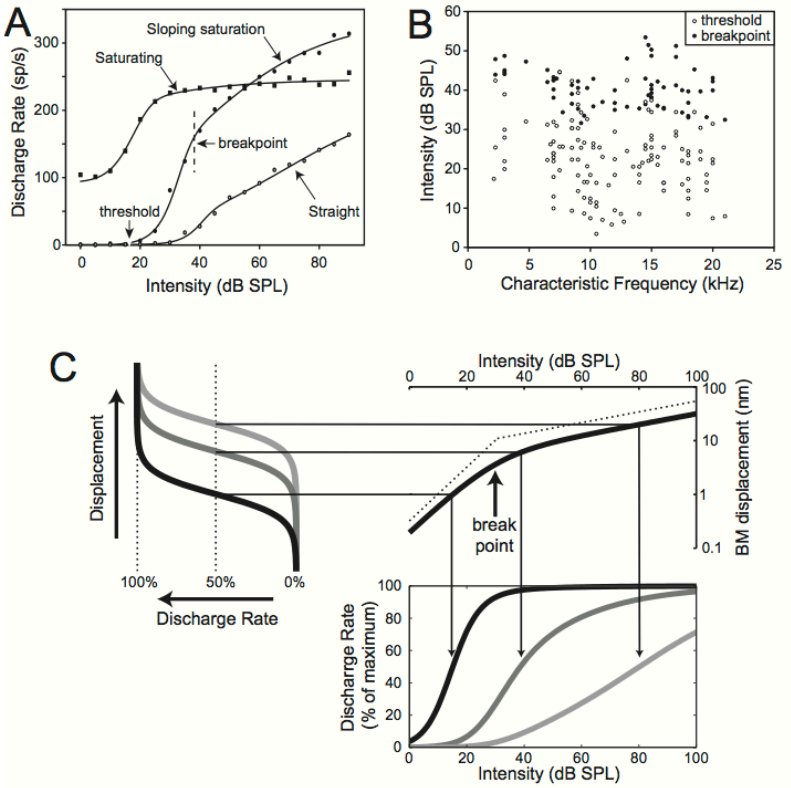


Figure 1.12 : fonctions entrée sortie du nerf auditif [26]
A : Caractéristiques des 3 catégorie de fibre du nerf auditif
Les fibres dont la saturation à un seuil bas ont tendance à avoir un seuil élevé ; les fibres «de saturation en pente» on tendance à avoir un seuil plus élevé.
B : Distribution des seuils (Threshold) et des seuils de compression (breakpoint) à travers une population de fibre de nerf auditif de cochon dinde. Les seuils de compression (cercles pleins) sont répartis sur une gamme beaucoup plus étroite d'intensité que les seuils, ce qui suggère que l'origine de la compression est mécanique (par opposition à neural : cf texte) [13]
C : Modélisation des 3 catégories de taux par rapport a la fonction du nerf (en bas à gauche) par rapport aux 3 niveaux de sensibilité des neurones (en haut à gauche) autour d'une hypothétique fonction entrée-sortie d'une BM (en haut à droite). [14]

b. Aspect dynamique de la compression

Contrairement à la mécanique de la cochlée, le taux de compression d'une fibre du nerf auditif peut dépendre très fortement du temps. La structure temporelle de la réponse d'une fibre du nerf auditif à un bruit de courte durée est illustré sur la figure 1.13. Au début de la stimulation, la fibre répond à des taux de décharge relativement importants. Quelques millièmes de secondes après le début du stimulus, le taux de décharge diminue de façon significative. Ce processus est connu sous le nom d'adaptation rapide. Le taux continue à diminuer pendant plusieurs dizaines voire centaines de millièmes de secondes avant d'atteindre un état stable. La dynamique de réponse des neurones a été étudiée depuis longtemps : il en ressort qu'elle varie considérablement selon la FC de la fibre et selon son taux de décharge spontanée.

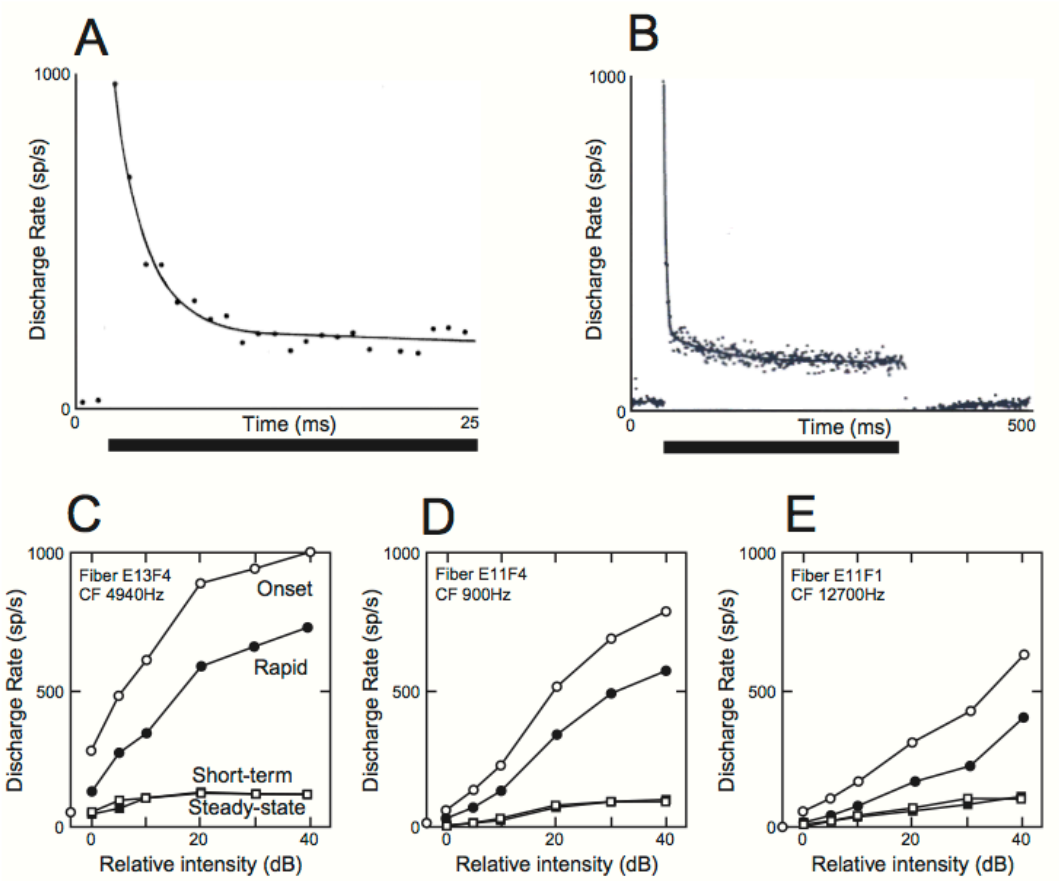


Figure 1.13 : Compression de la dynamique dans nerf auditif [15]
A et B : Représentation temporelle du taux de décharge dans une fibre du nerf auditif illustré avec deux échelles de temps différente. Le modèle comprend une composante d'adaptation rapide (exponentielle décroissante avec une constante de temps de quelques millisecondes) et une composante d'adaptation à court terme (exponentielle décroissante dont la constante de temps est cette fois de quelques dizaines voir quelques centaines de millisecondes).
C - E : Représente le taux de décharge en fonction niveau d'intensité de différent comportement temporel de réponse à un son évoqué dans 3 fibres du nerf auditif. Les abscisses donnent le niveau de stimulation relatif au seuil de décharge de chaque fibre déterminé par des signaux audiovisuels (0dB sur chacune des abscisse correspond à 3dB au dessus du seuil de décharge). La droite d'attaque (onset : cercles vides) représente la somme des activités rapides (rapid : cercles pleins), à court terme (short-term, carrés vides), à l'état d'équilibre (steady-state : carrés pleins) et spontanées (cercles vides sur les ordonnées).

La dynamique des réponses d'une fibre du nerf auditif affecte sa capacité à encoder les stimuli à travers une gamme d'intensités. Ceci est illustré à la figure 1.13C-E, qui montre le taux de décharge des trois catégories de fibres nerveuses décrites plus haut. La figure 1.13C fait état des réponses d'une fibre à fort taux de décharges spontanées, sur un graphique montrant le taux de saturation en fonction du niveau d'intensité. Une analyse mathématique des réponses de la fibre permet de dissocier leurs parties constitutives (rapide : rapid ; composante d'adaptation à court terme : short-term ; activités spontanées ; états d'équilibre : steady-state).

La courbe «onset» (qui représente la somme de toutes les composantes ci-dessus) est considérée comme ayant une plage de fonctionnement beaucoup plus large que les réponses

considérées à l'équilibre. La composante des réponses attribuable à une adaptation rapide (cercles pleins) a une dynamique plus large que toutes les autres composantes. Le degré d'extension de la gamme dynamique semble être lié à la force d'adaptation rapide, qui varie directement avec le taux de décharges spontanées et les FC.

Les extensions de la gamme dynamique associées à une adaptation rapide semblent jouer un rôle important dans l'encodage des stimuli modulés en amplitude. Les fibres nerveuses, ayant un seuil faible comme élevé, conservent la capacité d'encoder la dynamique des stimuli (via leur comportement de réponse d'adaptation rapide), dans une gamme dynamique qui est couverte par la compression de la mécanique cochléaire.

4. Conclusion

Le système auditif périphérique utilise la compression afin d'intégrer le maximum d'informations dans la gamme dynamique limitée des neurones qui le relie au système nerveux central. La compression est multifactorielle ; chacun de ces facteurs jouant un rôle important.

A des niveaux sonores élevés, les muscles stapédiens peuvent réduire l'énergie sonore transmise à l'OI. La compression offerte par les mécanismes de l'OM est limitée en amplitude et n'est efficace que dans les BF.

Une part importante de la compression est obtenue grâce à la cochlée. La compression s'étend des niveaux sonores habituellement rencontrés dans la vie quotidienne (des plus faibles aux plus intenses). A chaque site de la cochlée, les fréquences des stimuli sonores sont soumises à la compression : les sons composés de HF sont traités et comprimés à la base de cochlée, les sons composés de BF sont codés et comprimés à l'apex. Le degré (pente), la gamme dynamique et la netteté de la compression varient tous d'un site cochléaire à un autre. La compression est plus forte, plus large (au niveau de sa gamme dynamique) et plus sensible (ressenti) dans la base de la cochlée.

La compression semble résulter de l'action mécanique des CCE, qui amplifient les vibrations sonores évoquées sur l'organe de Corti, et ce de façon dépendante au niveau de l'intensité. Les CCE semblent former une boucle de rétroaction positive, qui fonctionne comme un contrôle automatique et instantané du gain. Le caractère non linéaire des mécanismes de transduction mécano-sensoriel semble être la principale source de non linéarité dans la mécanique cochléaire. L'objectif principal de la compression mécanique est sans doute d'étendre la gamme dynamique des CCI et des neurones des afférentes primaires qui les innervent. L'un des effets secondaires à la compression mécanique est que les fréquences qui évoquent les plus larges réponses sur chaque site cochléaire peuvent changer avec le niveau du stimulus (ce qui se passe généralement). Ceci équivaut à dire que la répartition spatiale de l'excitation cochléaire causé par un stimulus particulier va changer avec le niveau de stimulation.

Les connexions synaptiques entre les cellules ciliées et le nerf auditif introduisent une autre forme de compression à la périphérie auditive. **Les synapses constituent une forme plus classique de contrôle automatique du gain, ce qui semble être particulièrement important dans le codage de la dynamique des stimuli dont les plages d'intensité sont plus larges.**

Les recherches futures sur la compression périphérique auront certainement pour but de comprendre chacun de ces processus de façon plus détaillée, tant au niveau fonctionnel qu'au niveau mécanique.

II. Compression et implant cochléaire

La compression joue un rôle important dans la conservation de la sensibilité et de la dynamique extrêmement large de l'audition. Lors d'une perte auditive importante de type neurosensorielle, le seuil d'audition est élevé, la sélectivité fréquentielle et la gamme de la dynamique auditive sont réduites. Dans le cas des implants cochléaires, la compression et d'autres fonctions cochléaires sont contournées. Au final, la sensation auditive est évoquée par stimulation électrique de façon directe sur le nerf auditif.

L'objectif de l'étude de la compression dans les implants cochléaires est double :

- Le premier objectif est pratique car dans un implant cochléaire toutes les fonctions de compression doivent être remplacées par un processeur artificiel. Nous verrons donc les solutions qui se dessinent pour palier les problèmes liés à l'absence de compression cochléaire,
- Le deuxième objectif est théorique, car la stimulation directe du nerf auditif permet d'étudier l'absence de compression cochléaire dans la perception auditive, de comprendre les effets d'une stimulation électrique et d'évaluer les conséquences théoriques du Maplaw 500 et 1000.

Ce chapitre traite dans un premier temps des réponses physiologiques à une stimulation électrique. Ensuite nous nous intéresserons aux conséquences de l'absence de compression cochléaire et des réponses pratiques que cela entraîne. Nous terminerons par une partie consacrée à l'implant Med-El et notamment à la comparaison des Maplaw.

1. Conséquences de la perte de la compression cochléaire sur la perception auditive

La compression cochléaire affecte significativement la perception auditive. Cela a un effet direct en terme d'intensité. Cette partie concerne la réponse physiologique à une stimulation électrique. Nous démontrerons ensuite les effets de la perte de la compression cochléaire sur la performance de la perception auditive chez les sujets implantés.

a. Réponse physiologique à une stimulation électrique

L'implant cochléaire recrée toutes les fonctions cochléaires, incluant la compression et la transmission synaptique, dans le but de stimuler les fibres nerveuses directement. Il est à la fois important et intéressant de comparer la réponse du nerf auditif à la stimulation

acoustique et électrique afin que nous puissions mieux comprendre l'interface nerf - électrode et mieux apprécier le rôle de la compression cochléaire dans la perception.

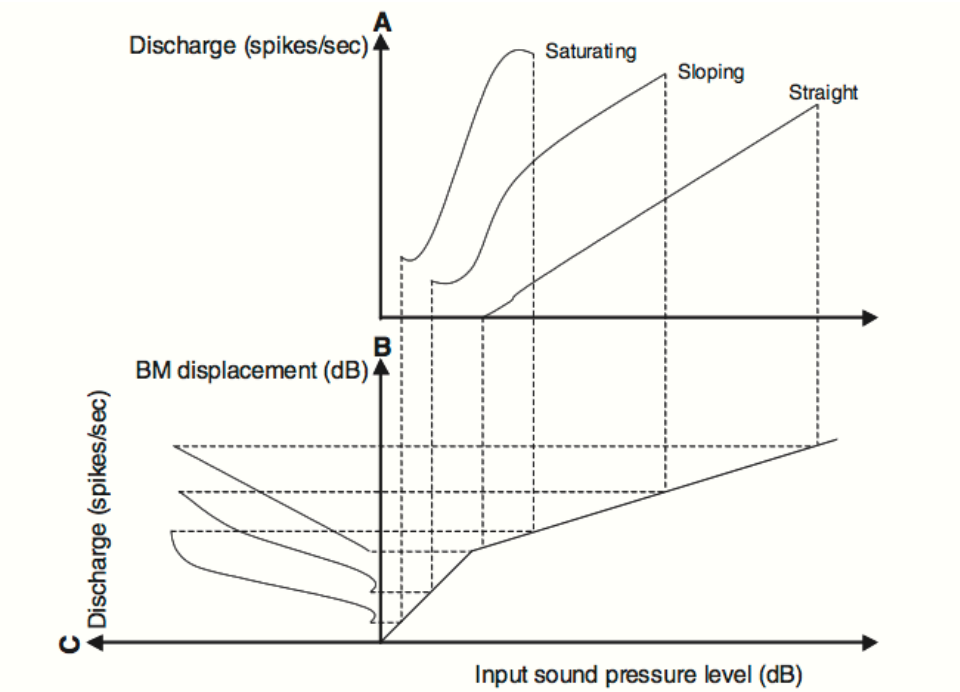


Figure 2.1 : Réponse physiologique à une stimulation électrique [17]
A : 3 fonctions types de réponses des neurones auditifs, niveau d'intensité (dB) en fonction du taux de décharge (pps). Note : la plus petite des dynamique est dans dans la fibre «de saturation» (saturating), la plus large se trouve dans la fibre «linéaire» (straight).
B : Fonction compressive entrée-sortie de la membrane basilaire (BM).
C : Transformée de la fonction «taux de décharge - niveau d'intensité» avec sur l'axe des x le déplacement de la BM.
Notez l'aspect étroit et uniforme des dynamiques des 3 fibres, cela suggère que les fonctions «taux de décharge - niveau d'intensité» observées acoustiquement sont du principalement à la compression cochléaire.

La figure 2.1 nous montre les trois courbes types (taux de décharge en fonction du niveau d'intensité) des neurones auditifs, dont les activités spontanées sont forte, moyenne ou faible [11]. Plus l'activité spontanée est importante, plus le seuil des réponses semble bas et plus la dynamique est large. La gamme de la dynamique varie entre 10 et 20dB pour les neurones à fort taux de décharge spontanée et 50dB pour les neurones dont le taux est faible. Dans la stimulation électrique d'une oreille cophotique, il n'y a pas d'activité spontanée pour les neurones qui ont perdu leur connexion dendritiques vers les CCI [16]. Bien qu'il existe des variations des seuils électriques, la gamme de dynamique de la fonction «taux de décharge-niveau de pression» dans la stimulation électrique (figure 2.1C) est étroite et uniforme (de l'ordre de quelques dB).

Ici la dynamique extrêmement étroite de la courbe du taux de décharge en fonction de l'intensité pour des stimulations électriques est une conséquence directe de la perte de la compression cochléaire. Il est soutenu que la différence entre les fonctions «taux de décharge-intensité» par stimulation électrique d'une part et acoustique d'autre part reflète la non-linéarité de la compression de la membrane basilaire (figure 2.1B) plutôt que de la réponse neurale à l'excitation de cette même membrane.

Par exemple, la courbe linéaire (Straight) qui a une dynamique étendue (figure 2.1A), est étonnamment similaire à la fonction de saturation (Saturating, figure 2.1C), qui a une dynamique étroite, après avoir pris en considération la compression cochléaire (figure 2.1B).

Parce que l'entrée directe dans le neurone post-synaptique est le potentiel de la CCI, on peut considérer la figure 2.1C comme la réponse du neurone à la stimulation électrique dans une oreille normale. De toute évidence, ces courbes obtenues par stimulation électrique sont plus uniformes et ont une gamme de dynamique étroite similaire à ce qui est observé dans une stimulation électrique directe du nerf dans une oreille cophotique.

b. Gamme de la dynamique de l'audition par stimulation électrique

En audition «électrique», le seuil absolu n'a pas la même signification que dans l'audition acoustique. Le seuil acoustique est limité par les vibrations mécaniques minimales qui peuvent être captées par les cellules ciliées. Le seuil électrique dépend essentiellement du type d'électrode utilisée, de l'interface électrode-tissu, de la distance entre l'électrode et le nerf lui même.

Le figure 2.2 présente les seuils électriques, et donc la dynamique en fonction de la fréquence pour des stimuli sinusoïdaux (hachures inclinées vers la gauche) et pulsatiles (hachures inclinées vers la droite). La limite inférieure de la dynamique est le seuil, la limite supérieure est la limite maximale acceptable.

Bien qu'il existe d'importantes différences individuelles dans la valeur absolue des seuils et des niveaux d'inconforts, la structure des données est uniforme. Pour une stimulation sinusoïdale, les limites hautes et basses (seuils et inconfort) augmentent de façon monotone en fonction de la fréquence, alors que pour une stimulation pulsatile les deux limites diminuent uniformément en fonction de la fréquence [17].

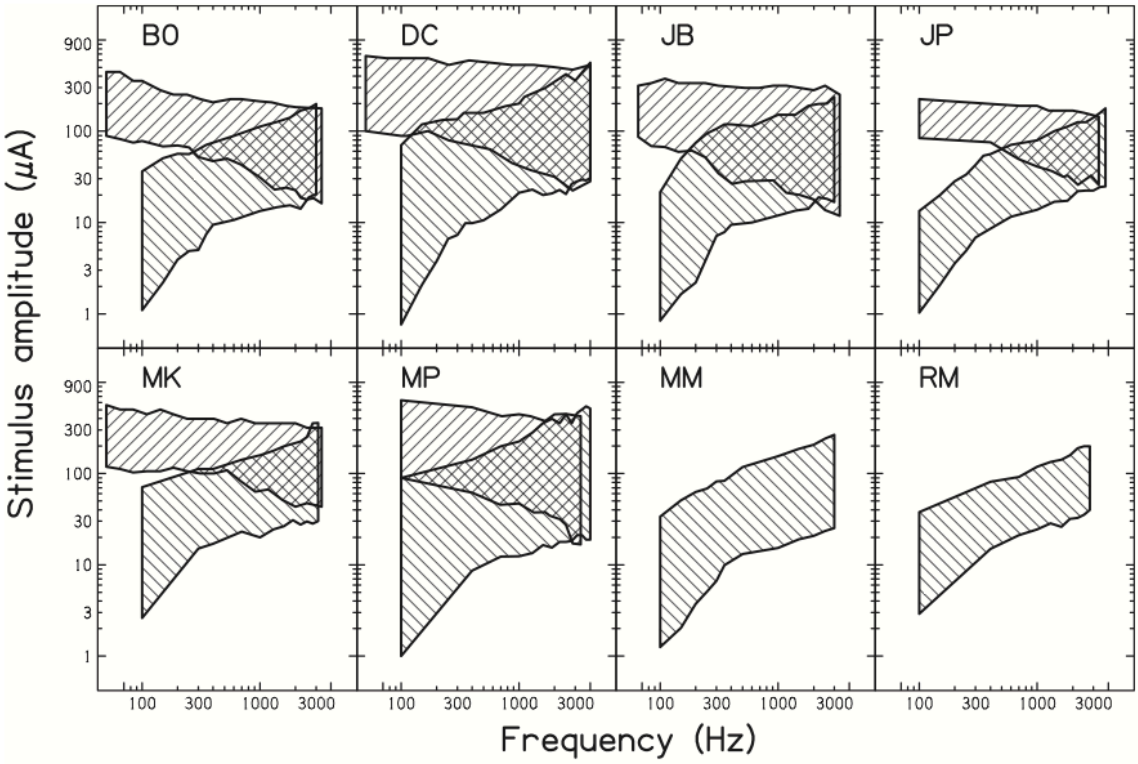


Figure 2.2 : Représentation du seuil et de l'inconfort en fonction de l'intensité de la stimulation électrique de la fréquence de 8 porteurs d'implant [27]
Hachures dirigée vers la droite : stimulation pulsatiles
Hachures dirigée vers la gauche ; stimulation sinusoïdale.
La limite inférieur est le seuil et la limite supérieur est l'inconfort.
Tous ces stimuli ont une durée de 200ms. Les stimuli pulsatiles sont de type biphasique (100ms/phase). L'électrode la plus apicale a été stimulé en monopolaire.
On remarque que contrairement à l'audition acoustique dont la gamme de la dynamique varie entre 100 et 120dB, la gamme de la dynamique électrique varie entre 10 et 30dB (soit un ration de 3 à 30 entre le seuil et l'inconfort).

Le stimulus sinusoïdal de fréquence 100Hz produit le seuil le plus bas et la plus large des dynamique. (30dB), tandis que les impulsions de 100Hz produisent le seuil le plus élevé et la dynamique la plus étroite (14dB). La dynamique sinusoïdale diminue dans les fréquences 300-500Hz en raison d'une forte augmentation du seuil par rapport à l'inconfort. D'autre part, la dynamique pulsatile augmente en fonction de la fréquence, en raison de la diminution plus rapide du seuil que de l'inconfort. A 1000Hz, il n'y a pas de différence statistique entre la plage de dynamique pulsatile (18dB) et sinusoïdale (19dB).

c. Croissance de la sonie à travers une stimulation électrique

Comment la sensation d'intensité passe-t-elle du seuil au niveau d'inconfort ? Il a été établi que l'audition acoustique croît de la même façon que la fonction puissance de coefficient 0,3 (loi de la puissance de Stevens 1961). Dans l'audition électrique, la croissance de sonie a été modélisée à l'aide de la fonction exponentielle.

Il y a généralement deux méthodes pour obtenir la fonction de croissance de sonie. Une méthode consiste à utiliser une fonction balance pour dériver indirectement la fonction de croissance de sonie à un stimulus inconnu. Par exemple, si nous savons que le volume (L) croît suivant la fonction f en fonction de l'intensité I, on aura pour tous les stimuli acoustiques L=f(I) ; et si l'on connait la fonction balance g qui permet de faire le lien entre l'intensité d'un stimulus électrique (E) et acoustique (I) ; alors on peut dire que L=f(I)=f[g(E)]. Cette méthode a été utilisée par un certain nombre de chercheurs ; elle a permis de donner la preuve la plus tangible que la fonction exponentielle est celle qui caractérise la croissance de sonie par stimulation électrique.

La figure 2.3 représente la fonction de croissance de sonie par stimulation électrique d'un sujet normo-entendant (A) et la fonction balance qui permet de passer d'un stimulus acoustique à électrique d'un sujet ayant un implant du tronc cérébral unilatéral (B). Un sujet implanté du tronc cérébral plutôt que de la cochlée a été utilisé car beaucoup de données concernaient ce sujet et qu'il n'existe pas de différence de croissance d'intensité entre le niveau du tronc cérébral et celui de la cochlée (pour f>300Hz). La courbe B montre une fonction linéaire, liant les stimulations électriques SE (échelle linéaire, micro-ampères) aux stimulations acoustiques SA (échelle log, dB HL) : SE = a.log(SA) où a est une constante. Cette fonction linéaire indique que la sensation de sonie (L) croît suivant une exponentielle :

$$L = SA^{\theta} = (10^{SE/a})^{\theta} = 10^{SE.\theta/a}$$

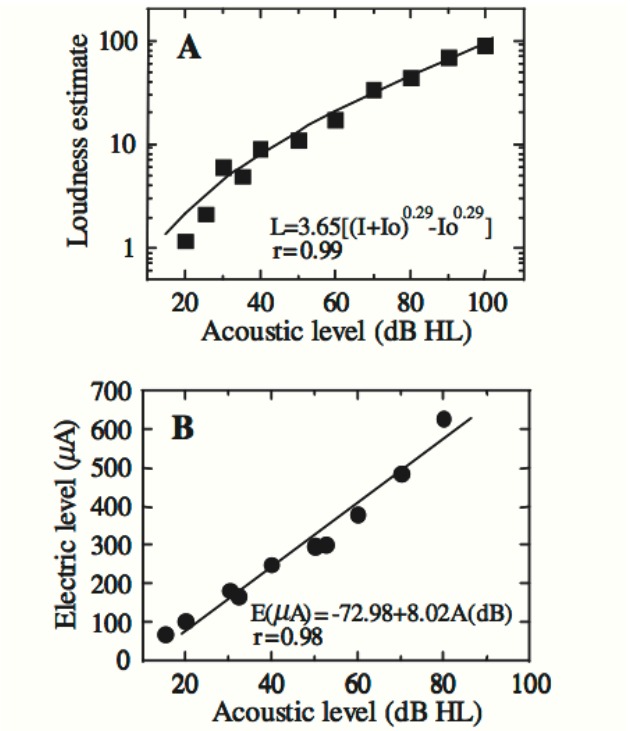


Figure 2.3 : Fonction de croissance de sonie par stimulation électrique d'un sujet normaux entendant (A) et fonction balance qui permet de passer d'un stimulus acoustique à électrique d'un sujet ayant un implant du tronc cérébrale unilatérale (B) [28]
La fonction de croissance de sonie montre une fonction puissance de coefficient 0,29, en audition acoustique. Notez que B représente une fonction linéaire et que l'axe des X est gradué en log (dB HL) et l'axe Y est linéaire (micro-ampère).

2. Réponse pratique

La compression cochléaire, ou son absence lors de stimulation électrique du nerf auditif, affecte de manière significative la conception et l'utilisation d'un implant cochléaire. Comme nous l'avons vu dans la section II.1.b, la conséquence directe de la perte de compression pour les porteurs d'implant est une dynamique très étroite (10-20dB). L'objectif premier d'un implant est d'inclure tous les sons de parole dans cette nouvelle dynamique.

a. AGC et compression rapide

Un normo-entendant peut percevoir une dynamique très large d'environ 120dB et un changement d'intensité de plus de 12 ordres de grandeur (10^{12}). La gamme dynamique du discours varie entre 30 et 60dB selon l'importance du niveau acoustique, la mesure acoustique, la définition que l'on peut avoir de la dynamique de la parole.

Tous les implants ont un contrôle automatique du gain qui ajuste la sensibilité du microphone de sorte que les signaux de la parole, qu'ils soient forts ou faibles, proches ou lointains, peuvent être amplifiés de façon optimale. Cette optimisation a pour but d'adapter la parole à une dynamique électrique fixe allant de 30 à 60dB qui est compressée en fonction de la gamme de dynamique électrique de l'utilisateur. Le contrôle automatique du gain tend à avoir des temps d'attaque rapides (quelques millièmes de secondes) et des temps de retour relativement lents (plusieurs dizaines à plusieurs centaines de millisecondes).

En outre, la compression est instantanée. Bien que l'objectif de cette compression instantanée est nécessaire en raison de l'inadéquation apparente dans la gamme de dynamique entre les sons de l'environnement et la stimulation électrique, elle a effectivement recouvert partiellement la fonction de la compression cochléaire perdue chez les porteurs d'implants cochléaires.

b. Restauration de la croissance de normale de sonie

Un des buts de la compression est de restaurer une croissance de sonie similaire aux normo-entendants. Plusieurs chercheurs ont mis à jour une fonction linéaire liant l'amplitude de l'intensité acoustique (exprimée en dB) et l'amplitude électrique (exprimée en micro-ampères) (figure 2.6) [20]. Cette fonction peut être représentée par :

$$(20 \log A - 20 \log Ao)/(20 \log Au - 20 \log Ao) = a(E - T)/(U - T) + b$$

où A est le niveau d'intensité acoustique, Ao le seuil auditif acoustique, Au le niveau acoustique d'inconfort, E est l'amplitude linéaire électrique, T (threshold) le seuil électrique, U (Unconfortable) est le niveau d'inconfort électrique, a et b sont des constantes.

Afin de rétablir une croissance normale de la sonie, l'amplitude électrique doit être alors déterminée par une fonction de cartographie (mapping) logarithmique. En d'autre terme, une compression logarithmique de l'amplitude acoustique en une amplitude électrique est nécessaire.

$$E = 20 \log(A/Ao)/IDR*(U - T)/a - b$$

où IDR est dynamique acoustique d'entrée (Input Dynamic Range);

On applique ces conditions aux limites, où E vaut T lorsque A vaut Ao et E vaut U lorsque A vaut Au. Nous obtenons :

$$E = 20 \log(A/Ao)/IDR*(U - T) + T$$

Cette dernière équation montre que le rapport entre la dynamique électrique (U-T) et l'IDR (la dynamique acoustique acoustique) est un facteur d'échelle, tandis que T peut être considérée comme une constante.

La figure 2.6 ci-après représente une sorte de cartographie (mapping) entre l'IDR et la plage de la dynamique électrique. L'axe des X (c'est à dire l'IDR) représente la plage de la dynamique d'entrée en fonction de la plage de puissance électrique située entre le seuil (T) et le niveau le plus confortable (M). Le processeur vocal sélectionne en premier lieu un niveau sonore (0dB sur l'axe des X) et le reporte (map) en un niveau électrique qui évoque l'intensité la plus confortable. Le processeur vocal place ensuite soit la gamme de 10dB en-dessous du niveau 0dB dans la dynamique électrique audible (pente la plus importante) ou soit n'importe quelle autre des gammes dans la gamme électrique (autre droites).

On remarque qu'aucun niveau d'entrée (acoustique) qui se trouve en dehors de l'IDR ne sera cartographié sous le seuil électrique (En dessous de la valeur T) ou au niveau de saturation (le plus haut niveau : M).

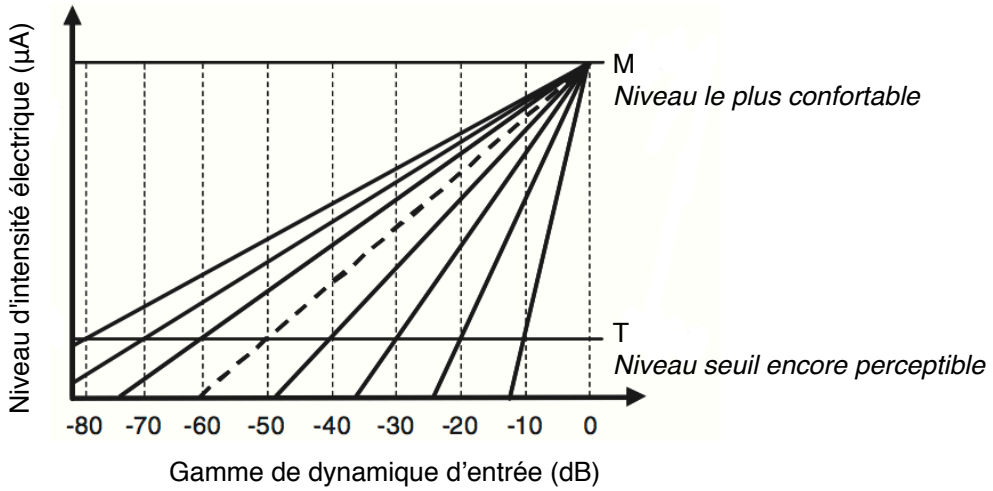


Figure 2.6 : Compression logarithmique pour la conversion acoustico-électrique de la dynamique d'entrée sur les implants cochléaires Clarion [29]
L'axe des abscisses détermine la gamme d'entrée acoustique cartographiée (mappée) dans la plage de puissance électrique entre le seuil (T) et le niveau le plus confortable (M). Le processeur vocal sélectionne d'abord un niveau sonore (0dB sur l'axe des X) et le reporte au niveau électrique le plus confortable M. Le processeur vocal cartographie alors soit la gamme de 10dB de dynamique en dessous de 0dB acoustique dans la même gamme de dynamique électrique audible, soit toute autre gamme dynamique. Une droite (map) de répartition de 60dB de dynamique (ligne en pointillée) est généralement utilisée.

3. Traitement de l'intensité

Maintenant que nous en savons plus sur la réaction comportementale de porteurs d'implant cochléaire à la stimulation électrique du nerf auditif, nous pouvons examiner les conséquences des capacités psycho-électriques sur les processus normaux de l'audition.

Nous nous intéresserons au modèle auditif en intensité induit par une stimulation électrique. Une attention particulière sera accordée aux mécanismes liés à l'absence de compression chez les porteurs d'implants cochléaire. Dans un second temps nous mesurerons les conséquences des trois principaux réglages des IC sur la compréhension.

a. Modèles de compression-expansion pour le codage en intensité :

On sait depuis longtemps que la sensation d'intensité acoustique croît de la même façon qu'une fonction puissance. Des données récentes ont montré que cette sensation d'intensité croît selon une exponentielle lors d'une stimulation électrique (voir partie précédente). Zeng et Shannon (1994) ont exploré cette différence de croissance d'intensité entre l'audition acoustique et électrique, et ont proposé un schéma qui généralise la compression-expansion du codage de l'intensité dans le système auditif. La figure 2.4 montre la dynamique de 100dB qui est en premier lieu comprimé par la cochlée afin de produire une dynamique de sortie de 20dB (voir partie précédente). La gamme de dynamique comprimée est transmise par le nerf au système auditif central, qui décomprime pour restaurer partiellement la dynamique d'entrée.

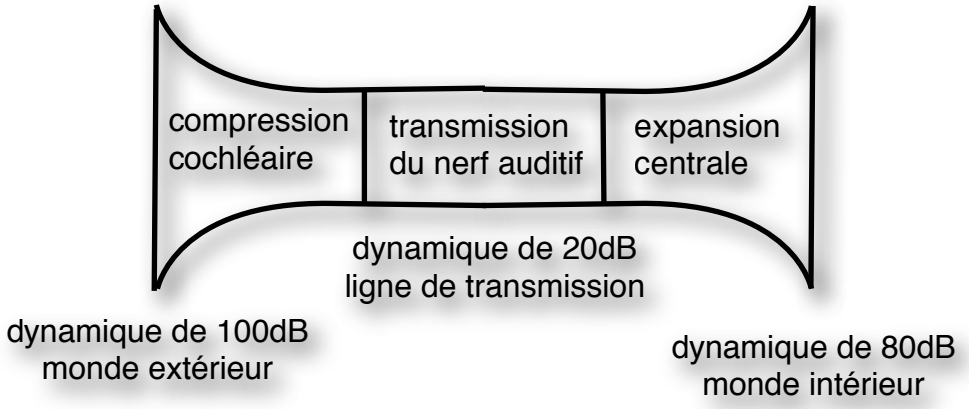


Figure 2.4 : Modèle de compression-expansion du codage de l'intensité
Pour résoudre le problème de dynamique entre la gamme de dynamique très large de l'environnement acoustique et de la gamme de dynamique étroite de la transmission nerveuse, le système auditif comprime le signal acoustique et le restaure au niveau central. Des systèmes de codage semblables ont été utilisés dans le traitement audio.

Mathématiquement, cette compression-expansion du codage de l'intensité peut être approximativement démontrée à travers les expressions suivantes (figure 2.5) : supposons que N est le nerf de sortie, alors la compression cochléaire peut être approximativement de :

$$\mathrm{N} = a\log(\mathrm{I})$$

L'intensité I est le produit de la compression cochléaire et de l'expansion centrale

$$\exp(\mathrm{N}) = \exp[a\log(\mathrm{I})] = \mathrm{I}^a$$

Nous avons ainsi obtenu une fonction de puissance qui lie l'intensité à l'audition acoustique.

D'autre part, si la compression cochléaire est contournée (comme dans le cas des implants cochléaire), alors la correction physiologique est déterminée uniquement par le processus central exponentiel.

$$L = \exp(e)$$

Pour mieux illustrer ce modèle de codage de l'intensité par compression-expansion, Zeng Shannon et Hellman (1998) ont montré que l'on pouvait obtenir de bons résultats par une expansion exponentielle de la fonction compressive entrée-sortie de la membrane basilaire [19]. Il a été suggéré plus tard que l'expansion se produisait au niveau du tronc cérébral. En outre, d'autres ont suggéré une ramification de réseaux neuronaux comme réponse au mécanisme explicite d'expansion. Bien que le site exact où se produit l'expansion soit toujours discutable, notez que le schéma d'encodage de la compression-expansion a été fréquemment utilisé dans les applications ingénierie audio.

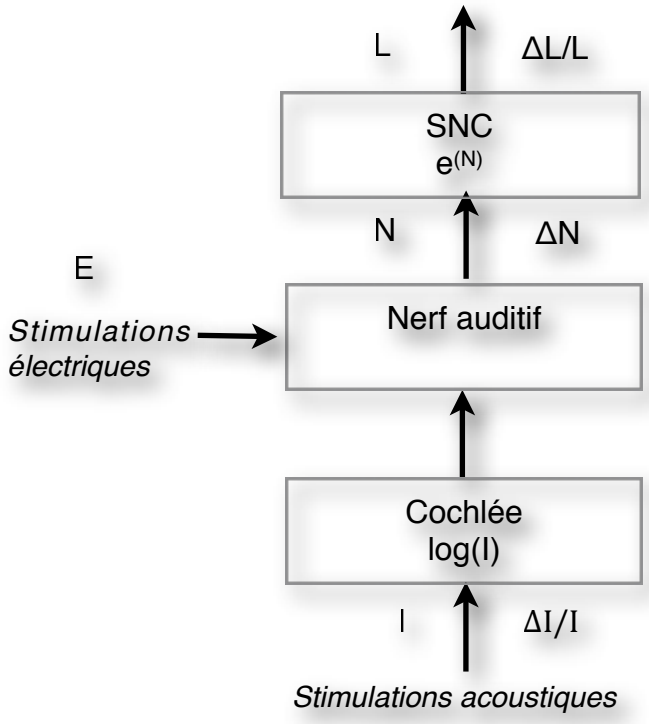


Figure 2.5 : Modèle de codage en intensité [19]
Sur le coté gauche des bloc du diagramme, l'intensité du son (I) est compressé logarithmiquement afin d'être véhiculé par le nerf, ce qui entraine un taux de décharge des neurones (N). L'exponentiel de ce taux aboutit à une perception d'intensité (L). En contournant la compression logarithmique, la stimulation électrique résulte de l'exponentiel de l'intensité. Sur la partie droite des blocs, la compression log et l'expansion exp transforment une différence relative d'intensité (ΔI/I) en une différence absolue de taux de décharge (ΔN) et à nouveau en une différence relative de perception auditive (ΔL/L).

Le choix de la dynamique acoustique d'entrée, de la dynamique électrique de sortie et de la conversion de l'amplitude acoustique en amplitude électrique peut affecter considérablement les performances de compréhension des porteurs d'implant. Les parties qui suivent traitent des effets de chacun des ces trois facteurs concernant les aspects psycho-physique et théorique de la compression.

b. Effets de la dynamique acoustique d'entrée sur la reconnaissance vocale

Autrement appelée IDR (Input Dynamique Range), la dynamique d'entrée est celle captée par le microphone du processeur vocal. L'IDR devrait être fixé idéalement à 120dB de sorte qu'une amplitude normale soit convertie en une intensité de courant qui évoque une sensation comprise entre un minimum et un maximum d'intensité. En raison d'une gamme de dynamique électrique étroite et du nombre d'états discriminables limités (environ 10-20dB de dynamique et 20 états discriminables), les porteurs d'implants pourraient ne pas être capables de discerner des variations significatives d'intensité sonore émanant de la parole. On estime à 30dB la gamme de dynamique de la parole. Certains des fabricants (nucleus 22 par exemple), ont également fixé leurs IDR à cette valeur de 30dB.

Des études ont été faites sur les conséquences que pouvaient avoir les réglages de l'IDR sur la compréhension. Pour la compréhension des consonnes et des voyelles de multiples voix, l'IDR optimal est fixé à 50dB. Les performances se trouvent diminuées lorsque l'IDR se trouve au-dessus ou en-dessous de cette valeur [21].

c. Effets de la dynamique électrique de sortie sur la reconnaissance vocale

La plus grande partie dans les réglages des IC (Implant Cochléaire) est l'estimation de la dynamique électrique déterminée par le seuil et le niveau maximum confortable. Le seuil est généralement appelé le niveau T, alors que le niveau maximum de confort est appelé M ou C. Bien sûr, nous voulons nous assurer que les informations acoustiques soient réparties (mappées) de manière appropriée au sein de la gamme de dynamique électrique, mais il n'est pas certain que la plage de dynamique doive être obtenue de façon précise pour maintenir un haut niveau de performance de compréhension chez les sujets implantés .

Dawson (1997) a simulé des erreurs dans l'estimation de la dynamique électrique en réduisant quasi-aléatoirement le niveau maximal confortable de 20% à partir des valeurs mesurées réellement. Ils ont constaté un effet significatif dû à ce déséquilibre d'intensité sur la reconnaissance vocale, en particulier dans le bruit. D'autres ont également constaté des effets similaires lors de réduction de la plage de la dynamique sur la reconnaissance vocale, en particulier pour les voyelles et dans le bruit.

d. Effets de la compression sur la reconnaissance vocale

Beaucoup d'étude se sont tournées vers les effets de la compression sur la compréhension. Dans ces recherches, le degré de la compression a été varié du plus faible taux possible à un taux plus fort (imitant une fonction «escalier»).

Bien que peu ou pas de compression produit généralement la pire des performance de compréhension de la parole, le degré de compression a eu un effet relativement limité sur les

performances de compréhension de la parole (figure 2.7). Ici, Zeng & Galvin utilisent la plus compressive des conversions acoustico-électriques, une fonction en escalier qui convertit essentiellement les variations d'amplitude acoustique en représentation binaire en sortie. Ils ont trouvé que dans les implants cochléaire qui utilisaient la technologie SPEAK , les performances sur la reconnaissance de phonème dans le calme étaient peu altérées.

D'autre part, Fu & Shannon (1998) et Loizou & al (2000) ont montré que chez les porteurs d'implant utilisant la stratégie CIS, la meilleure performance vocale était atteinte lorsque la compression restaurait une croissance de sonie dite normale (taux compris entre 0,1 et 0,3).

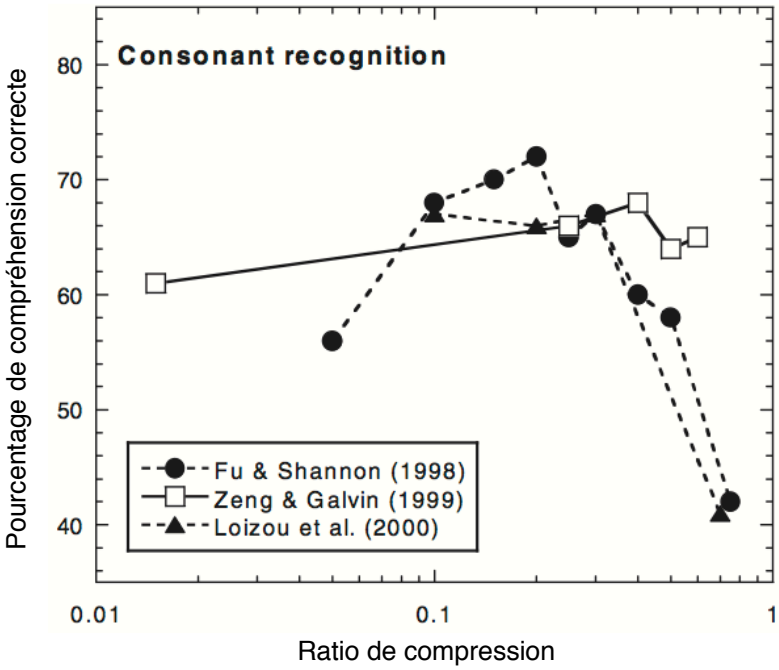


Figure 2.7 : Pourcentage de reconnaissance de consonnes en fonction du taux de compression [29]
Le taux de compression est défini comme l'exposant (p) d'une fonction de la fonction suivante : $E = Eo + k.(A - Ao)^p$
où Eo est le seuil électrique (T), A le niveau acoustique, Ao est la valeur acoustique minimale a mapper, et k une constante. Une compression logarithmique peut être approchée lorsque p = 0,3. La compression par «escalier» (Zeng & Galvin) est approchée par un taux de compression de 0,015 (point le plus a gauche).

La question de la compression dans les IC ne se pose plus. Mais la question reste entière quant à la forme de la compression la plus efficace. Les données préliminaires présentées ci-dessus ne montre que la partie visible de l'iceberg, car, en réalité, la compréhension n'est pas un paramètre isolé, mais plutôt un paramètre qui interagit avec beaucoup d'autres facteurs tels que l'environnement sonore (RSB), les stratégies de traitement (enveloppes temporelles vs enveloppes spectrales), les interactions entre les électrodes., etc.

Par exemple , la stratégie d'extraction et de codage de l'enveloppe temporelle est plus sensible au degré de compression que les stratégies d'extraction des caractéristiques spectrales. En définitive, la compression doit être combinée avec l'interface électrode-neurone afin de rétablir non seulement la croissance de sonie normale, mais plus important encore, le nombre d'intensités discriminables ainsi que la résolution en fréquence.

4. Conception d'un implant cochléaire Med-El

Aujourd'hui près de 150 000 personnes dans le monde, dont 6000 en France, sont implantés. Il existe à l'heure actuelle quatre fabricants d'IC dans le monde : Cochlear (Australie), Neurelec (France), Advanced Bionics (USA) et Med El (Autriche).

Ce mémoire est consacré au Maplaw (compression) de l'implant Med-El. Cette partie rend compte de sa conception à travers son principe de fonctionnement, sa stratégie de codage et ses principaux réglages. Dans un premier paragraphe, nous comparerons les deux types de compressions Maplaw 500 et Maplaw 1000.

a. Principe de fonctionnement :

Dans une audition normale, le son voyage de l'oreille externe à l'oreille moyenne puis à l'oreille interne où le son est converti en impulsions électriques que le cerveau interprète et déchiffre. La grande majorité des pertes auditives sévère proviennent de dommages au niveau de cet appareil de conversion acoustico-électrique dans la cochlée. Un implant contourne ce processus naturel de conversion des sons en stimulant directement le nerf auditif.

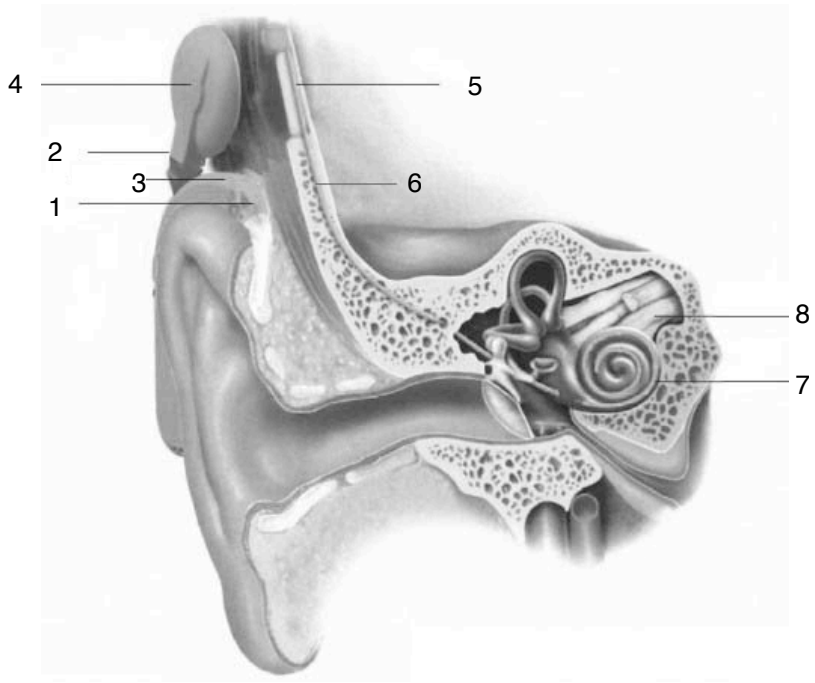


Figure 2.8 : Représentation d'un implant cochléaire en place [30]
Un micro (1) capte les sons Le processeur vocal (3) convertit le son en un signal numérique qu'il envoie via un câble (2) à une antenne externe (4). L'antenne tient grâce à deux aimants placé de part et d'autre de la peau. L'antenne et l'implant (5) contiennent touts deux des bobines qui transmettent les fréquences radio codées à travers la peau. L'implant qui contient une électronique décode et envoie les signaux sous forme d'impulsions électriques à travers le porte électrode (6). Les électrodes (7) stimulent le nerf auditif (8) qui envoie les signaux au SNC, où les impulsions électriques sont interprétées comme des sons.

La figure 2.8 montre un implant cochléaire moderne typique. En premier lieu, les vibrations sonores sont captées et transformées en signal électrique à travers un transducteur d'entrée (1) : le microphone. Le processeur vocal (3) qui se porte derrière l'oreille (pour les enfant il existe des modules exportés à d'autres endroits et fixés par exemple sur les vêtements). Le processeur vocal convertit et traite le signal analogique en un signal numérique qui est fonction des réglages implantés dans l'IC. Le signal codé est envoyé à travers un câble (2) à une antenne externe (4) qui contient une bobine pour la transmission transcutanée du signal radio-codé ainsi qu'un aimant servant à son maintien. L'implant (5), qui est mis en place par un acte chirurgical, contient un aimant pour maintenir l'antenne, et une bobine de réception. Toute l'électronique implantée est contenue dans une capsule hermétique. Les signaux préalablement transcrits en impulsions sont envoyés à travers le porte électrode (6) ; les électrodes (7) situées à son extrémité stimulent le nerf auditif (8), qui est relié au SNC où les impulsions sont interprétées comme des sons.

Plus précisément, le porte électrode est inséré par le chirurgien à travers la fenêtre ronde de la cochlée. Il est donc contenu dans la rampe tympanique. Les portes électrodes standards Med El contiennent 12 canaux soit 24 sources (deux source de part et d'autre de l'électrode par canal) réparties sur une longueur de 26,4mm. Les technologies d'aujourd'hui permettent une insertion atraumatique et plus profonde, ce qui permet de stimuler les régions les plus apicales. L'électrode de référence (masse) est contenue dans l'implant.

Les indications d'implantation s'élargissent de plus en plus. Aujourd'hui, il n'y a pas de limite d'âge à l'implantation cochléaire. Chez l'enfant, l'implant peut être posé très tôt (1 an env.). Toutefois, il existe des limites audiométriques, la plus importante est qu'une personne ne peut être implantée que si son score de discrimination est inférieur ou égal à 50% en audiométrie vocale, à 60dB, en champ libre, oreille appareillée. Chez l'enfant, il est parfois impossible d'effectuer des audiométries vocales. Auquel cas, on se rapporte à son audiométrie tonale et à son comportement. Chaque implantation est précédée d'un bilan pré-implantation. Il fait intervenir un médecin chirurgien ORL, un orthophoniste, un psychologue, un régleur. Ils bilantent le candidat à l'implantation de manière à éviter une erreur d'indication et lui prodiguer un suivi de qualité.

b. Stratégie de codage Med El

Comme nous l'avons vu précédemment, il existe plusieurs stratégies de codage du signal acoustique. Deux grandes familles existent aujourd'hui, la stratégie par extraction spectrale et par extraction temporelle.

Med El met au point des IC qui fonctionnent avec la technologie CIS (Continuous Interleaved Sampling). C'est une stratégie qui vise à extraire les données temporelles du signal sonore, en particulier l'enveloppe temporelle. La parole est un signal acoustique complexe qui est structurellement constitué de données fréquentielles et temporelles. Du point de vue temporel, le signal peut être décomposé en deux parties : les variation plus ou moins lentes de l'amplitude correspondant à l'enveloppe temporelle, qui modulent les fluctuations rapides appelées structure fine [22] (figure 2.9).

De nombreuses études sur la manipulation des signaux de parole ont montré qu'à elle seule, l'enveloppe temporelle d'un signal de parole véhicule des informations importantes pour l'intelligibilité de ce signal, en particulier dans le silence : la compréhension est possible sans information spectrale [23] .

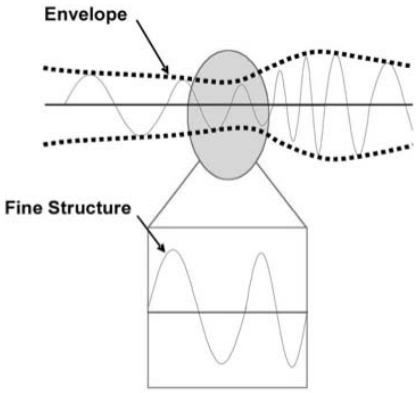


Figure 2.9 : enveloppe temporelle et structure fine [30]

La figure 2.10 est le schéma bloc de l'IC Med El. Il détaille les principaux organes de traitement du signal pour une stratégie CIS.

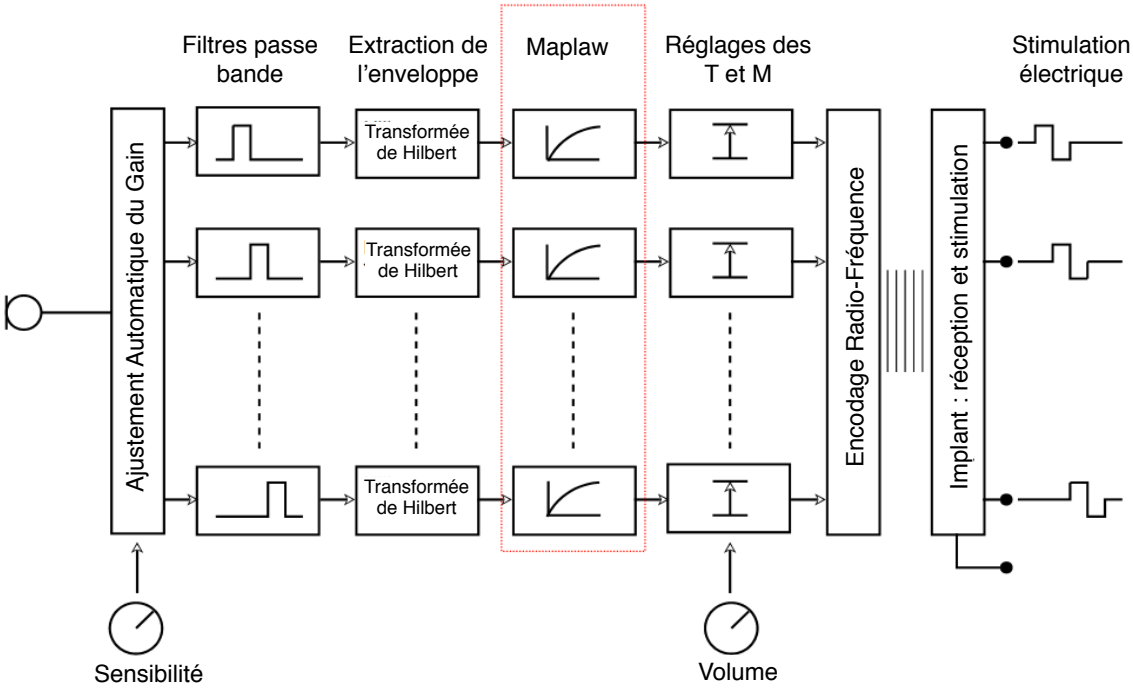


Figure 2.10 : Stratégie de codage CIS (données Med-El): schéma bloc [30]
Le signal entre par la gauche dans le microphone. Il traduit le signal acoustique en un signal électrique. L'AGC (Contrôle Automatique du Gain) adapte la dynamique d'entrée à celle de la parole. Les filtres passe bande découpe le signal en fréquence. La transformée de Hilbert extrait l'enveloppe du signal sur chaque bande de fréquence. La compression de sortie (Maplaw) est appliqué au signal. Elle est la même pour tous les canaux. Le signal est ensuite «mappé» dans la dynamique électrique, c'est à dire entre le seuil (T) et le niveau le plus confortable (M). Le signal est ensuite encodé en radio fréquence et transmis à l'implant. Le récepteur déchiffre le signal et le transforme en impulsions électriques qui sont ensuite transmises aux électrodes.

Cette stratégie CIS ou «échantillonnage continu entrelacé» est couplé à une cadence élevée : jusque 50 700 pps répartis sur l'ensemble des 12 électrodes. La vitesse sur chaque canal diminue avec l'augmentation des seuils et donc de la durée. On obtient une stimulation égale à environ 1500 pps sur chaque canal pour des seuils réglés à des niveaux standards.

On remarque en effet sur la figure 2.11 que plus le nombre d'impulsions à la seconde est élevé, meilleure est la résolution temporelle.

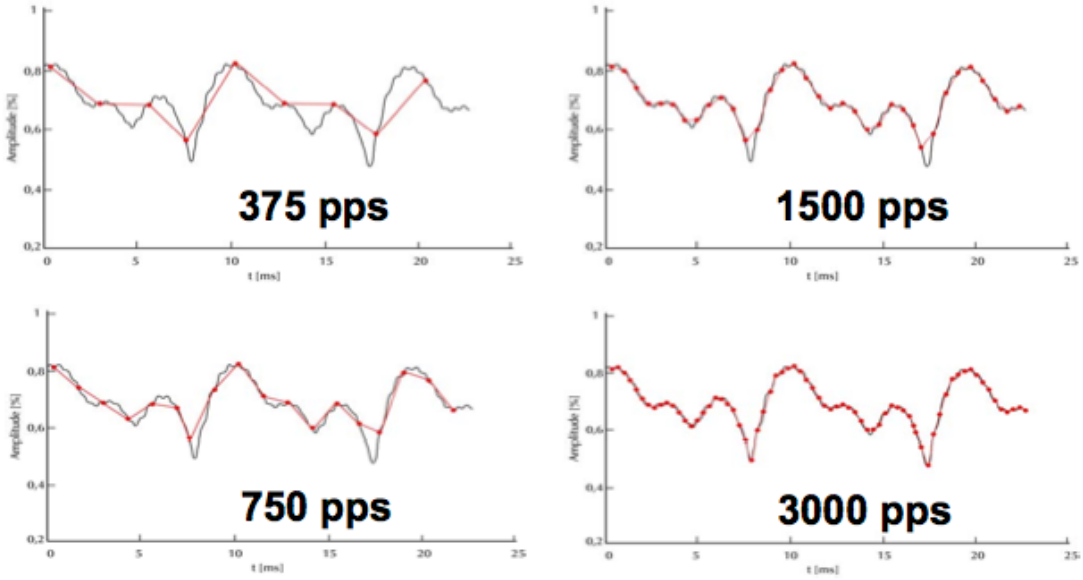


Figure 2.11 : Représentation temporelle d'un signal provenant d'un canal d'un IC Med El (données Med-El) [30]
Amplitude en pourcentage en fonction du temps en ms
La courbe noire représente le signal avec une très grande résolution
Les courbes rouges représentent le signal avec une certaine résolution indiqué en dessous.

Le signal sonore traité à travers une stratégie de codage dite temporelle a une deuxième propriété importante : sa structure fine. Les nouveaux IC Med El sont dotés du système FSP (Fine structure Processing) qui permet pour la première fois de coder la structure fine. Le principe est reporté sur la figure 2.12. Le signal (1) est celui se trouvant à la sortie d'un filtre passe-bande, son enveloppe est représentée en pointillé. La stratégie CIS+ va coder l'enveloppe du signal en envoyant une trame d'impulsion importante, prenant la forme de l'enveloppe temporelle comme nous le montre la représentation (2). La stimulation CSSS (codage du son avec sa structure fine) prend en compte en plus la structure fine (3). A chaque passage du signal d'une valeur positive à négative, l'IC envoie une suite d'impulsions qui prennent la forme de l'enveloppe temporelle. Ainsi la structure temporelle du signal est reconstituée avec ses deux principaux paramètres qui sont l'enveloppe et la structure fine. Il est à noter que ce codage n'existe que dans les canaux apicaux (fréquences graves). Le codage de la structure fine demande une vitesse élevée de stimulation. Plus les seuils de confort sont élevés, plus les durées de stimulation seront importantes et plus l'implant stimulera lentement et ne pourra donc coder la structure fine.

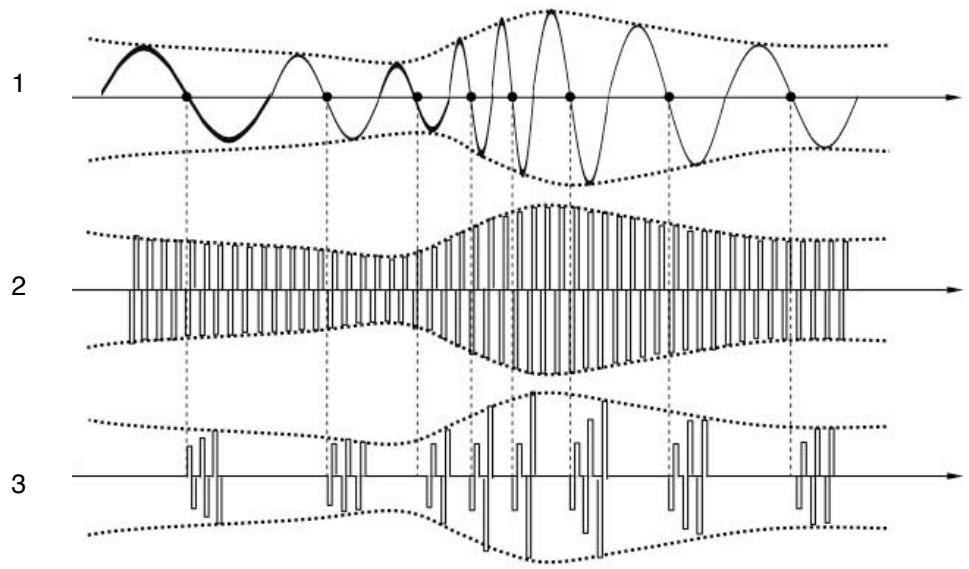


Figure 2.12 : Codage CIS+ et CISSS dans les IC Med El (données Med-El) [30]
la représentation 1 montre l'amplitude d'un signal en sorti d'un filtre passe-bande en fonction du temps. Son enveloppe est représentée par les lignes en pointillé.
La représentation temporelle 2 représente le signal (1) codé à travers la stratégie CIS+. Les pulsation sont constantes et prennent la forme en amplitude de l'enveloppe temporelle.
La représentation 3 schématise le codage du signal (1) codé à l'aide de la stratégie CISSS. Celle ci envoie une série d'impulsions seulement lorsque le signal d'origine passe de positif à négatif.

Cette stratégie de codage comprend un mode stimulation séquentiel, c'est à dire que les électrodes sont stimulées les unes après les autres. En effet, on sait que le courant électrique engendré par une impulsion se fait entre l'électrode stimulée et l'électrode de référence, la stimulation séquentielle permet donc d'éviter les interactions (par exemple, si un ensemble d'électrodes étaient stimulées sur un même site).

Le signal le plus généralement utilisé est un signal carré biphasique (impulsion positive puis négative). Les impulsions utilisées sont biphasiques afin d'éviter une polarisation des tissus biologiques et des électrodes. En plus d'entraîner une destruction des tissus, la polarisation des électrodes augmente la résistance inter électrodes et rend la stimulation difficile.

Un autre type de signal utilisé est triphasique (Phase positive, puis négative, puis à nouveau positive). Leurs caractéristiques sont relativement proches.

c. Principaux réglages

À la suite de l'implantation cochléaire, le processeur vocal externe doit être programmé par le régleur pour le destinataire maintenant implanté. La principale tâche dans la programmation du processeur vocal d'un implant cochléaire est le réglage de la dynamique électrique (en sortie) pour chacune des électrodes.

En effet, la programmation a pour but d'assurer une perception auditive confortable pour une gamme de niveau d'entrée donnée et d'optimiser l'information délivrée par l'implant par rapport aux capacités électro-physiologiques des voies auditives du patient. Il s'agit généralement d'effectuer les mesures psychophysique du seuils (T) et du niveau le plus confortable (M) par une stimulation électrique à travers chacune des électrodes. Cela est nécessaire car les limites de cette dynamique varient, non seulement d'un porteur d'IC à un autre, mais aussi d'une électrode à une autre chez un même sujet. La raison de cette importante variabilité dans les réponses est présumée être une combinaison de facteurs locaux : la survie neurale, l'âge de la surdité, la position des électrodes est probablement le plus important des paramètres.

Pour la recherche des «T» (seuil) ou «intensité la plus élevée possible qui ne provoque pas de sensation auditive», on utilise généralement une méthode ascendante rapide puis une méthode descendante plus lente. C'est à dire que l'on recherche une intensité qui provoque une réaction en augmentant progressivement l'intensité des trains d'ondes par pas importants. Une fois que le patient indique percevoir le signal, on diminue par pas plus faibles afin de trouver le seuil de façon plus précise. Cette recherche est difficile car la sensation provoquée est très faible et le patient peut avoir l'impression d'entendre quelque chose alors qu'il n'en est rien. Cette opération se réalise canal par canal. Une fois ces réglages de base définis, le processeur vocal est programmé pour transmettre les signaux spécifiés aux électrodes implantées.

Pour la recherche des «M» ou «intensité la plus élevée possible qui ne provoque pas d'inconfort», on réalise une méthode ascendante. Ces seuils permettent de ne pas atteindre des intensités désagréables. Le sujet signal au régleur que l'intensité du stimulus devient trop importante.

En principe, on commence au canal médian puis on va vers les canaux qui codent les sons aigus et enfin on termine par les canaux qui codent les signaux les plus graves.

En outre, comparée à la gamme de la dynamique acoustique d'une personne normo-entendante, la gamme de dynamique électrique d'un porteur d'implant est bien plus petite. Il est donc important, en théorie, de s'assurer que la gamme de dynamique d'entrée soit alignée de la meilleure façon sur la gamme de dynamique électrique.

d. Compression, Maplaw 500 et Maplaw 1000

La gestion du son se fait en deux étapes (figure 2.13). Comme nous l'avons vu précédemment, une première compression d'entrée filtre le signal d'entrée pour supprimer la composante du bruit de fond. Une deuxième compression, appelée Maplaw, adapte la dynamique acoustique à la dynamique électrique.

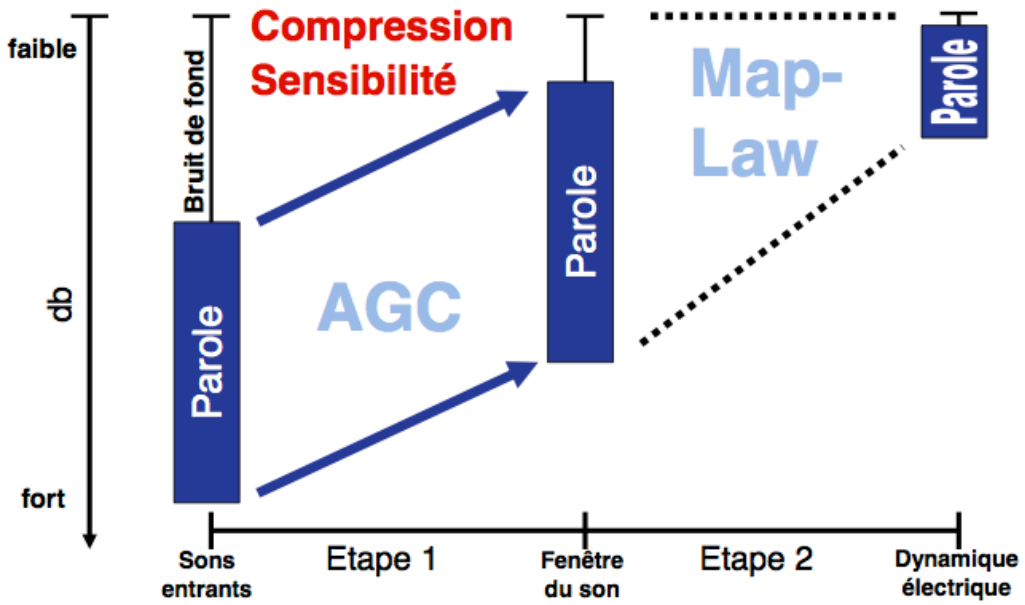


Figure 2.13 : Schéma de la gestion du son par le processeur opus II [30]
L'AGC ne comprime pas le signal, il adapte seulement la fenêtre d'entrée à la parole. Le Maplaw adapte cette fenêtre de son acoustique à une fenêtre électrique.

La forme du Maplaw peut être différente. Deux formes sont principalement utilisée. La figure 2.15 représente une sigmoïde. La figure 2.14 représente une courbe logarithmique ; c'est sur cette dernière que porte ce mémoire. Les limites inférieures et supérieures représentées par les lignes horizontales rouge sont respectivement le seuil électrique T et le seuil d'inconfort M.

Figure 2.14 : Fonction Maplaw Logarithmique (données Med-El) [30]

Figure 2.15 : Fonction Maplaw sigmoïde (Données Med-El) [30]

La fonction Maplaw logarithmique prend différentes formes, elle est régie par la fonction suivante :

$$y = \frac{\ln(1 + cx)}{\ln(1 + c)}$$

Le coefficient «c» est modifiable dans le logiciel de réglage. Ce paramètre définit notamment la pente de l'expansion de la partie initiale du Maplaw. Dans cette fonction, «y» est la sortie du Maplaw (proportionnellement à la dynamique électrique), «ln» est la fonction logarithme népérien, «c» est le facteur de compression et «x» est l'entrée du Maplaw (proportionnellement à la dynamique acoustique).

Cette courbe est linéaire lorsque «c» a pour valeur 0. Dans notre étude, et dans le majorité des cas, «c» a pour valeur 500 ou 1000.

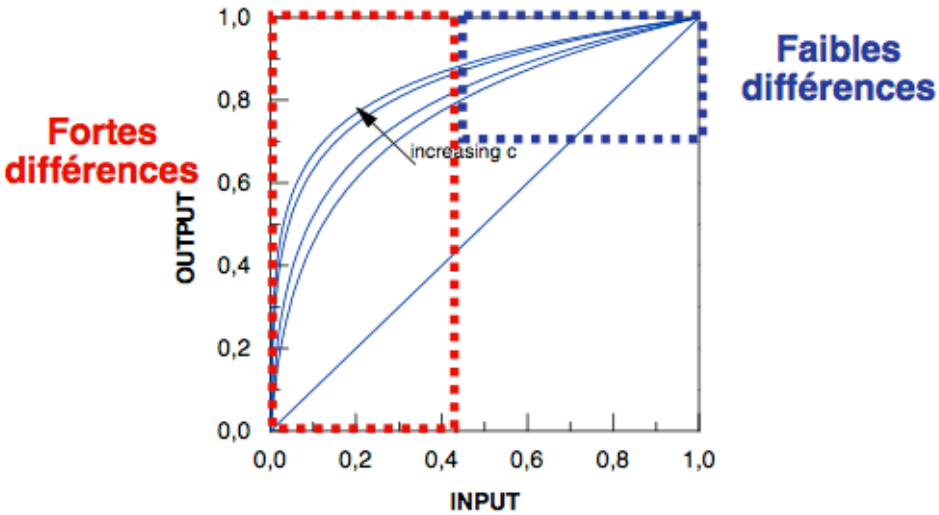


Figure 2.16 : Maplaw de coefficient «c» différents (Données Med-El) [30]
Ce graphique représente la sortie du Maplaw (proportionnellement au niveau électrique) en fonction l'entrée (proportionnellement au niveau acoustique)
On remarque que la différence la plus importante se fait ressentir pour des faibles niveaux d'entrées

Théoriquement, lors des études cliniques et physiques qui suivent, nous devrions obtenir une différence entre les Maplaw 500 et 1000 se situant dans les sons faibles et moyens.

III. Etude physique des signaux en sortie de l'implant

Avant d'aborder l'étude clinique de comparaison des différents Maplaw, nous allons nous intéresser aux signaux sortant de l'implant.

Notre étude a pour objectif de rechercher s'il existe une modification des enveloppes temporelles selon le réglage du Maplaw. En effet, nous avons vu dans les chapitres précédents que les informations véhiculées par les enveloppes temporelles sont primordiales dans la perception de la parole.

1. Méthodes

Dans cette partie, nous détaillons tout le protocole d'étude. Ainsi nous verrons quelle programmation nous avons choisi, les équipements et l'environnement dans lequel se sont passés les tests, les stimuli utilisés et la façon dont les signaux ont été acquis et traités.

a. Programmation de l'implant

La société Mel-El, à travers l'hôpital central de Nancy, a mis à notre disposition un processeur vocal OPUS II. C'est le processeur de dernière génération de la société, qui a déjà fait ses preuves.

L'implant a été programmé au sein du service ORL de l'hôpital centrale de Nancy. La programmation comprend deux mêmes maps, seul le Maplaw est changé : 500 pour le premier programme, 1000 pour le second. Dans la suite de ce mémoire, nous noterons P1 comme le programme au Maplaw 500 et P2 comme le programme au Maplaw 1000. La compression d'entrée (AGC) a été réglée par défaut à 3:1, avec une sensibilité de 50% ; de même que la répartition fréquentielle qui a été choisie par défaut (les valeurs centrales et de coupures se trouvent en annexe 2). Dans un souci de comparaison, le réglage des T et des M est le même sur tous les canaux. Dans un premier temps les T furent réglés à 100 cu (unité de courant). En effet, nous avons remarqué que la moyenne des T portés se trouvaient autour de cette valeur. Or lorsque nous avons commencé les mesures, nous nous sommes rendus compte que malgré l'absence de stimulus, l'implant délivrait un message électrique à travers les électrodes. Nous avons décidé de régler les T au minimum dans le but de limiter toutes stimulations superflues. Malgré ce dernier réglage, nous avons remarqué que l'IC envoie un flux constant de pulsations de faibles amplitudes.

Afin d'avoir une meilleure lisibilité des courbes (grâce à une dynamique plus importante), nous avons gardé le réglage des T à «0». : la valeur la plus petite programmable est de 7,7 cu. Les M ont étés réglés à 825 cu. La map se trouve en annexe 1. Le canal 1 bénéficie du traitement CSSS(traitement de la structure fine). L'implant est cadencé à 820pps.

b. Equipement et environnement

Le but de ce test est d'envoyer un stimulus connu à un système Opus II de Med-El et d'en recueillir les informations sur chacune des électrodes. Pour ce faire, nous avons utilisé un premier ordinateur gérant l'envoi du stimulus sonore, généré à travers un fichier audio encodé en WMA (Windows Media Audio) à un débit de 321kbits/s. L'émission du stimulus se fait à travers une carte son ECHO Audiofire8 pilotée par une table de mixage (audiofire8 console) et des moniteurs (enceintes alimentées) de type Klein&Hummel O110, situés à 1m de l'IC à un angle de 30° face à ce dernier.

L'IC est fixé sur un trépied et dirigé face aux enceintes, l'antenne du processeur vocal est posée sur une interface qui stimule un implant de type C40+. On récupère le signal en sortie grâce à une prise BNC et un adaptateur jack 3,5mm, un sélecteur permet de sélectionner l'électrode que l'on souhaite mesurer (figure 3.1). L'ensemble est relié à un second ordinateur qui permet l'acquisition du signal à travers sa carte son intégrée. L'enregistrement se fait à l'aide du logiciel «magnétophone» sous windows au format wave, la numérisation se fait en stéréo sur 16bits et échantillonné à 44100Hz.

Le fichier wave est traité à travers un programme écrit sous Matlab9b pour le besoin de l'étude, il permet l'extraction des courbes enveloppes du signal et leurs comparaisons. Un premier filtre passe haut (fréquence de coupure fc=50Hz) annule toutes les composantes continues. Une transformée de Hilbert est appliquée au signal afin d'en extraire l'enveloppe temporelle. Un filtre passe bas (fc=50Hz) est appliqué, cela permet de n'obtenir que les basses fluctuations, en d'autre terme cela lisse la courbe. Les mesures sont réalisées dans une salle de la faculté de pharmacie de Nancy, traitée acoustiquement. Le bruit de fond moyen est de 30dBA.

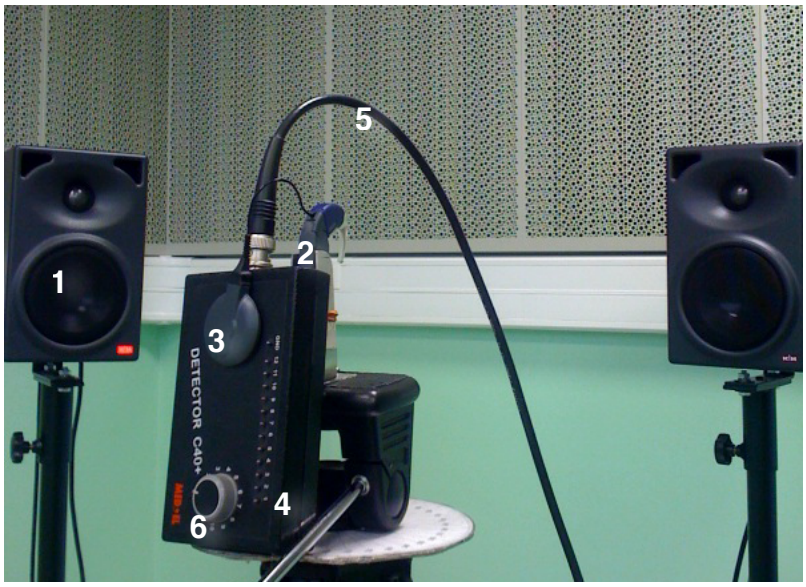


Figure 3.1 : Disposition du matériel pour les mesures physiques en sortie d'IC
En 1, un moniteur permet l'émission d'un stimulus sonore. En 2 le processeur vocal Med-El opus II dont l'antenne (3) est posé sur l'interface de mesure (4). Un câble (5) relie l'interface au système d'acquisition. Le commutateur 6 permet de sélectionner l'électrode à mesurer.

c. Signaux

Les signaux utilisés sont vocaux : il s'agit de trisyllabes identiques, également utilisées lors de l'étude clinique.

Nous avons choisi deux tri-syllabes parmi les listes de Frank LEFEVRE : [mimimi] et [lululu]. Cela nous permet d'avoir un moyen de comparaison entre deux syllabes différentes ayant tout de même des caractéristiques spectrales proches. En effet, en effectuant une analyse spectrale, nous avons pu constater que ces syllabes avaient leurs formants (tableau 3.1, spectrogramme en Annexe 3 p5) dans les même bandes de fréquences de l'IC (Annexe 2 p4).

	Formants (Hz)								
[mimimi]	192	291	387	487	574	791		1560	
[lululu]	192	291	387	487	574	791	945	1560	3251
Canaux IC	**C1**	**C2**	**C3**	**C3**	**C4**	**C5**	**C5**	**C7**	**C9**

Tableau 3.1 : Tableau représentant les formants des tri-syllabes [mimimi] et [lululu] d'après le spectrogramme en annexe 3. La dernière ligne nous donne les canaux de l'IC sur lesquels les formants seront «reproduits».

Nous avons choisi d'étudier les canaux sur lesquels l'énergie est importante, c'est à dire les canaux se trouvant sur une zone formantique. Nous remarquons que les canaux communs sont C1, C2, C3, C4 et C7. Afin de limiter le nombre de mesures et pour une meilleure lisibilité et comparaison des courbes, nous ne choisirons que trois canaux à étudier : un canal basal, un canal medium et un canal apical, soit : C1, C3 et C7. Cela permet de couvrir une grande partie de la région cochléaire.

Dans le but de comparer les signaux en sortie de l'implant et les signaux envoyés, nous avons filtré les tri-syllabes du fichier wave avec des filtres passe bande ayant les mêmes caractéristique que ceux de l'implant (figure 3.2 et 3.3 ci-après, les caractéristiques des filtres de l'IC se trouvent en annexe 2 p4). On remarque que plus on monte en fréquence, moins l'amplitude est importante.

Les tests ont étés effectués à différents niveaux d'intensité. En effet, nous avons vu dans les parties précédentes que la compression de sortie était sensible à l'intensité en entrée. Nous avons choisi un niveau faible, moyen et fort. Lors de nos premiers galops d'essais, nous nous sommes rendu compte que le signal était trop bruité (peu d'émergence du signal) lors des faibles niveau de stimulation (42dB), ceci étant due à la stimulation continue de l'électrode (malgré un bruit de fond extrêmement faible). Nous avons donc choisi un niveau faible plus important à 55dBA, un niveau moyen à 65dBA et un niveau fort à 75dBA.

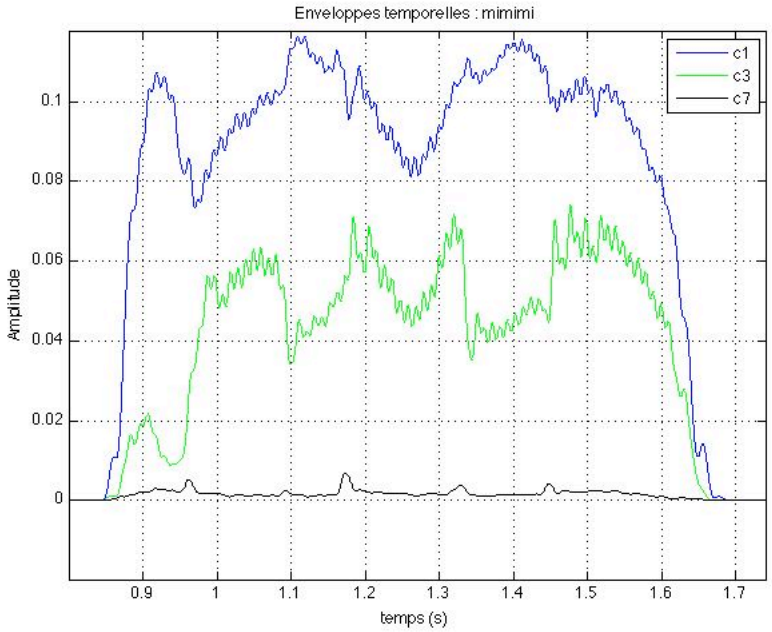


Figure : 3.2 : Représentation de la courbe envellope de la tri-syllabe [mimimi] filtré sur la bande de fréquence propre au canal 1 (C1), du canal 3 (C3) et du canal 7 (C7).

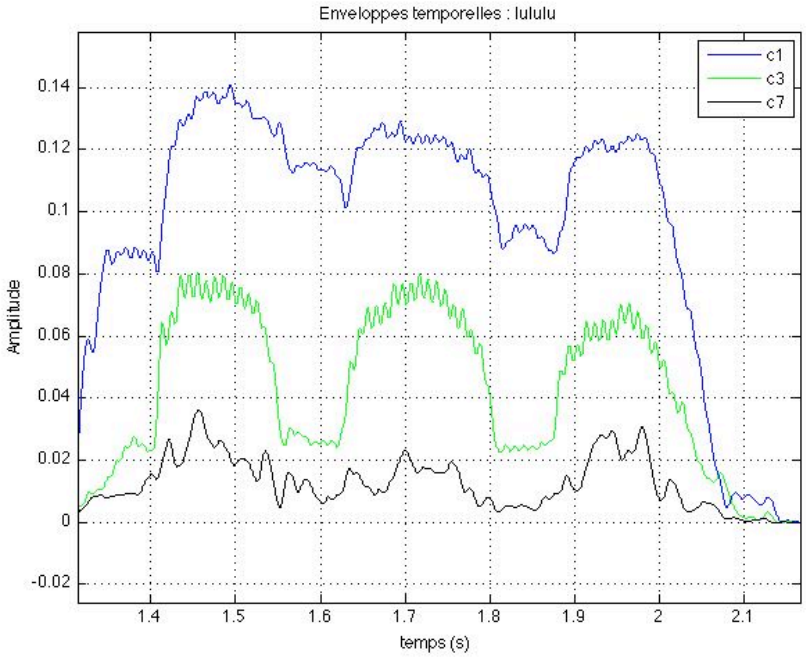


Figure : 3.3 : Représentation de la courbe enveloppe de la tri-syllabe [lululu] filtré sur la bande de fréquence propre au canal 1 (C1), du canal 3 (C3) et du canal 7 (C7).

2. Résultats

La première partie concerne les signaux vocaux envoyés dans le silence, la seconde partie concerne les signaux sonores envoyés dans le bruit. Le niveau de pression acoustique est mesuré au niveau du microphone de l'IC à chaque changement de tri-syllabe et/ou de niveau sonore à l'aide d'un sonomètre de type TES-1353. Le programme est sélectionné grâce à la télécommande FineTuner de l'implant, le canal est choisi sur le commutateur de l'interface.

a. Signaux vocaux dans le silence

Dans cette partie, un seul moniteur est utilisé. Les mesures ont étés faites suivant le schéma 3.4 :

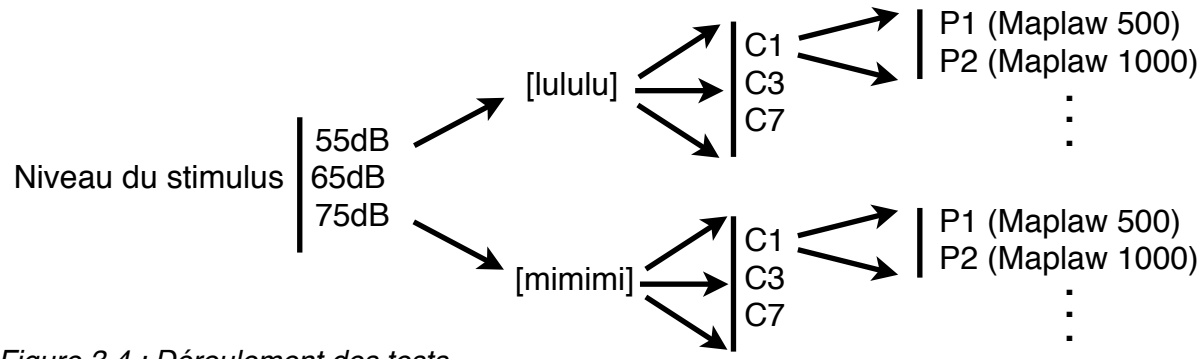


Figure 3.4 : Déroulement des tests.
Par exemple, nous avons commencé au niveau 55dB pour la tri-syllabe [lululu], trisyllabe testée sur les 3 canaux C1, C3 et C7 en testant pour chacun d'eux P1 (Maplaw 500) et P2 (Maplaw 1000), etc.

Un exemple de signal mesuré est repris sur la figure 3.5. On peut y voir le signal brut mesuré en sortie de l'IC en bleu et en rouge la courbe enveloppe calculée avec le logiciel Matlab sur la base du signal bleu. On remarque une émergence du signal lors de la prononciation de la tri-syllabe (entre 2,5 et 3,25s). Malgré l'absence de stimulation (avant et après la stimulation), on remarque que le signal en sortie de l'implant est toujours présent et relativement important. C'est pourquoi nous avions changé de programmation (T passés à «0»). Malgré cela, on remarque un signal continu en sorti de l'IC.

La figure 3.6 reprend les courbes enveloppes des signaux enregistrés à travers les programmes P1 et P2. Pour ces comparaisons, les signaux sont décalés sur l'axe des abscisses afin qu'ils soient superposés, sans être déformés en amplitude.

Toutes le comparaisons sont présentes en annexe. La légende a été faite automatiquement. Voici ses abréviations :

- env : enveloppe
- lululu ou mimimi : tri-syllabe utilisée
- C1, C3, C7 : canal sur lequel le signal est visualisé
- P1, P2 : programme sur lequel l'IC est réglé (respectivement Maplaw 500 et 1000)
- 55, 65, 75dB : niveau de pression acoustique du stimulus en dB SPL

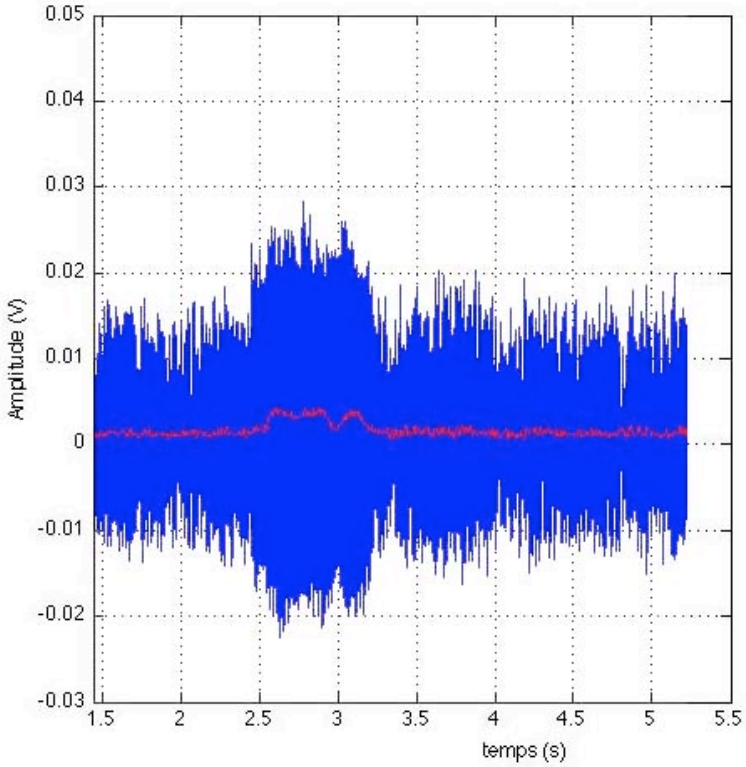


Figure 3.5 : Représentation temporelle du signal [lululu] sur le canal 1 et le programme P1 pour un signal d'entré de 65dB. En abscisse le temps en seconde, en ordonnée l'amplitude du signal (ici en volt)
Le tracé en bleu représente le signal brut mesuré, le tracé rouge représente l'enveloppe du signal calculé via matlab sur la base du signal brut.

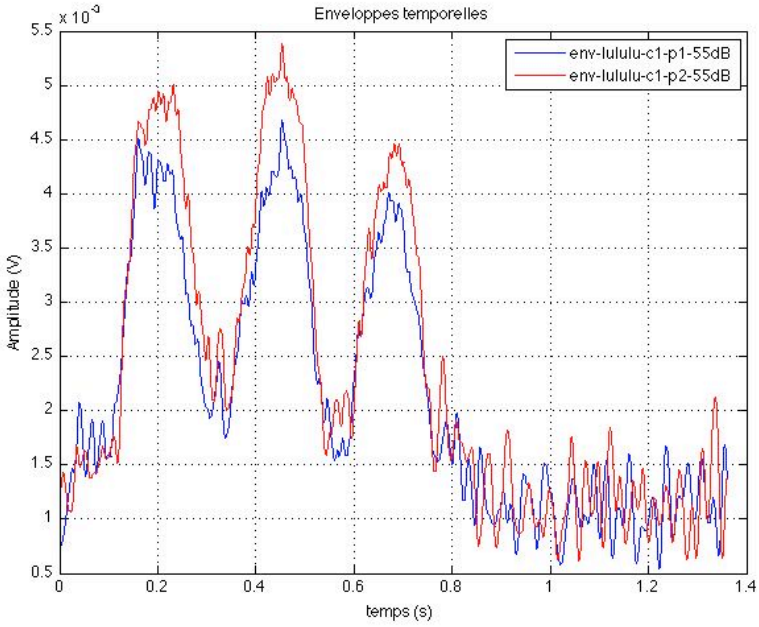


Figure 3.6 : Représentation de deux enveloppes temporelles calculées sur la base d'un premier signal obtenu avec le Maplaw 500 (p1 : bleu) et d'un second signal obtenu avec le Maplaw 1000 (p2 : rouge) pour un niveau d'entré de 55dB avec la tri-syllabe [lululu]

En annexe 4 à 9 p6-11, on peut voir sur chaque figure la représentation temporelle du Maplaw 500 et du Maplaw 100 en fonction des paramètres d'entrée, à savoir la tri-syllabe, le niveau de pression acoustique et le canal. Ces représentations permettent de comparer directement les Maplaw.

En annexe 10 à 14 p12-16, nous avons comparé sur une même représentation les trois canaux testés pour une tri-syllabe et un niveau de pression acoustique donné. Ce type de représentation nous permettra de mieux comparer les signaux en entrée et en sortie de l'implant, et de mieux apprécier l'amplification et la compression du Maplaw.

b. Signaux vocaux dans le bruit

Pour cette partie des tests, nous avons utilisé deux moniteurs placés en face de l'IC, l'un servant à envoyer le signal, l'autre le bruit. Nous avons choisis pour des raison de simplification, de ne tester qu'une seule tri-syllabe à un niveau donné. Le rapport signal sur bruit (RSB) varie de +10 à 0dB par pas de 5dB.

La tri-syllabe est [lululu] : elle est envoyée à un niveau fixe de 55dB, le bruit varie de 45dB à 55dB par pas de 5dB.

Les annexes 15 à 17 p17-19 reprennent les courbes enveloppes obtenues en analysant les signaux en sortie de l'implant en comparant sur une même figure les Maplaw 500 (bleu) et 1000 (rouge), chaque page reprend un RSB différent (ou +10dB ou +5dB ou 0dB), chaque graphique correspond à un canal (ou C1 ou C3 ou C7).

L'annexe 18 p20 reprend sur un même graphique les enveloppes obtenues avec les différents RSB pour un programme et un canal donné. Les graphiques représentent chacun des canaux C1, C3 et C7 pour le Maplaw 500. Sur chaque graphique, est reprise la courbe de la trisyllabe [lululu], avec différents rapports signal sur bruit, c'est à dire +10dB, +5dB et 0dB, et dans le silence.

3. Discussion

Après avoir analysé toutes les courbes, nous allons analyser les résultats et discuter des conclusions en rapport avec la problématique de ce mémoire. Nous allons ainsi comparer la théorie du traitement du signal Med-El à la pratique. Dans un premier temps nous allons nous attacher aux premières observations que nous avons pu faire lors des tests. Nous discuterons ensuite des courbes obtenues dans le silence puis des courbes obtenues dans le bruit.

a. Premières observations

Nous l'avons dit précédemment : nous avons observé une stimulation continue par le processeur malgré l'absence de tout stimulus (figure 3.7). Nous avons décidé d'utiliser un oscilloscope pour afficher la sortie de l'implant. Nous obtenons le même résultat.

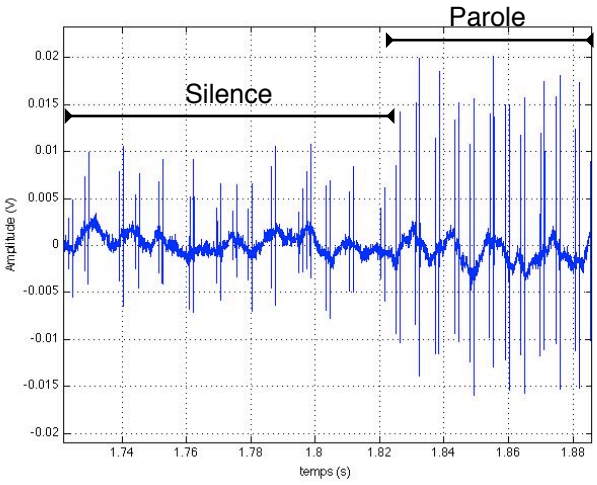


Figure 3.7 : Signal mesuré sur C1 dans le silence puis avec de la parole. Amplitude en Volt en fonction du temps en seconde

En zoomant sur les courbes mesurées directement à la sortie de l'IC sans effectuer de traitement, nous arrivons à distinguer de façon très précise les pulsations créées par l'implant. Nous avons vu dans le fonctionnement de l'implant que la structure fine pouvait être codée sur les électrodes basales (BF, en d'autres termes C1, C2, ...).

Or sur le réglage de l'implant, le canal 1 est programmé en CSSS, c'est à dire que la structure fine y est codée. On remarque en effet sur la figure 3.8 que l'implant envoie une trame d'impulsions à la suite, et de façon «aléatoire» ; il délivre une impulsion lorsque le signal perçu passe par «0», la fréquence des impulsions n'est donc pas fixée. On remarque que le nombre d'impulsions par trame diffère, ici on peut constater des trames de 2 et 4 impulsions. L'amplitude des impulsions augmente en fonction du temps pour former avec la dernière impulsion, on le suppose, la courbe d'enveloppe du signal.

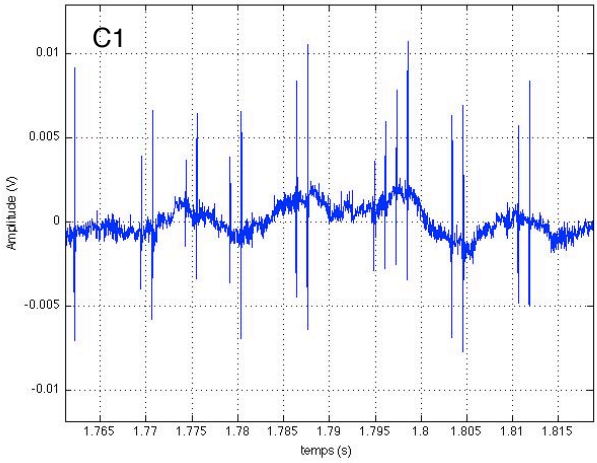


Figure 3.8 : Signal recueilli sur C1. On y remarque le codage CSS : trame d'impulsions dont la fréquence est fonction de la structure fine du signal entrant.

La figure 3.9 regroupe les impulsions mesurées sur C3 et C7. On remarque que, contrairement au canal 1, les impulsions sont délivrées de façon périodique. La période «T» a été calculée à travers, cela nous donne une fréquence de 833Hz environ. Si l'on se rapporte au réglage de l'IC dans les pages précédentes, on remarque que le logiciel de programmation nous donne une valeur de 820pps. Cela correspond, aux erreurs de mesure près, à la vitesse de stimulation calculée.

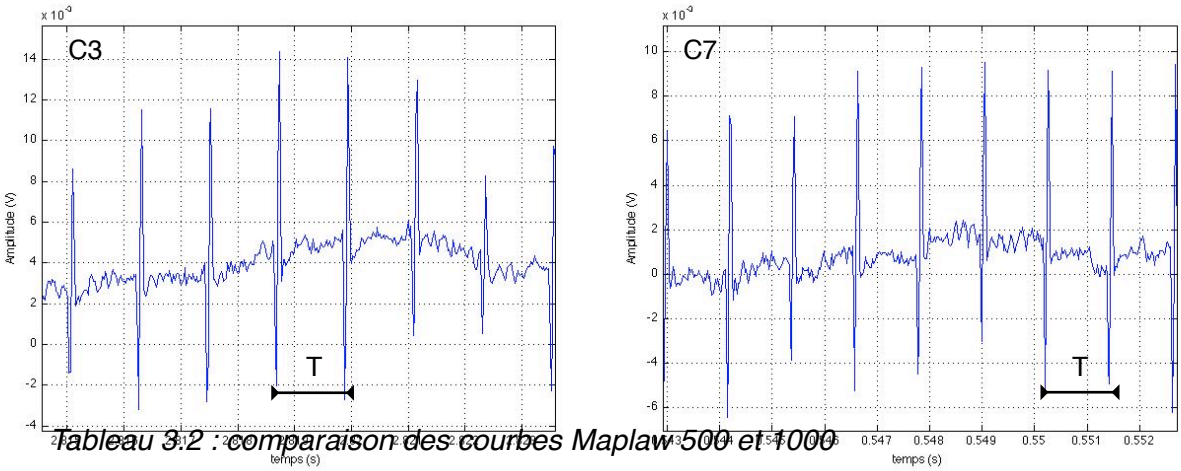


Tableau 3.2 : comparaison des courbes Maplaw 500 et 1000

Figure 3.9 : Signal mesuré sur C3 et C7. On remarque que le rythme des pulsations est fixe. Nous avons calculé la fréquence des impulsions en fonction de la période (notée T sur les courbes). A l'aide du logiciel nous trouvons une fréquence d'environ 833Hz, très proche de la valeur donnée par le logiciel de programmation de Med-El : 820pps.

b. Signaux vocaux dans le silence

La première observation que nous pouvons faire est que les courbes sont extrêmement reproductibles, d'un programme à un autre mais d'un canal à un autre également, pour une même tri-syllabe. Plus le niveau est important et moins le signal est «bruité».

Nous avons vu que théoriquement, la différence entre les Maplaw 500 et 1000 se faisait surtout ressentir pour les niveaux d'intensité moyenne. On remarque que les courbes du Maplaw 1000 se trouvent systématiquement au-dessus des courbes du Maplaw 500 pour les niveaux faibles et moyens, en d'autres termes, le Maplaw 1000 admet une plus grande dynamique pour ces niveaux. A 75dB, la tendance s'inverse , le Maplaw 500 passe au-dessus du Maplaw 1000 sur le canal 7. Et ceci est valable pour les 2 tri-syllabes, de façon rigoureusement identique.

La comparaison des Maplaw est reprise dans le tableau ci-dessous. Un «+» signifie que la courbe en Maplaw 1000 est au dessus de la courbe du Maplaw 500, deux «+» signifient qu'elle se trouve bien au dessus, et vice versa avec le signe «-». Le signe «=» signifie que les deux courbes se superposent.

	Canal 1	Canal 3	Canal 7
[lululu] à 55dB	++	+	+
[mimimi] à 55dB	+	+	++
[lululu] à 65dB	++	++	+
[mimimi] à 65dB	=	=	-
[lululu] à 75dB	=	-	--
[mimimi] à 75dB	+	=	--

Ce tableau montre plus clairement l'influence du Maplaw sur les signaux physiques. On note qu'à 55dB le Maplaw 1000 augmente systématiquement l'amplitude et les contrastes d'enveloppe temporelle. A 65dB, le Maplaw 1000 augmente les contrastes de la trisyllabe «lu» alors qu'il ne montre pas de meilleur effets avec la trisyllabe «mi» sur C1 et C3, voire des contrastes plus faibles en C7 par rapport au Maplaw 500. A 75dB le Maplaw 1000 a plutôt tendance à minorer l'amplitude des signaux.

Lorsqu'aucune différence n'est notable (lorsque les courbes sont accolées les unes aux autres), cela signifie que le niveau est trop faible ou trop fort pour faire apparaître une différence entre les deux programmations. Il faut se rapporter aux figures 3.2 et 3.3 de la page 50 pour se rendre compte de la proportion qu'il existe entre chacun des canaux. Plus les canaux sont apicaux, moins l'intensité y est importante. Prenons l'exemple de l'annexe 4 p6, représentant les courbes du Maplaw 500 et 1000 pour la tri-syllabe [lululu] à 55dB sur C1, C3 et C7. Le canal 1 montre une dynamique plus importante pour le Maplaw 1000, les canaux 3 et 7 ne montrent aucune différence. En effet, l'énergie de la tri-syllabe est plus importante sur la bande de fréquence du canal 1 que sur les autres (figure 3.3).

Les annexes 10 à 14 p12-16 comparent chacun des canaux pour un même stimulus. On remarque que le canal 3 admet une dynamique plus importante que le canal 1. Ceci va à l'encontre de la théorie sur l'énergie présente sur chaque bande de fréquence. La réponse se situe sûrement au niveau de la programmation. Tous les canaux délivrent une même dynamique et ce en suivant une même courbe de fonction entrée-sortie. Le seul paramètre intrinsèque qui diffère des canaux est le codage CSSS : seul le canal 1 code la structure fine. On remarque cependant que les canaux 3 et 7 répondent à cette logique : C7 reste presque toujours en dessous de C3.

Du point de vue de la dynamique, on remarque que chaque pic en entrée est extrêmement amplifié et que les signaux sont fortement comprimés. Il suffit de comparer les annexes 10 à 14 p12-16 aux figures 3.2 et 3.3. Le signal d'entrée [lululu] admet un rapport de 5 entre C1 et C7, soit une différence de 15dB. Ceci est valable pour la tri-syllabe [mimimi] où il existe un rapport de 50 entre C7 et C1, soit une différence de 30dB. A la sortie de l'IC nous calculons une différence de 3dB maximum, d'un canal à un autre pour un même stimulus (annexes 10 à 14 p12-16). La dynamique électrique de sortie calculée pour un niveau d'entrée important (dynamique de sortie la plus large) est de 30dB pour une dynamique d'entrée de 60dB.

Tableau 3.3 : comparaison des courbes Maplaw 500 et 1000 dans le bruit

c. Signaux vocaux dans le bruit

Pour les stimuli vocaux envoyés dans le bruit, nous remarquons également que les signaux sont très semblables les uns aux autres, d'un programme à l'autre et d'un canal à l'autre. Contrairement aux signaux dans le silence, les signaux dans le bruit sont beaucoup plus «bruités».

D'un test à un autre, les signaux sont rigoureusement identiques, lors de la comparaison des Maplaw 500 et 1000 les courbes se chevauchent sans montrer de différence (annexes 15, 16 et 17 p17-19).

L'annexe 18 p20 rapporte sur un même graphique les courbes pour différents RSB et dans le silence pour le Maplaw 500 ; chaque graphique représente un canal. La différence est flagrante : plus le bruit est important (donc un RSB désavantageux) et plus l'émergence du signal est faible. Dans le silence nous avons une dynamique de 15dB, pour un RSB égale à 0dB, nous calculons une dynamique de 5dB environ.

Le tableau ci-dessous reprend de la même façon que la partie précédente, les différence entre les courbes des Maplaw 500 et 1000 recueillies. Un «+» signifie que la courbe en Maplaw 1000 est au dessus de la courbe du Maplaw 500, deux «+» signifient qu'elle se trouve bien au dessus, et vis versa avec le signe «-». Le signe «=» signifie que les deux courbes se superposent.

	C1	C3	C7
RSB +10dB	+	++	=
RSB +5dB	-	-	-
RSB 0dB	-	=	=

Le Maplaw 1000 a tendance à augmenter les contrastes pour un rapport signal sur bruit (RSB) de +10dB, à le minorer ou à ne pas le changer pour un RSB de +5db et 0dB.

4. Conclusion

Nous avons étudié une propriété du signal : sa courbe d'enveloppe. Aussi, nous sommes en droit de nous demander si la courbe d'enveloppe mesurée au niveau des électrodes d'un IC est vraiment représentative de la perception auditive du sujet implanté.

Toutefois, ces tests nous ont permis de nous faire une idée des signaux stimulant le nerf auditif. Nous avons pu constater les différents types de stimulation de l'IC Med-El. Nous avons montré une très grande reproductibilité des signaux à travers les électrodes et les programmes. En comparant les signaux en entrée et en sortie, nous avons pu montrer l'effet de la compression de sortie de l'IC : un signal amplifié et extrêmement comprimé. Pour finir, l'ajout de bruit entraîne une diminution de l'émergence du signal, cause directe des problèmes de compréhension dans le bruit des sujets implantés.

Comparé au Maplaw 500, le Maplaw 1000 a tendance à diminuer l'amplitude et le contraste pour la parole forte (75dB).

Le Maplaw 1000 augmente indiscutablement le contraste et l'amplitude de la parole à 55dBA. Remarquons part ailleurs que 55dBA est proche de 60dBSPL, qui est l'intensité moyenne de la parole dans la vie de tous les jours.

Pour avoir des résultats plus complets, l'étude aurait dû porter sur plus de syllabes, et avec en plus des consonnes vocaliques [l] et [m], des consonnes plosives ([t] ; [p] ; [d] ; [b]) et fricatives ([s] ; [f]) par exemple. Les tendances de comportement des Maplaw 500 et 1000 seraient probablement apparues plus nettement.

Cet examen physique s'est montré très révélateur et il ouvre le sujet sur des tests plus approfondis sur l'implant cochléaire et le Maplaw.

IV. Etude clinique en double aveugle Maplaw 500 vs Maplaw 1000

L'étude clinique est la partie la plus révélatrice de ce mémoire. La principale tâche d'un régleur est d'apporter la meilleure intelligibilité avec un confort acceptable. La meilleure façon de se rendre compte de l'efficacité d'un réglage est d'effectuer une étude clinique sur un échantillon de sujets. L'étude est divisée en deux parties : les tests audiométriques effectués au sein de l'hôpital et la remise d'un questionnaire pour l'évaluation des programmes dans la vie de tous les jours.

1. Méthodes

Dans cette partie, nous présentons l'ensemble du protocole de l'étude clinique : quelle programmation, quels équipements ont été choisis et dans quel environnement se sont déroulés les tests, quels stimuli ont été utilisés et de quelle façon les résultats ont été recueillis.

a. Sujets

La population choisie concerne des patients adultes ou adolescents capables d'exprimer leurs ressentis sur les différents réglages, qui sont déjà acclimatés à l'IC et porteurs d'un ou de deux IC Med-El Opus II. Si l'un des implants ne peut être programmé avec les Maplaw il sera déconnecté pendant les tests, tout comme les ACA controlatérales. Nous avons pu effectuer les tests sur 11 patients de l'hôpital Pontchaillou de Rennes.

Patients	Age	Remarques
Jean Louis P.	nc	IC seul, pas d'ACA (appareil de correction auditive) controlatéral
Marc G.	40	ACA controlatérale
Daniel M.	56	ACA controlatérale
Pierrette F.	62	Implantation bilatérale avec des IC Med-El Opus II
Maurice P.	70	ACA controlatérale
Monique G.	nc	pas d'ACA controlatérale
Jean R.	69	ACA controlatérale
Jean Noel Q.	45	ACA controlatérale
Henri B.	62	ACA controlatérale
Yvette L.	78	ACA controlatérale
Nelly S.	48	ACA controlatérale

Tableau 4.1 : Recensement des sujets ayant effectués les tests cliniques

b. Equipement et environnement

Mon maître de stage Monsieur Frank LEFEVRE consacre une partie de son temps au réglage des implants à l'hôpital Pontchaillou de Rennes. C'est dans ce même hôpital, en section ORL, que se sont passés les tests. Le centre implanteur de Pontchaillou travaille essentiellement avec les implants de la marque Neurelec et Med-EL.

Un ordinateur portable sur lequel est installé le logiciel de programmation MAESTRO et une interface de programmation DIB II de Med-El sont utilisés pour les réglages. Les réglages sont effectués dans une pièce réservée à cet effet.

Les tests audiométriques sont effectués dans une cabine insonorisée. L'audiomètre est un AC33 de la marque Interacoustics. Pour notre étude nous n'avons utilisé que la sortie HP en champ libre. Un ordinateur portable relié à l'audiomètre permet de lire les fichiers audio et de les envoyer sous forme de stimuli sonore. La calibration est faite grâce à un sonomètre.

c. Programmation de l'implant

Les tests se font lors du contrôle annuel des IC. Les patients sont informés sur l'étude et son but. Leurs implants sont programmés dans la majorité des cas avec un seul programme. La programmation consiste à reproduire à l'identique du programme principal deux autres programmes avec pour l'un un Maplaw 500, et pour l'autre un Maplaw 1000.

Le programme P1 reste inchangé, il est soit en Maplaw 500 soit en Maplaw 1000. Les programmes P2 et P3 vont être attribués par le régleur d'une programmation en Maplaw 500 ou 1000 de façon aléatoire. Seul le régleur connait la programmation de l'implant, qu'il reporte sur un tableau.(Annexe 19 p21) ; nous réalisons une étude en double aveugle, le testeur et le patient ne doivent pas connaître la programmation de l'IC.

d. Mesures audiométriques tonales

La théorie veut que le seuil et l'inconfort ne varient pas suivant le Maplaw. Nous avons souhaité vérifier si la théorie collait à la pratique.

L'audiométrie tonale liminaire : effectuée en cabine audiométrique avec le matériel hospitalier. L'étude se déroule en champ libre dans le silence absolu. Les fréquences testées sont les suivantes : 125, 250, 500, 1k, 2k, 4k, 8kHz. Le test est effectué avec P2 puis avec P3. Les stimuli sont de type Warble Tone. On recherche le seuil tonal liminaire avec la méthode descendante et le seuil d'inconfort avec la méthode ascendante. Les stimuli et les méthodes audiométriques sont les mêmes que les patients ont l'habitude de passer lors des contrôles. Les audiogrammes sont repris sur une fiche patient (Annexe 20 p22).

e. Mesures audiométriques vocales

L'audiométrie vocale est effectuée dans les mêmes conditions que le test précèdent. La passation des tests se fait en champ libre, avec les listes phonémiques de Monsieur LEFEVRE. Chaque liste est composée de 20 trisyllabes, encore appelées T.S.I (Trois Syllabes Identiques) dont la forme est la suivante : CVCVCV (C:Consonne, V : Voyelle). Les erreurs sont notées sur une fiche de tests propre à chaque patient (Annexe 20 p22). Chaque piste de lecture délivre en continu chacune des listes. La liste est envoyée grâce à un ordinateur portable et le logiciel VLC. Un étalonnage au sonomètre est fait avant chaque série de tests. Ce test évalue la perception seule, sans suppléance mentale ni lecture labiale. Une liste est testée par programme.

Deux audiométries vocales sont effectuées pour chacun des deux programmes : une audiométrie vocale dans le silence et une audiométrie vocale dans le bruit. Pour l'audiométrie vocale dans le silence, le stimulus est envoyé face au sujet à niveau de 60 dBA. Lors l'audiométrie vocale dans le bruit, le «signal» est toujours envoyée à 60dBA face au sujet. Le «bruit» est envoyé derrière le sujet, le niveau de bruit est fonction de ses facultés à comprendre dans le bruit. Une piste test est d'abord envoyée dans le bruit, on change le niveau de bruit de sorte que le sujet se trouve en difficulté, sans pour autant l'assourdir. En général, le RSB se trouve aux alentours de +8dB. Une fois le RSB trouvé, il reste le même durant les tests sur les différents Maplaw.

Les résultats sont représentés sous la forme de diagramme à barres. %PR représente le pourcentage de phonèmes reconnus, %CE le pourcentage de consonnes erronées et %VE le pourcentage de voyelles erronées.

f. Questionnaire

On le sait, les tests en cabine ne reflètent pas la réalité des scènes auditives de la vie de tous les jours. Aussi, nous avons remis au sujets ayant effectués les tests, un questionnaire à remplir qui nous a permis de recueillir leur avis sur les différents réglages (Annexe 21 p23). Ce questionnaire est une version simplifiée du questionnaire APHAB (Abbreviated Profile of Hearing Aid Benefit) -Formulaire A- destiné aux malentendants appareillés (Annexe 22 p27). Il permet de comparer les résultats avec et sans aide auditive dans différentes situations sonores.

Seulement quelques questions ont volontairement étés sélectionnées et adaptées sur les 24 qu'il comprend pour que le questionnaire soit simple mais précis, et que le taux de retour soit satisfaisant.

Trois situations de la vie courante ont étés retenues : conversation dans le calme, dans le bruit et sans lecture labiale. La dernière question a pour but de rassurer le sujet. En effet, nos avons pensé que celui ci ne comprendrait pas pourquoi nous ne lui demandions pas de comparer ses «nouveaux» réglages à son programme habituel. Cette question permet également d'évaluer l'effet placebo.

2. Résultats

Les résultats sont repris en annexes (de 23 à 32 p29-28). Chaque annexe reprend les résultats des examens audiométriques et du questionnaire pour un seul et même patient.

Pour certains sujets, l'audiométrie vocale fut impossible, même dans le silence. Seuls 4 sujets n'ont pas retourné leur questionnaire.

La figure 4.2 montre l'analyse statistique des seuils audiométriques des sujets.

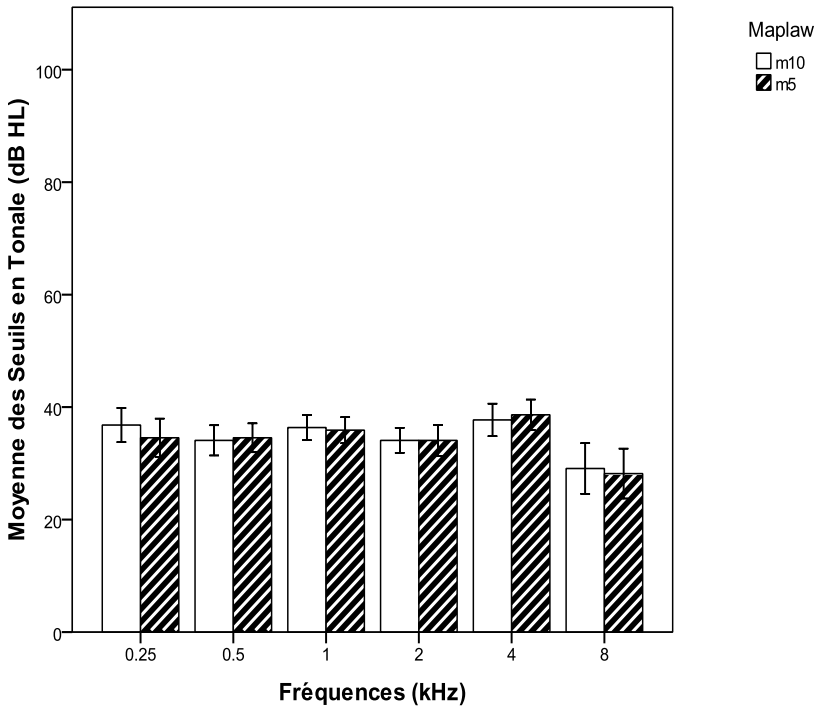


Figure 4.2 : Analyse statistique des seuils audiométriques des 11 sujets
En abscisse est représenté la fréquence en kHz, en ordonnée les moyennes des seuils. Les colonnes blancs représentent les résultats pour le Maplaw 1000, les colonnes hachurés représentent les résultats pour le Maplaw 500.

L'analyse n'a pas montré d'effet du Maplaw sur les seuils audiométriques.

Le figure 4.3 montre l'analyse statistique des seuils audiométriques d'inconfort.

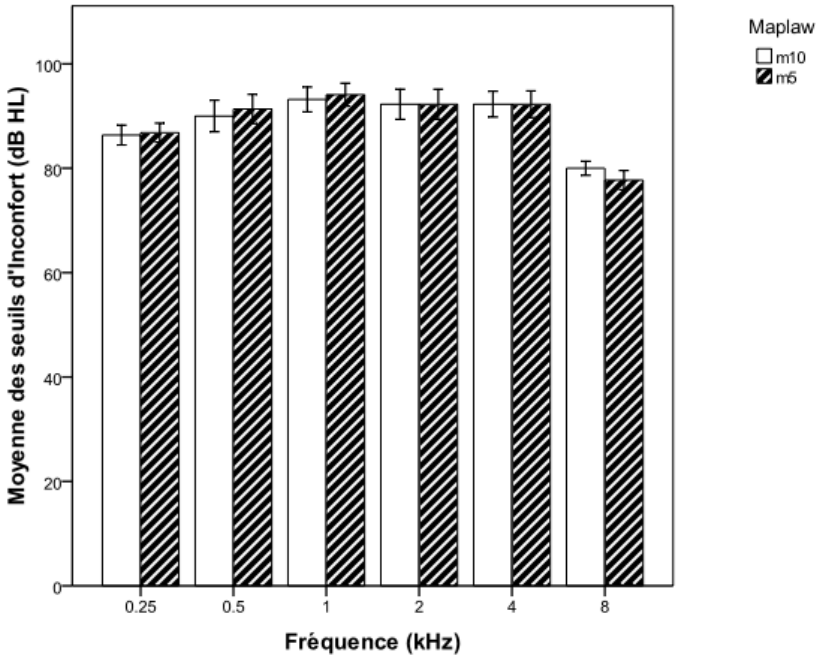


Figure 4.3 : Analyse statistique des seuils audiométriques d'inconfort des 11 sujets En abscisse est représenté la fréquence en kHz, en ordonnée les moyennes des seuils. Les bâtons blancs représentent les résultats pour le Maplaw 1000, les bâtons hachurés représentent les résultats pour le Maplaw 500.

L'analyse n'a pas montré d'effet du Maplaw sur les seuils d'inconfort. En effet, on ne remarque pas de différence significative entre les moyennes d'un Maplaw et d'un autre.

Les figures 4.4 et 4.5 représentent respectivement les analyses statistiques des audiométries vocales dans le silence et dans le bruit. Ces analyses n'ont démontré aucun effet du Maplaw sur les scores des vocales dans le silence et dans le bruit.

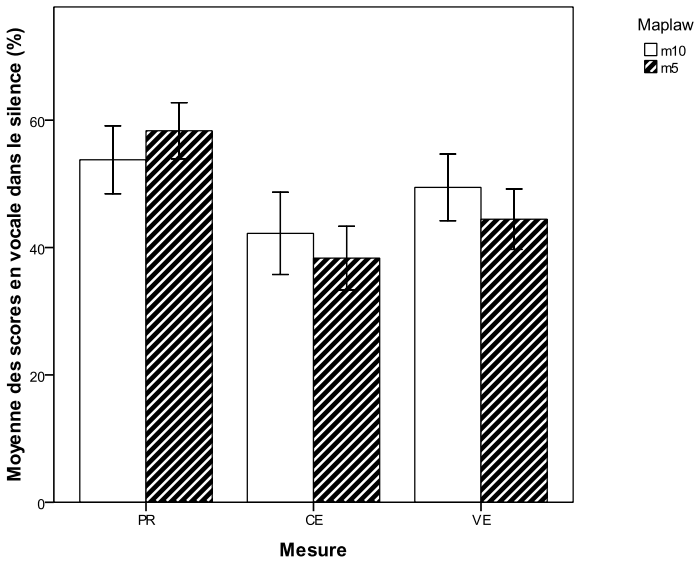


Figure 4.4 : Analyse statistique des score de compréhension dans le silence chez 9 des 11 sujets
Sont représentés sur ce graphique le pourcentage de reconnaissance des phonèmes (PR), le pourcentage de voyelles (VE) et de consonnes (CE) erronées. Les bâtons blancs représentent les résultats pour le Maplaw 1000, les bâtons hachurés représentent les résultats pour le Maplaw 500.

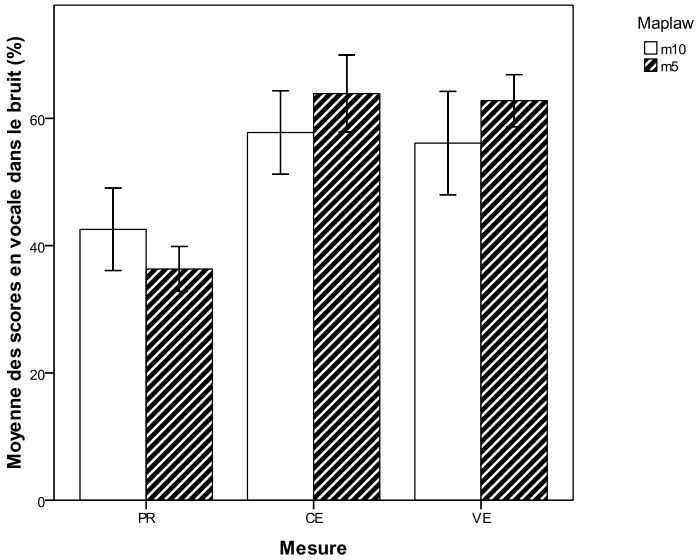


Figure 4.5 : Analyse statistique des score de compréhension dans le bruit chez 9 des 11 sujets.
Sont représentés sur ce graphique le pourcentage de reconnaissance des phonèmes (PR), le pourcentage de voyelles (VE) et de consonnes (CE) erronées. Les bâtons blancs représentent les résultats pour le Maplaw 1000, les bâtons hachurés représentent les résultats pour le Maplaw 500.

Lorsque l'on s'intéresse au questionnaire, les résultats se montrent plus précis. Tous préfèrent la programmation en Maplaw 1000. Seul un sujet n'a pas trouvé de différence entre les programmation en Maplaw 500 et 1000 dans toutes les situations sonores. De plus, aucun effet placebo n'a été relevé, tous ont répondu que l'un des deux programmes ressemblait a leur programme habituel.

La figure 4.6 reprend les réponses de chacune des questions sous forme de diagramme en barres ; les réponses sont ramenées en pourcentage.

On remarque l'émergence importante des réponse en faveur de la programmation en Maplaw 1000, quel que soit l'ambiance sonore et le type de discours.

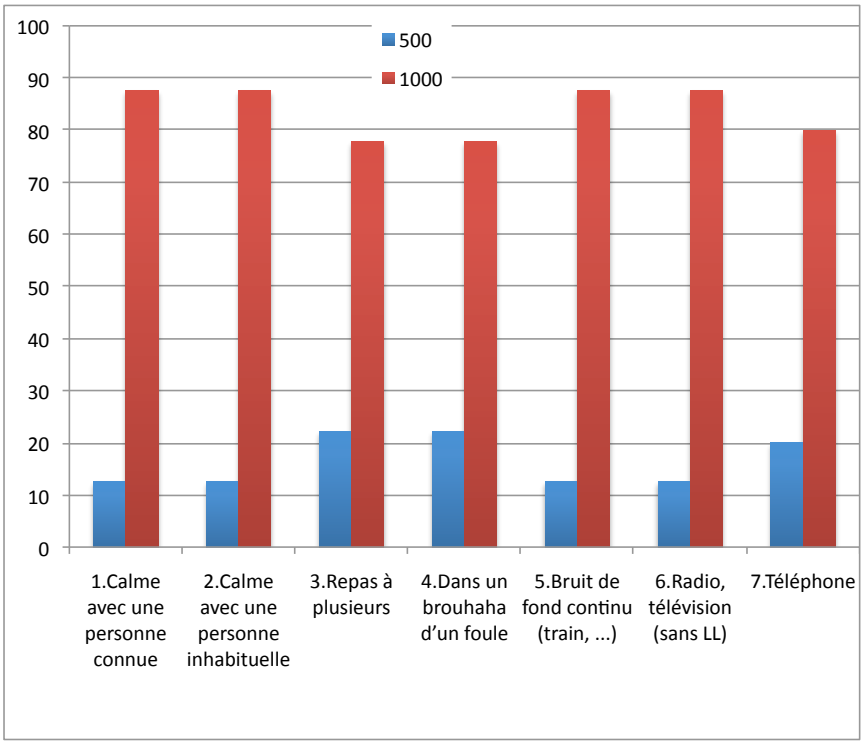


Figure 4.6 : Réponses du questionnaire ramenées en pourcentage
En bleu le pourcentage des réponses pour le Maplaw 500
En rouge Le pourcentage des réponses pour le Maplaw 1000

3. Discussion et conclusion

Aucune différence n'est à relever sur les seuils liminaires et les seuils d'inconfort. Les résultats sont corrélés à la théorie. Le Maplaw ne représente que la fonction qui relie les seuils électriques T au niveau d'inconfort électrique M. Ces seuils ne sont pas touchés par une quelconque fonction Maplaw.

Aucune différence entre les Maplaw 500 et 1000 en reconnaissances vocale n'est notable, que ce soit dans le silence comme dans le bruit. Jusqu'à maintenant, tout porte à croire que la différence entre ces deux fonctions Maplaw est infime et qu'il faudrait effectuer des examens plus approfondis et plus précis pour voir émerger une différence.

Or, lorsque l'on demande aux sujets quel type de programmation ils préfèrent, leur réponse est unanime, pour eux le Maplaw 1000 est plus approprié, quel que soit l'environnement sonore dans lequel ils se trouvent. Cette différence n'a pas été mesurable à travers nos tests, mais les sujets ont effectivement exprimé une différence entre les programmes.

Conclusion

La stimulation électrique directe du nerf s'est révélée être un moyen efficace pour rétablir l'audition chez une personne cophotique. Les implants cochléaires multi-électrodes modernes admettent, pour beaucoup d'entre eux, d'excellents résultats, même au téléphone. Nous avons commencé à explorer l'utilité et le potentiel de l'implant en explorant les mécanismes fondamentaux de l'oreille. Dans l'ensemble, il apparait que la recherche fondamentale dans les implants cochléaires a encore beaucoup de perspectives.

Nous avons rappelé que le compression cochléaire joue un rôle extrêmement important dans l'encodage des 120dB de dynamique de l'audition acoustique. Sans cette compression, la gamme de la dynamique est réduite à 10-30dB en audition électrique.

L'emploi de la compression non linéaire, similaire à la compression cochléaire naturelle, est important pour rétablir la croissance normale de la sonie et pour améliorer la performance de compréhension des porteurs d'implants.

L'étude physique des signaux en sortie d'implant nous a permis de mettre en image le fonctionnement de l'implant. Nous avons pu nous rendre compte des deux codages CIS+ et CSSS propres aux implants de la marque Med-El. En outre, nous avons démontré que le Maplaw 1000 augmente le contraste et l'amplitude de la parole proche de 60dBSPL, l'intensité moyenne de la parole dans la vie de tous les jours.

Notre étude clinique nous a permis de monter une différence notable entre les Maplaw 500 et 1000 à travers nos examens en cabines audiométrique. Le questionnaire remis aux patients a permis de révéler une différence. Il est clair que le Maplaw 1000 est nettement plus apprécié que le Maplaw 500 par les porteurs d'IC, suggérant que le Maplaw 1000 devrait être le réglage de référence.

Bibliographie

(1) Viemeister NF, Bacon SP, Intensity discrimination, increment detection, and magnitude estimation for 1-kHz tones, Journal Acoustical Society of America, Vol 84, 1988

(2) Ruggero MA, Physiology and coding of sound in the auditory nerve, The Mammalian Auditory Pathway: Neurophysiology, New York: Springer-Verlag, 1992

(3) Campo P, Cours sur la physiologie de l'audition, D.E. d'audioprothèsiste 3ème année, Nancy, 2010

(4) Von Békésy G, Experiments in Hearing, New York: McGraw-Hill, 1960

(5) Kros C, Dallos P, Popper AN, Fay RR (eds), Physiology of mammalian cochlear hair cells, The Cochlea, New York : Springer-Verlag, 1996

(6) Brownell WE, Bader CR, Bertrand D, de Ribaupierre Y, Evoked mechanical responses of isolated cochlear outer hair cells, 1985

(7) Robles L, Ruggero MA, Rich NC, Two-tone distortion in the basilar membrane of the cochlea, 1991

(8) Cooper NP, Harmonic distortion on the basilar membrane in the basal turn of the guinea-pig cochlea, 1998

(9) Robles L, Ruggero MA, Rich NC, Two-tone distortion in the basilar membrane of the cochlea, 1991

(10) Zwicker E, A model describing nonlinearities in hearing by active processes with saturation at 40 dB, Biological Cybernetics, Vol 35, 1979, p243–250

(11) Yates GK, Auditory-nerve spontaneous rates vary predictably with threshold, Hearing Research, Vol 57, 1991, p57–62

(12) Johnson DH, The relationship between spike rate and synchrony in responses of auditory-nerve fibers to single tones, Journal Acoustical Society of America, Vol 68, 1980, p1115–1122

(13) Müller M, Robertson D, Shapes of rate-versus-level functions of primary auditory nerve fibres: test of the basilar membrane mechanical hypothesis, Hearing Research, Vol 57, 1991, p71–78

(14) Sachs MB, Winslow RL, Sokolowski BH, A computational model for rate- level functions from cat auditory-nerve fibers, Hearing Research, Vol 41,1989, p61–69

(15) Westerman LA, Smith RL, Rapid and short-term adaptation in auditory nerve responses, Hearing Research, Vol 15, 1984, p249–260

(16) Kiang NY, Moxon EC, Physiological considerations in artificial stimulation of the inner ear, Arch Otol Rhinol Laryngol, Vol 81, 1972, p714–730

(17) Yates GK, Johnstone BM, Patuzzi RB, Robertson D, Mechanical preprocessing in the mammalian cochlea, 1992

(18) Zeng FG, Shannon RV, Psychophysical laws revealed by electric hearing, Neuroreport, Vol 10, 1999, p1931–1935

(19) Zeng FG, Shannon RV, Hellman WS, Physiological processes underlying psychophysical laws, Psychophysical and Physiological Advances in Hearing, London: Whurr Publishers, 1998, p473–481

(20) Dorman MF, Smith L, Parkin JL, Loudness balance between acoustic and electric stimulation by a patient with a multichannel cochlear implant, Hearing Research, Vol 14, 1993, p290–292

(21) Zeng FG, Grant G, Niparko J, Galvin J, Shannon R, Opie J, Segel P, Speech dynamic range and its effect on cochlear implant performance, Journal Acoustical Society of America, Vol 111, 2002, p377–386

(22) Lorenzi C, Apoux F, Importance du traitement temporel des informations auditives, Les cahiers de l'audition, Vol 13, juillet/aout 2000

(23) Shannon R, Zeng F, Kamath V, Wygonski J, Ekelid M, Speech recognition with primarily temporal cues, Science, Vol 270, 1995

(24) Ducourneau J, Cours d'acoustique physiologique, D.U. Nuisances Sonores, Nancy, 2010.

(25) DERANSART C, Cours de physiologie Neurologie : L'audition, PCEM1, Faculté de médecine de Grenoble, 2007/2008

(26) Bacon SP, Fay RR, Pooper AN, Compression, Springer Handbook of Auditory Research, 2004, p25

(27) Zeng FG, Shannon RV, Psychophysical laws revealed by electric hearing, Neuroreport, Vol 10, 1999, p1931–1935

(28) Zeng FG, Shannon RV, Loudness-coding mechanisms inferred from electric stimulation of the human auditory system, Science, Vol 264, 1994, p564–566

(29) Bacon SP, Fay RR, Pooper AN, Compression, Springer Handbook of Auditory Research, 2004, p211-213

(30) Philibert B, Cours sur les implants cochléaire MedEl, D.E. d'Audioprothésiste, Nancy, 2010.

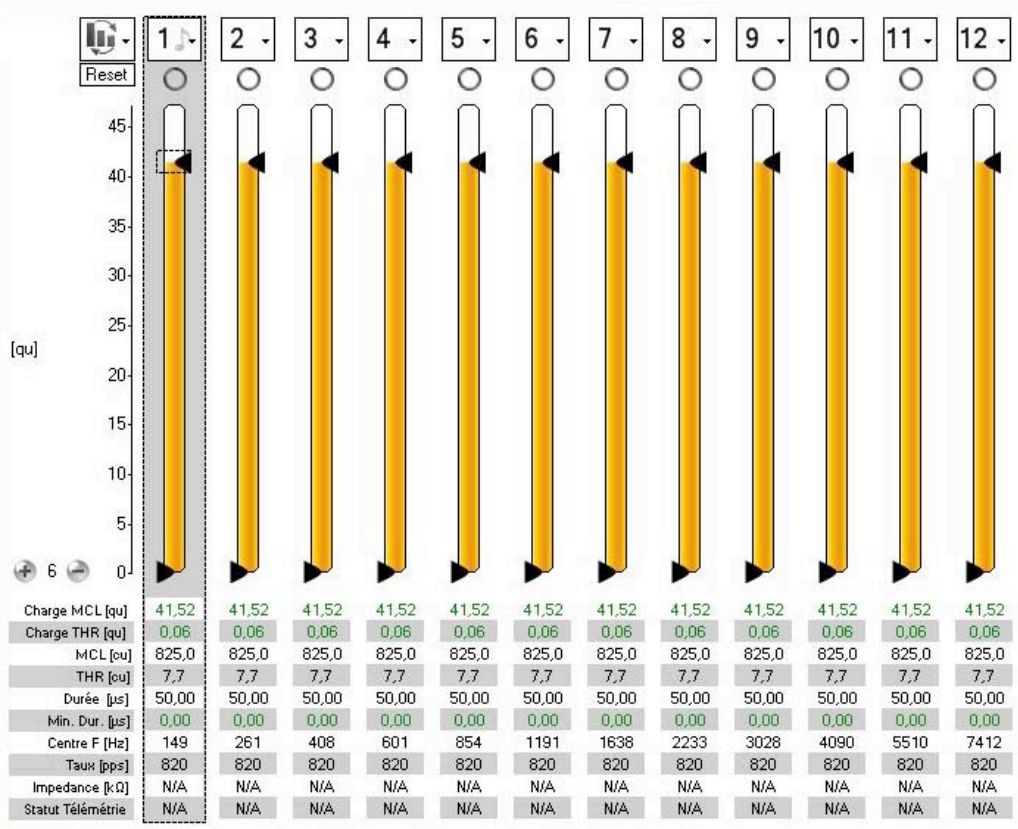
Influence de la compression de sortie sur l'audition de sujets implantés avec l'implant cochléaire Med-El Opus II

ANNEXES

Table des matières

Annexe 1 : Réglages (Map) de l'implant cochléaire pour les mesures physiques 73
Annexe 2 : Répartition fréquentielle sur les canaux (électrodes) 74
Annexe 3 : Spectrogramme des tri-syllabes [mimimi] et [lululu] 75
Annexe 4 : Comparaison des Maplaw 500 et 1000 avec [lululu] à 55dB sur C1, C3 et C7 76
Annexe 5 : Comparaison des Maplaw 500 et 1000 avec [lululu] à 65dB sur C1, C3 et C7 77
Annexe 6 : Comparaison des Maplaw 500 et 1000 avec [lululu] à 75dB sur C1, C3 et C7 78
Annexe 7 : Comparaison des Maplaw 500 et 1000 avec [mimimi] à 55dB sur C1, C3 et C7....79
Annexe 8 : Comparaison des Maplaw 500 et 1000 avec [mimimi] à 65dB sur C1, C3 et C7....80
Annexe 9 : Comparaison des Maplaw 500 et 1000 avec [mimimi] à 75dB sur C1, C3 et C7....81
Annexe 10 : Comparaison de C1, C3 et C7 avec [lululu] à 55dB avec les deux maplaw 82
Annexe 11 : Comparaison de C1, C3 et C7 avec [lululu] à 65dB avec les deux maplaw 83
Annexe 12 : Comparaison de C1, C3 et C7 avec [lululu] à 75dB avec les deux maplaw 84
Annexe 13 : Comparaison de C1, C3 et C7 avec [mimimi] à 65dB avec les deux maplaw 85
Annexe 14 : Comparaison de C1, C3 et C7 avec [mimimi] à 75dB avec les deux maplaw 86
Annexe 15 : Comparaison des Maplaw 500 et 1000 avec [lululu] à un RSB de +10dB sur C1, C3 et C7....87
Annexe 16 : Comparaison des Maplaw 500 et 1000 avec [lululu] à un RSB de +5dB sur C1, C3 et C7 88
Annexe 17 : Comparaison des Maplaw 500 et 1000 avec [lululu] à un RSB de 0dB sur C1, C3 et C7....89
Annexe 18 : Comparaison des RSB avec [lululu] avec le maplaw 500 sur C1, C3 et C7....90
Annexe 19 : Tableau de programmation des IC pour le régleur 91
Annexe 20 : Fiche de tests patient 92
Annexe 21 : Questionnaire (4 pages)....93
Annexe 22 : Questionnaire APHAB -Formulaire A- (2 pages)....97
Annexe 23 : Résultats de l'étude clinique de Jean-Louis P.....99
Annexe 24 : Résultats de l'étude clinique de Marc G.....100
Annexe 25 : Résultats de l'étude clinique de Daniel M.....101
Annexe 26 : Résultats de l'étude clinique de Pierrette F.....102
Annexe 27 : Résultats de l'étude clinique de Maurice P. 103
Annexe 28 : Résultats de l'étude clinique de Monique G. 104
Annexe 29 : Résultats de l'étude clinique de Jean R.....105
Annexe 30 : Résultats de l'étude clinique de Jean-Noel Q. 106
Annexe 31 : Résultats de l'étude clinique de Henri B. 107
Annexe 32 : Résultats de l'étude clinique de Yvette G.....108
Annexe 33 : Résultats de l'étude clinique de Nelly S. 109

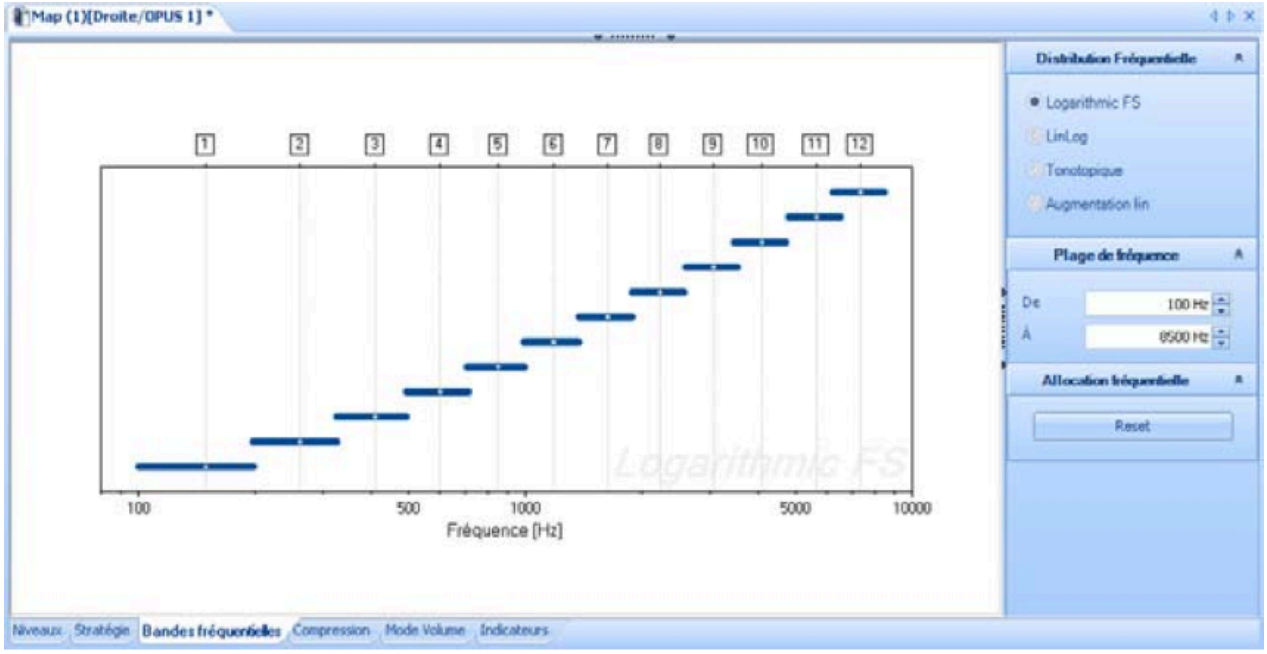
Annexe 1 : Réglages (Map) de l'implant cochléaire pour les mesures physiques



	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
Charge MCL [qu]	41,52	41,52	41,52	41,52	41,52	41,52	41,52	41,52	41,52	41,52	41,52	41,52
Charge THR [qu]	0,06	0,06	0,06	0,06	0,06	0,06	0,06	0,06	0,06	0,06	0,06	0,06
MCL [cu]	825,0	825,0	825,0	825,0	825,0	825,0	825,0	825,0	825,0	825,0	825,0	825,0
THR [cu]	7,7	7,7	7,7	7,7	7,7	7,7	7,7	7,7	7,7	7,7	7,7	7,7
Durée [µs]	50,00	50,00	50,00	50,00	50,00	50,00	50,00	50,00	50,00	50,00	50,00	50,00
Min. Dur. [µs]	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
Centre F [Hz]	149	261	408	601	854	1191	1638	2233	3028	4090	5510	7412
Taux [pps]	820	820	820	820	820	820	820	820	820	820	820	820
Impedance [kΩ]	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A
Statut Télémétrie	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A

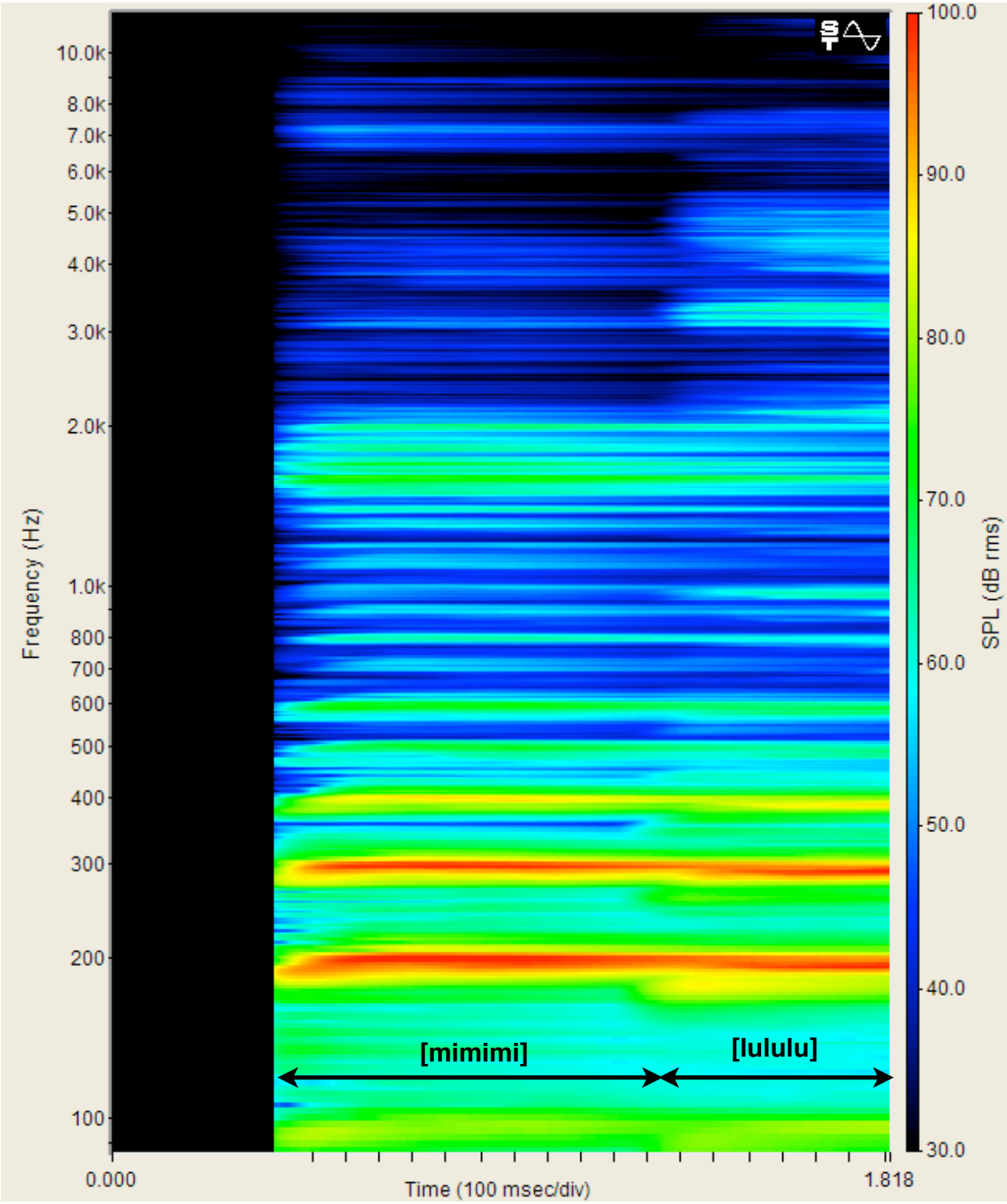
Annexe 2 : Répartition fréquentielle sur les canaux (électrodes)

Figure représentant le logiciel de réglage Maestro de Med-El dans les paramètre des bandes fréquentielles : ici est représenté le réglage par défaut utilisé pour nos tests : Divise le spectre fréquentiel en bandes logarithmiques approximativement égales. Les valeurs exactes sont reprises dans le tableau ci-dessous.



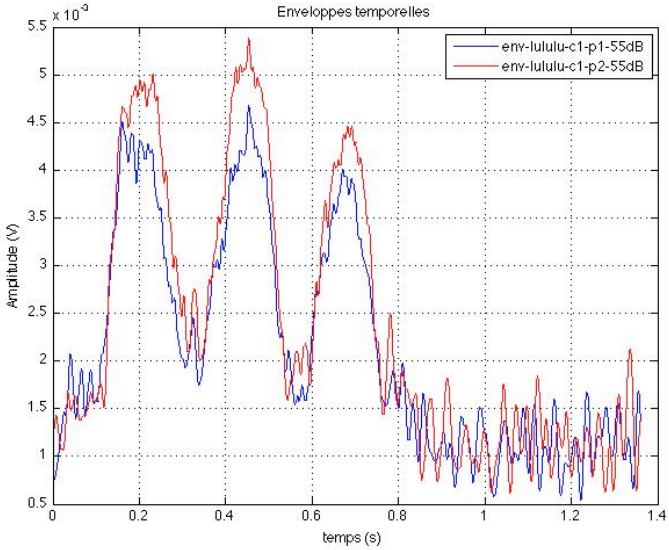
Canal (électrode)	Fréquence de coupure basse	Fréquence centrale	Fréquence de coupure haute
C1	100	149	198
C2	198	261	325
C3	325	408	491
C4	491	601	710
C5	710	854	999
C6	999	1191	1383
C7	1383	1638	1893
C8	1893	2233	2574
C9	2574	3028	3483
C10	3483	4090	4698
C11	4698	5510	6323
C12	6323	7412	8500

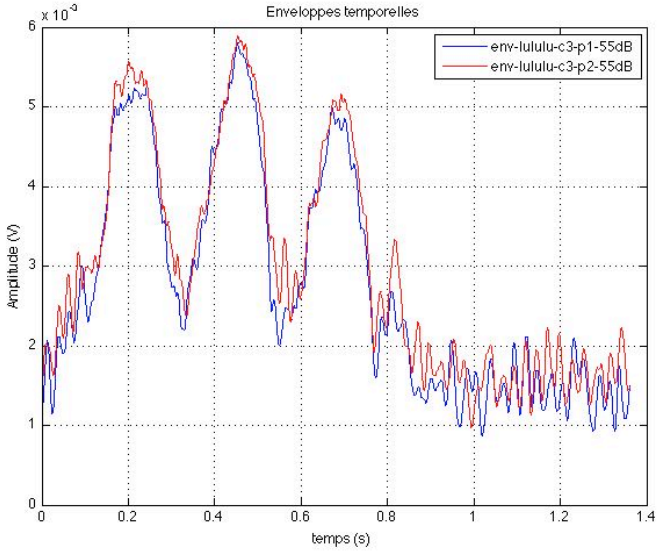
Annexe 3 : Spectrogramme des tri-syllabes [mimimi] et [lululu]

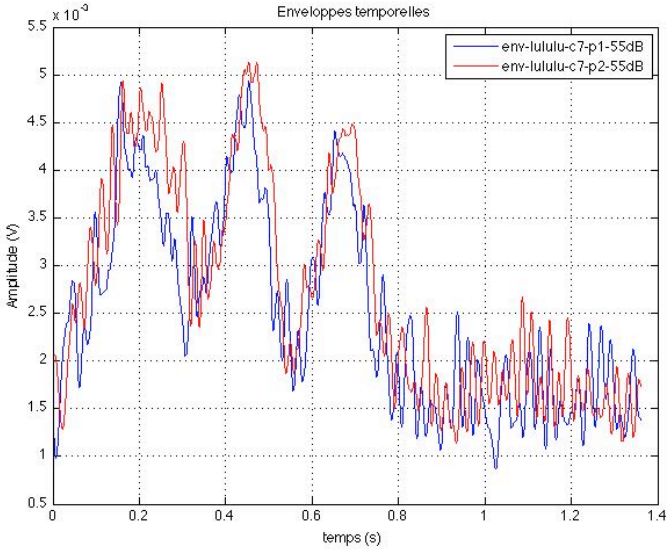


Spectrogramme des tri-syllabes [mimimi] et [lululu] obtenu à travers l'analyse du fichier wma utilisé pour les tests grâce au logiciel SpectraPlus.

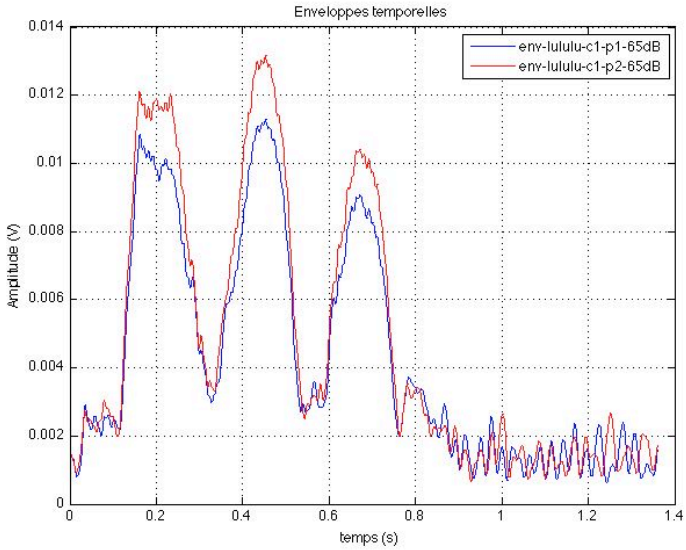
Annexe 4 : Comparaison des Maplaw 500 et 1000 avec [lululu] à 55dB sur C1, C3 et C7

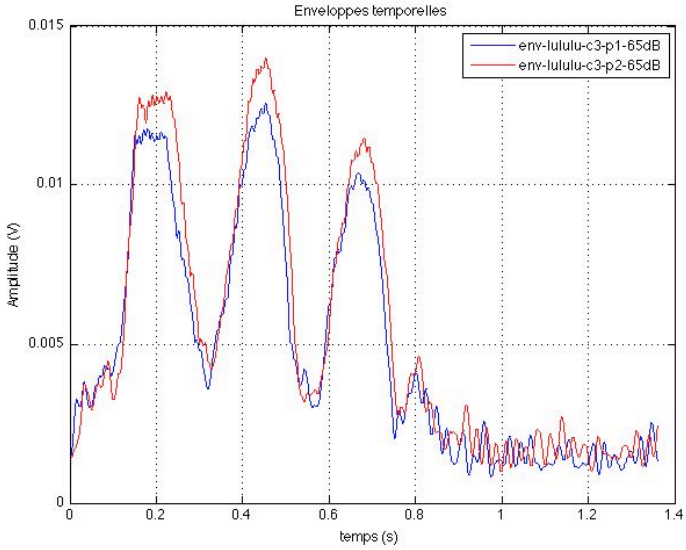


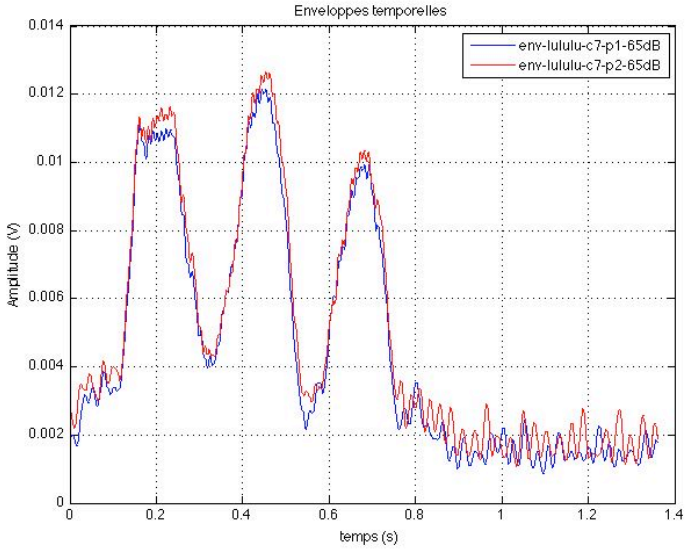




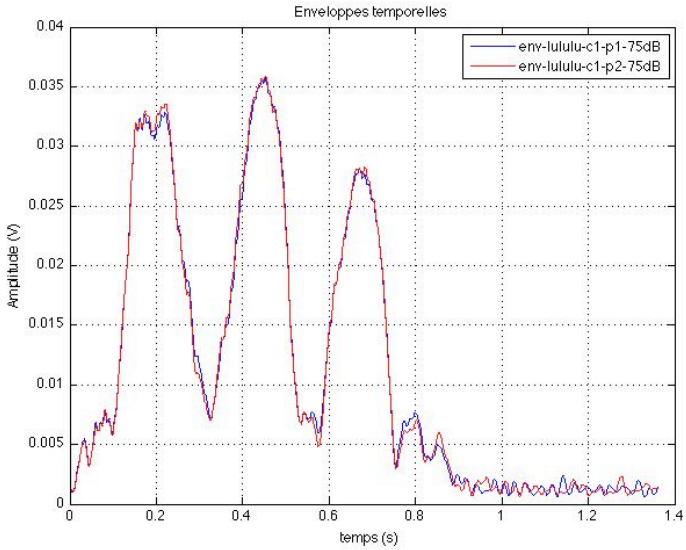
Annexe 5 : Comparaison des Maplaw 500 et 1000 avec [lululu] à 65dB sur C1, C3 et C7

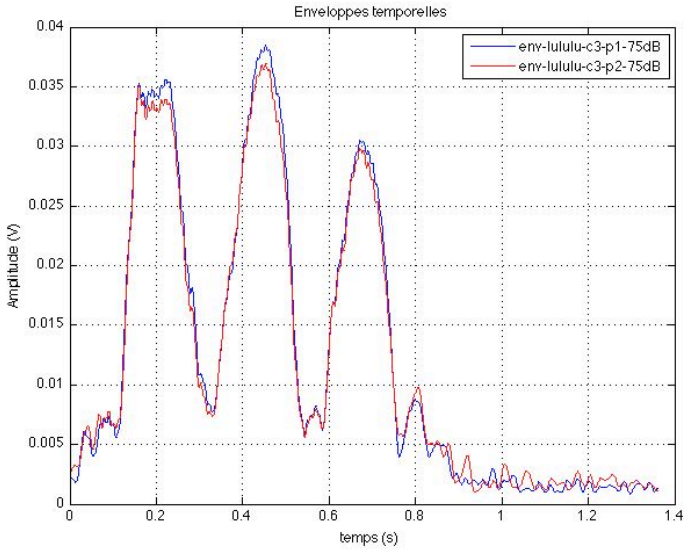


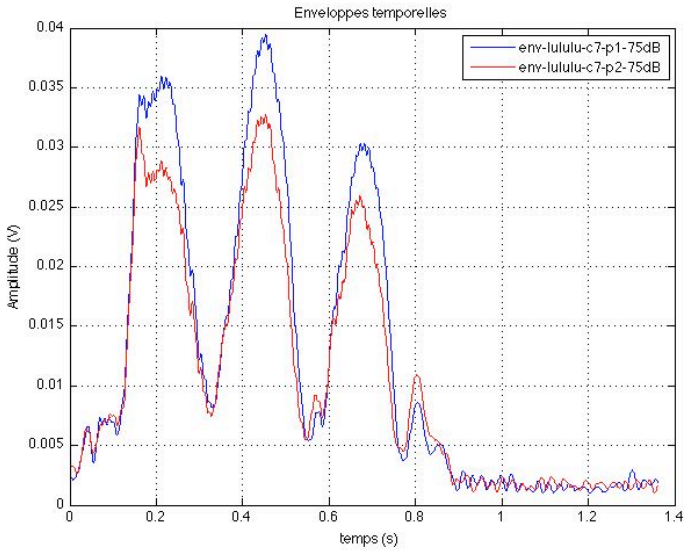




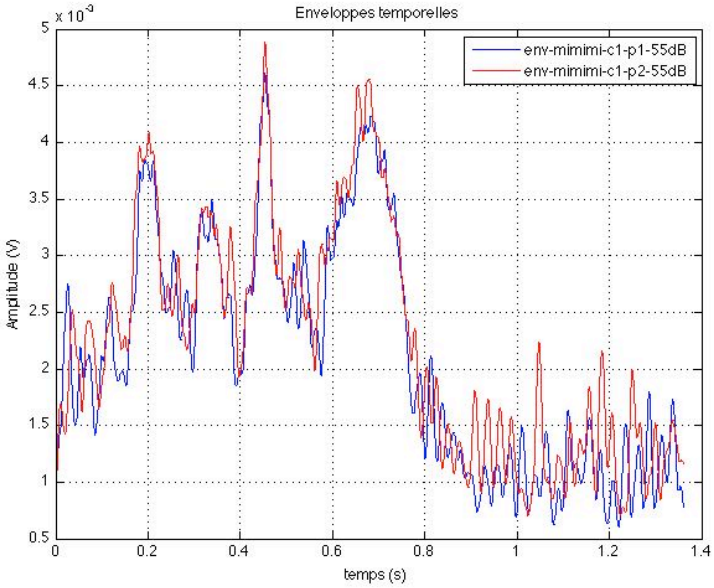
Annexe 6 : Comparaison des Maplaw 500 et 1000 avec [lululu] à 75dB sur C1, C3 et C7

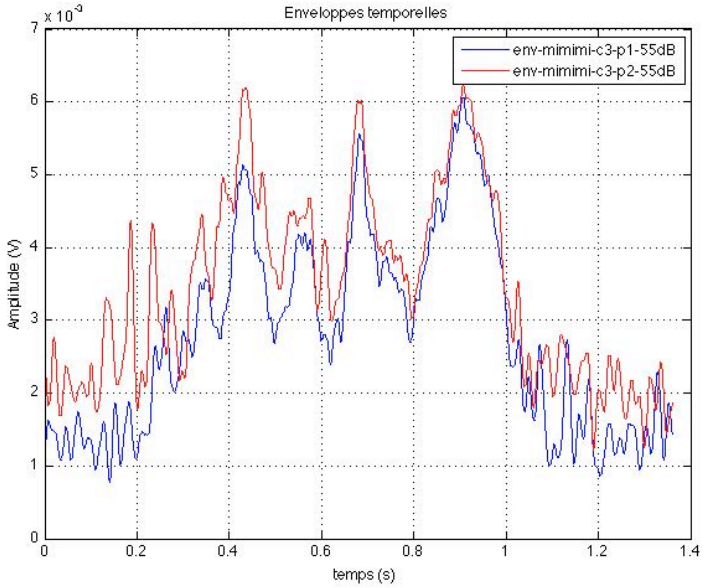


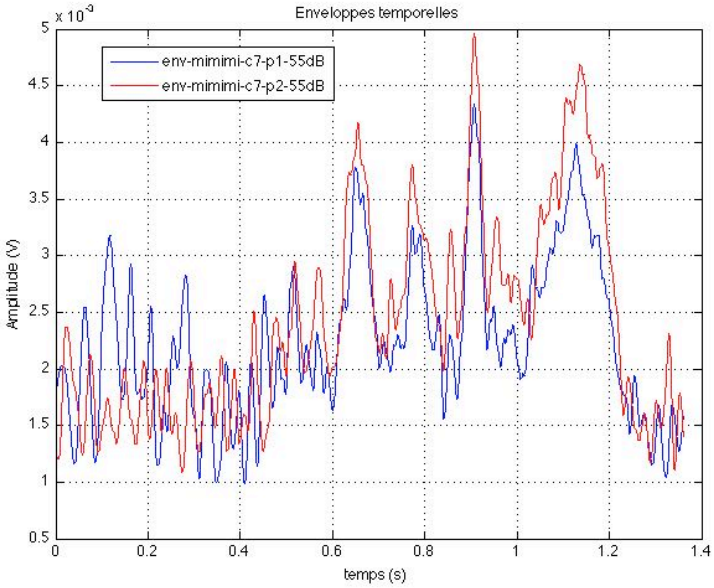




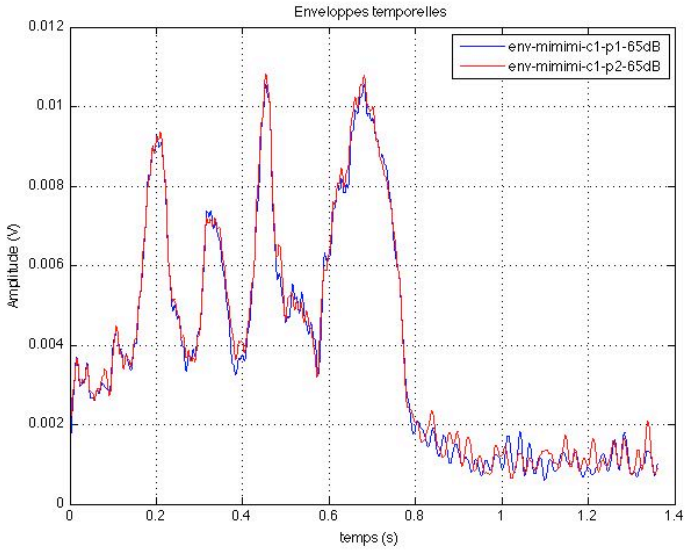
Annexe 7 : Comparaison des Maplaw 500 et 1000 avec [mimimi] à 55dB sur C1, C3 et C7

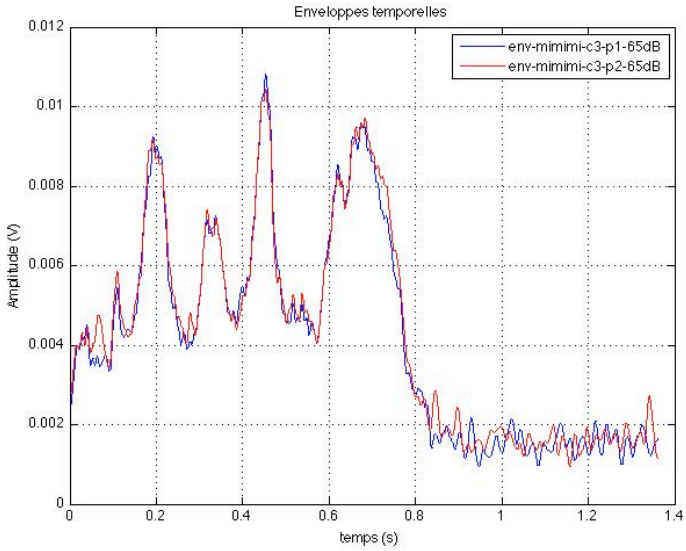


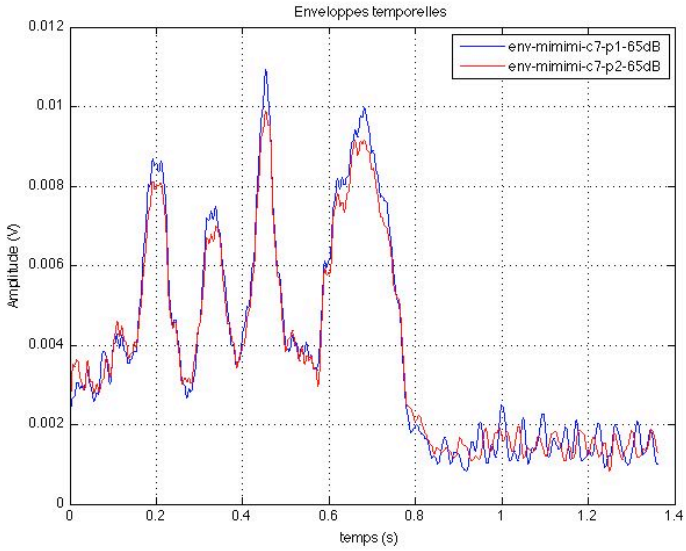




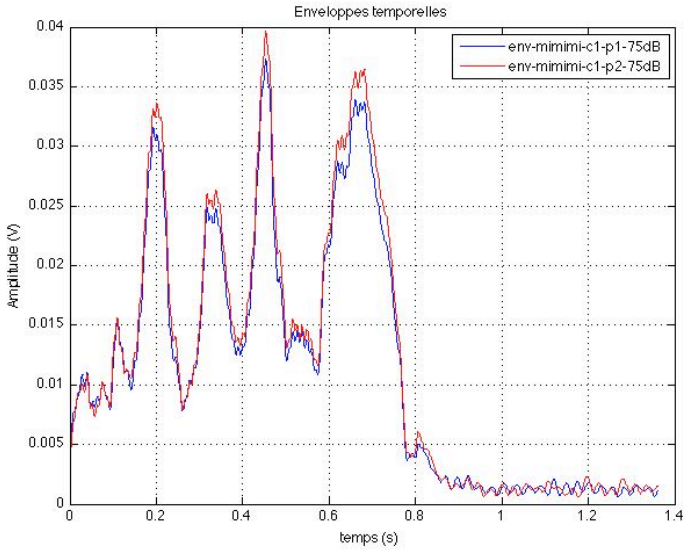
Annexe 8 : Comparaison des Maplaw 500 et 1000 avec [mimimi] à 65dB sur C1, C3 et C7

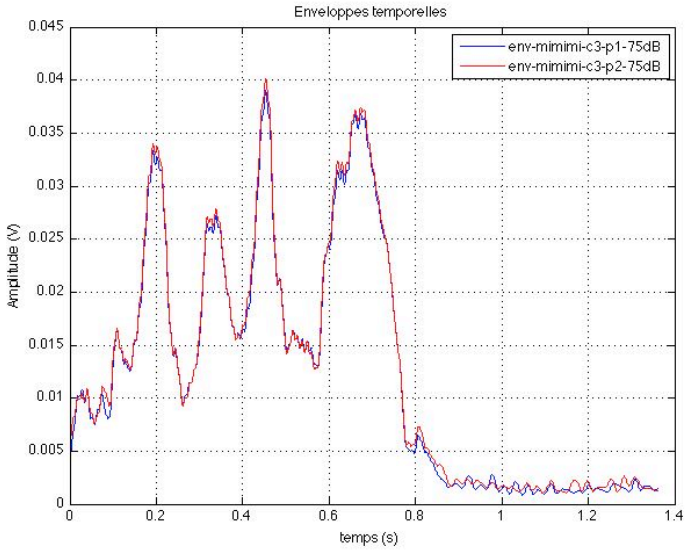


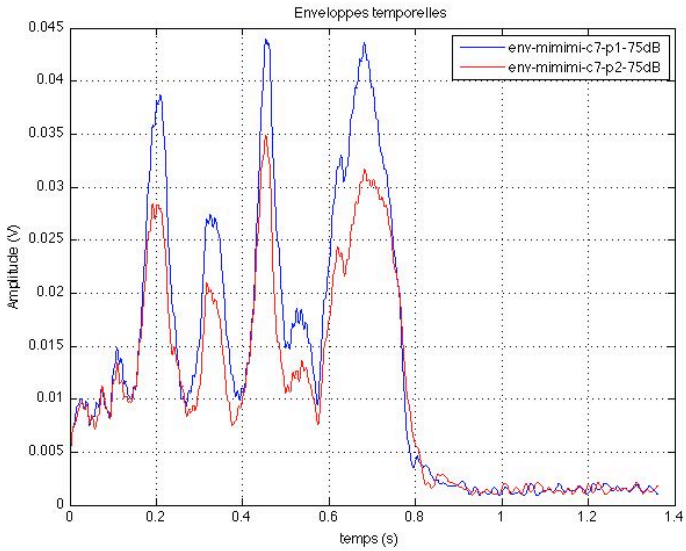




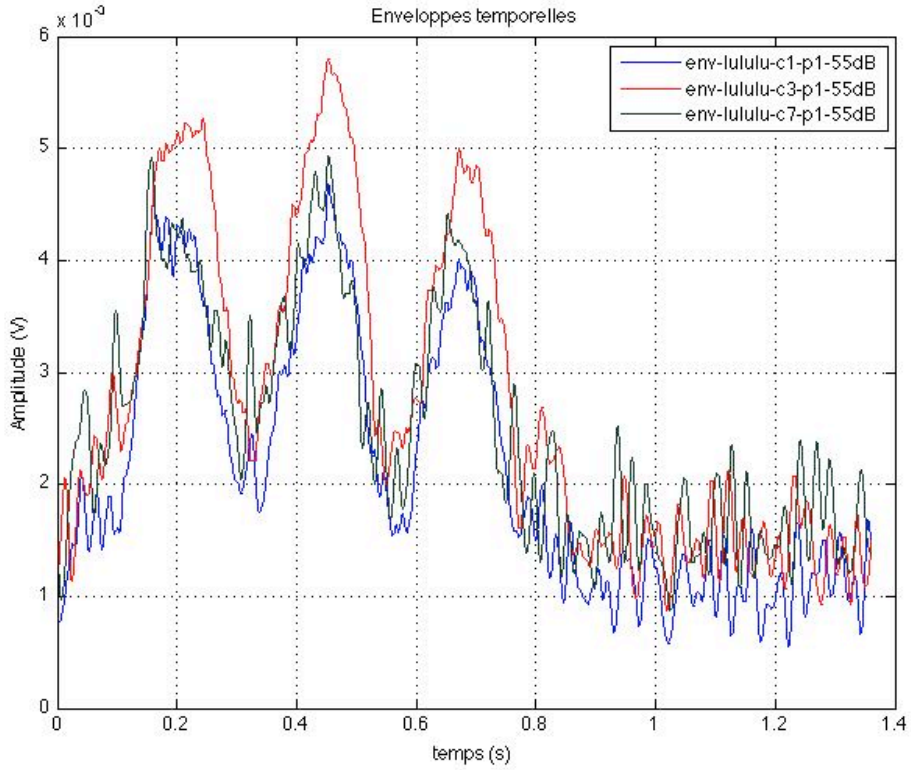
Annexe 9 : Comparaison des Maplaw 500 et 1000 avec [mimimi] à 75dB sur C1, C3 et C7

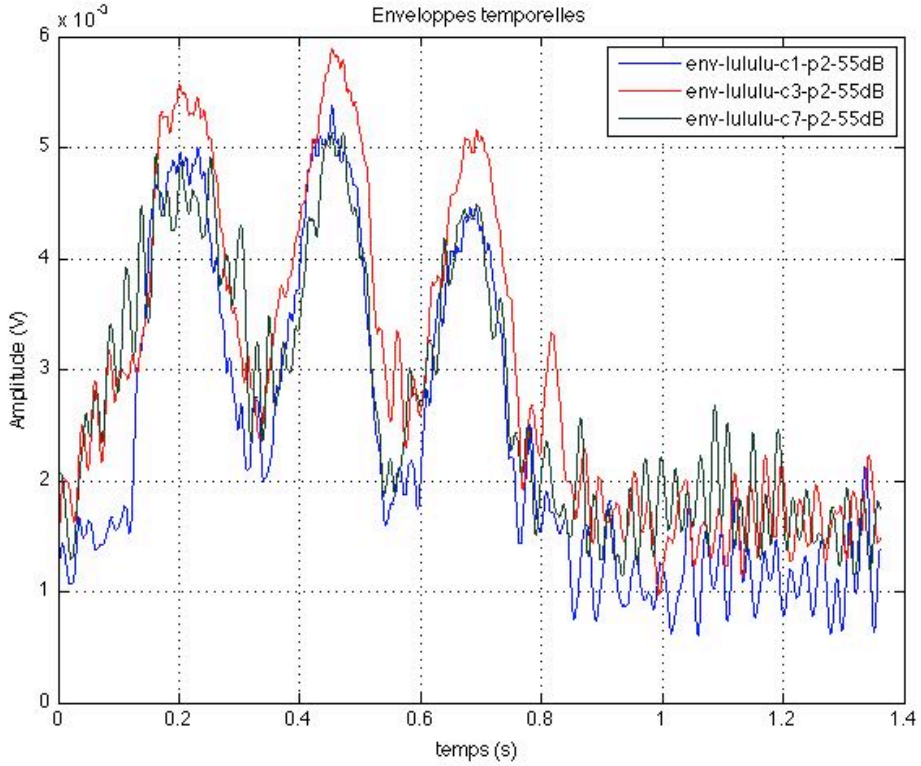




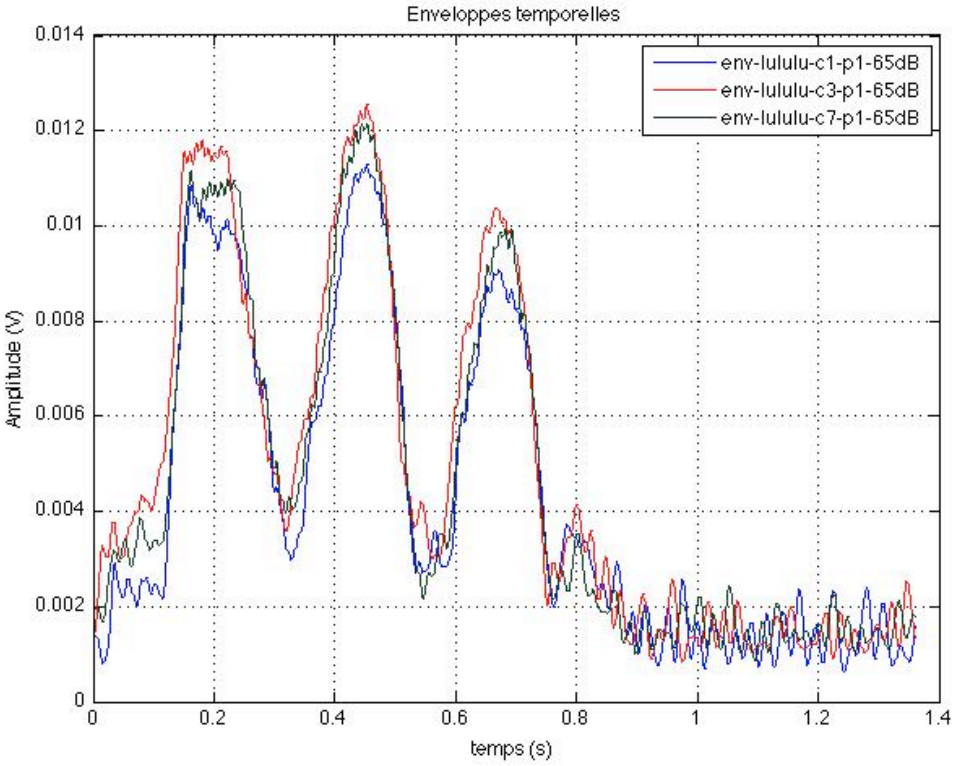


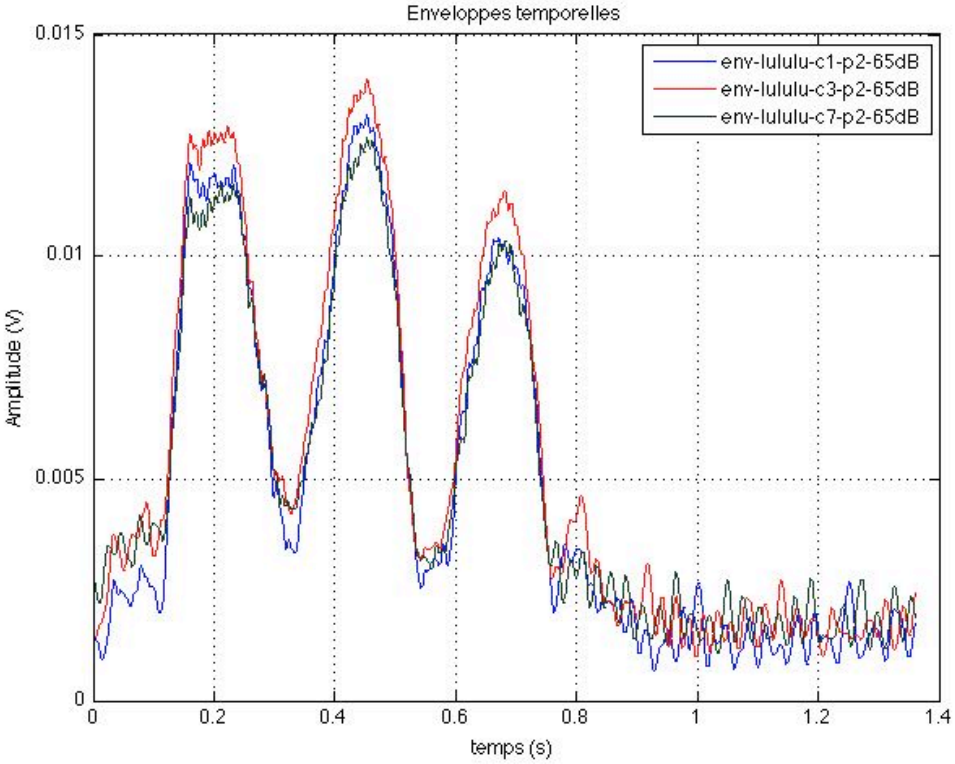
Annexe 10 : Comparaison de C1, C3 et C7 avec [lululu] à 55dB avec les deux maplaw



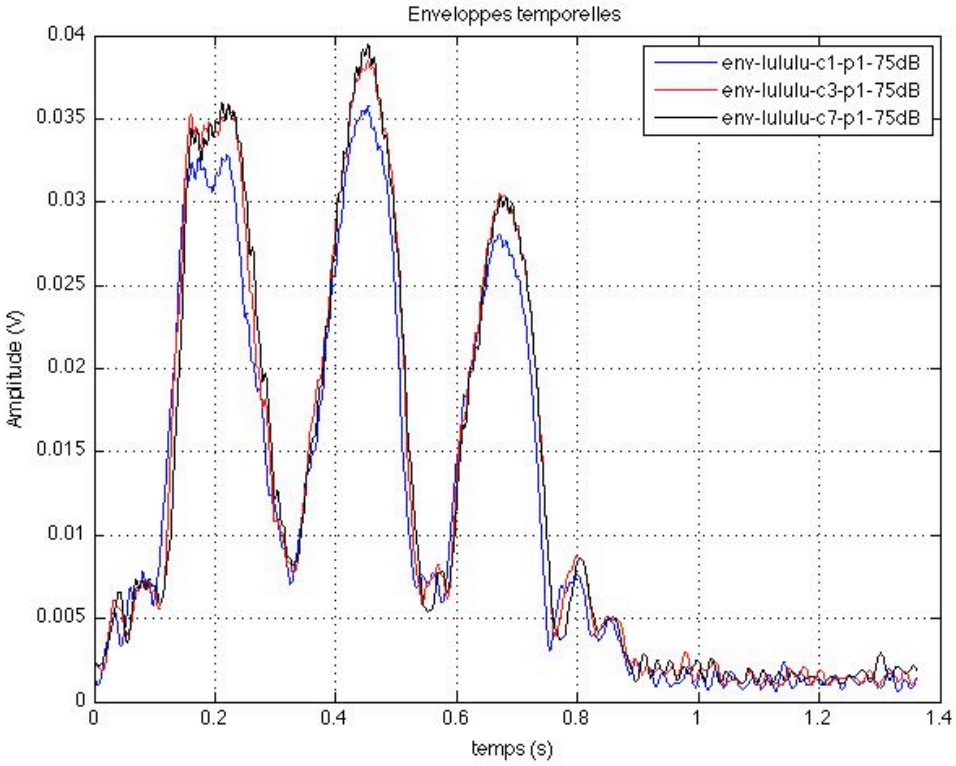


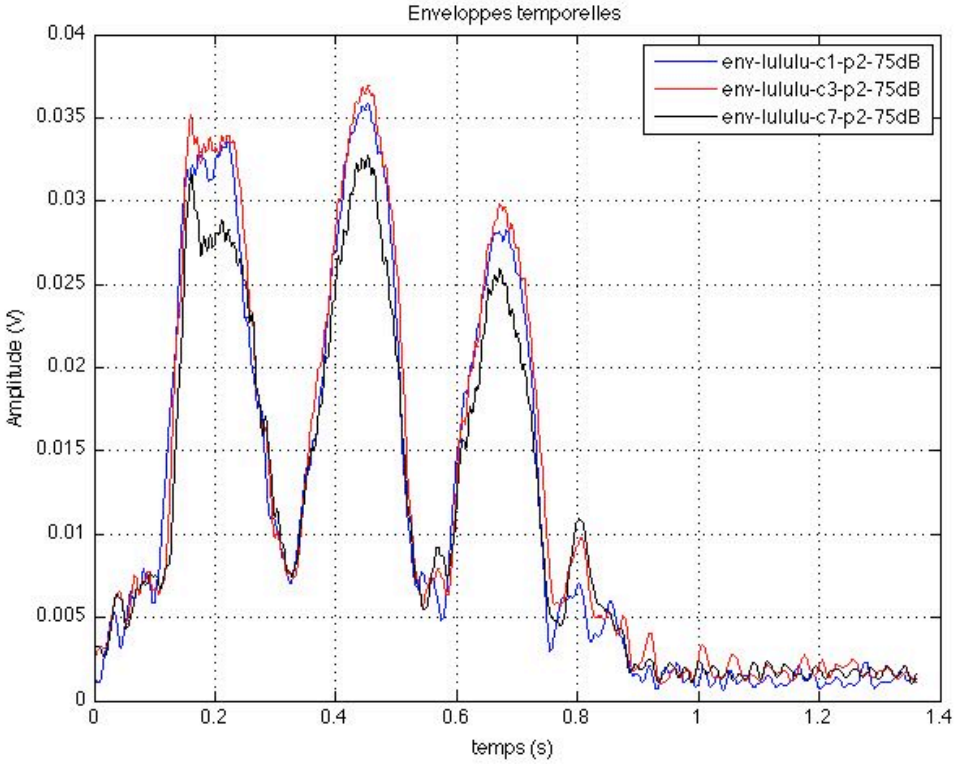
Annexe 11 : Comparaison de C1, C3 et C7 avec [lululu] à 65dB avec les deux maplaw



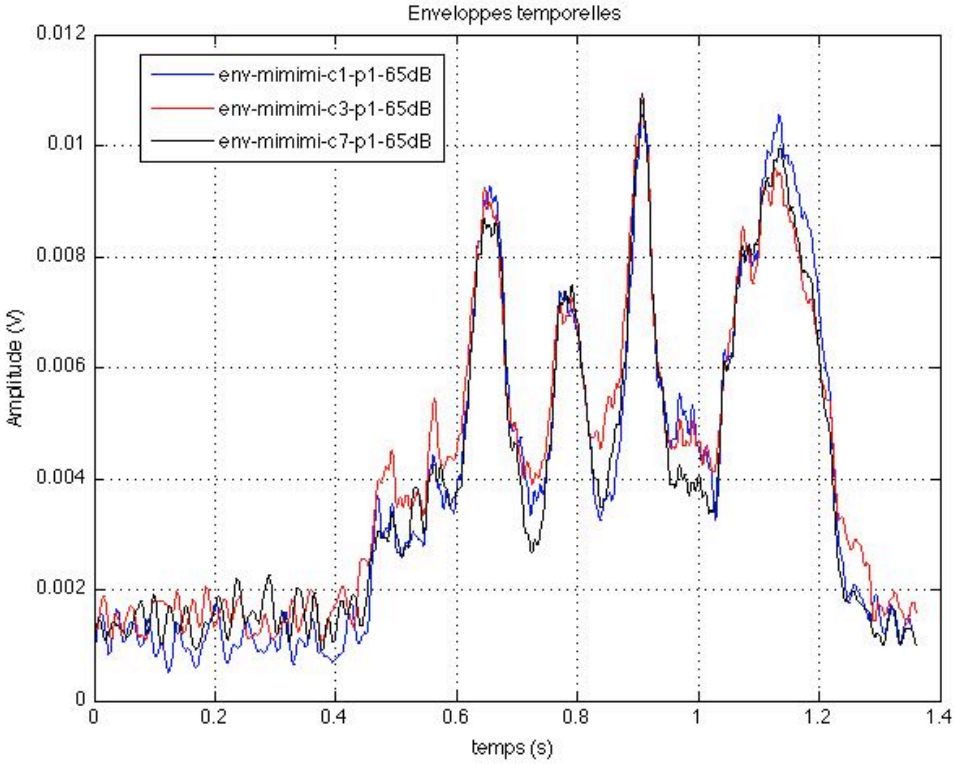


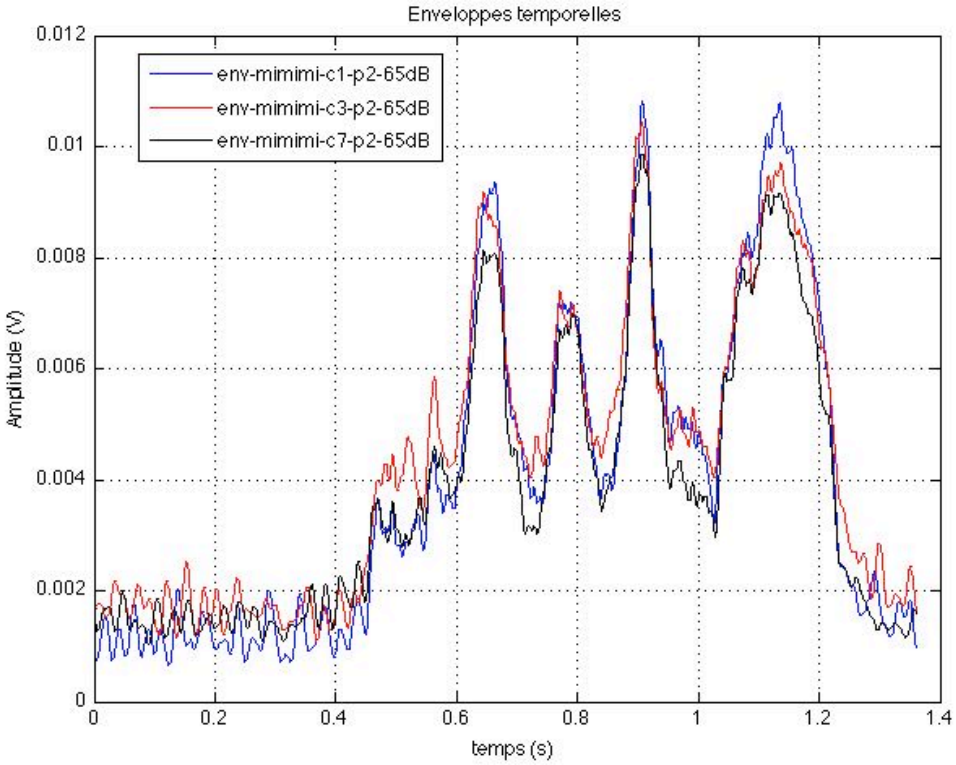
Annexe 12 : Comparaison de C1, C3 et C7 avec [lululu] à 75dB avec les deux maplaw



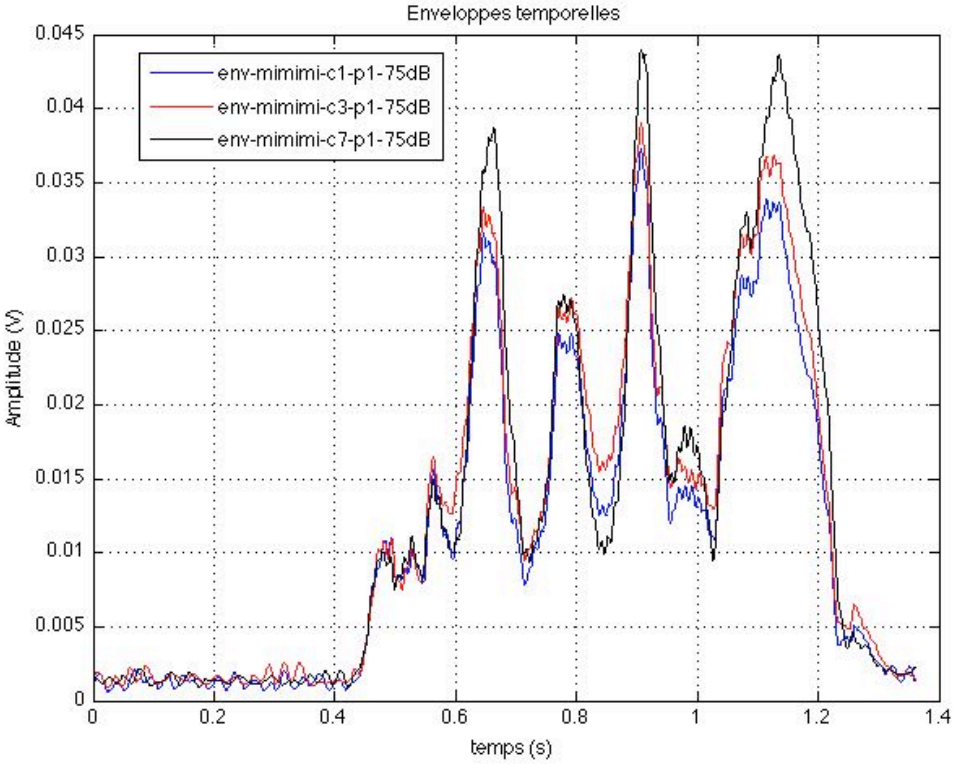


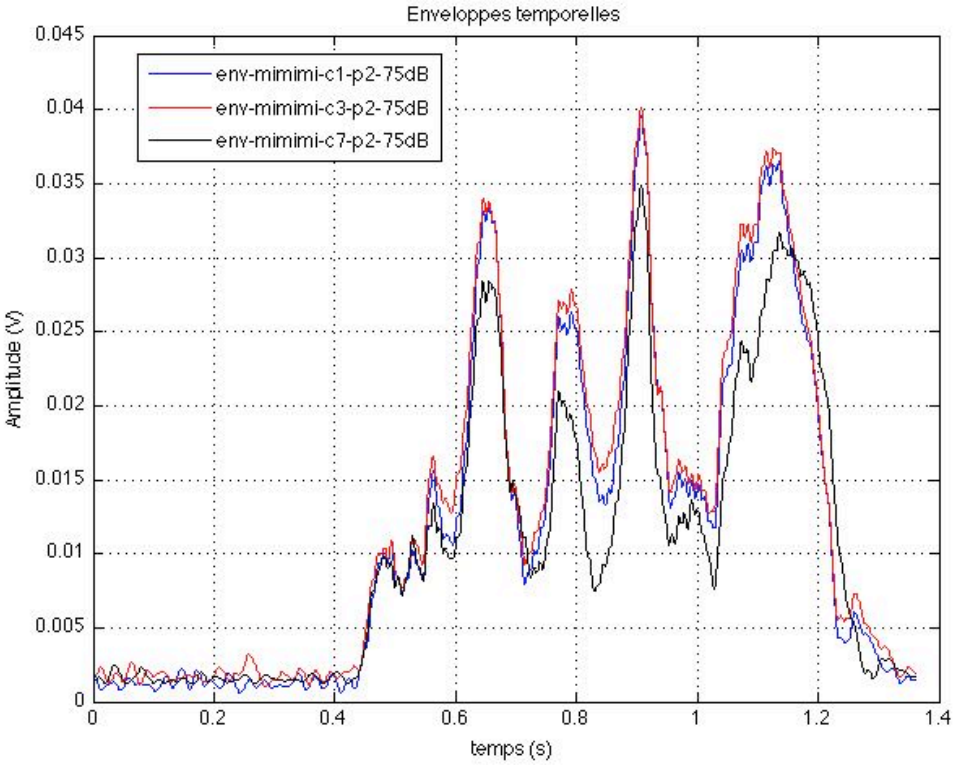
Annexe 13 : Comparaison de C1, C3 et C7 avec [mimimi] à 65dB avec les deux maplaw



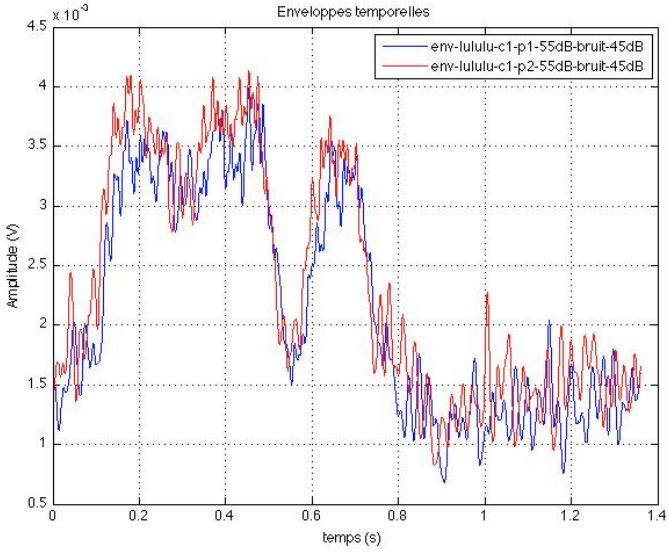


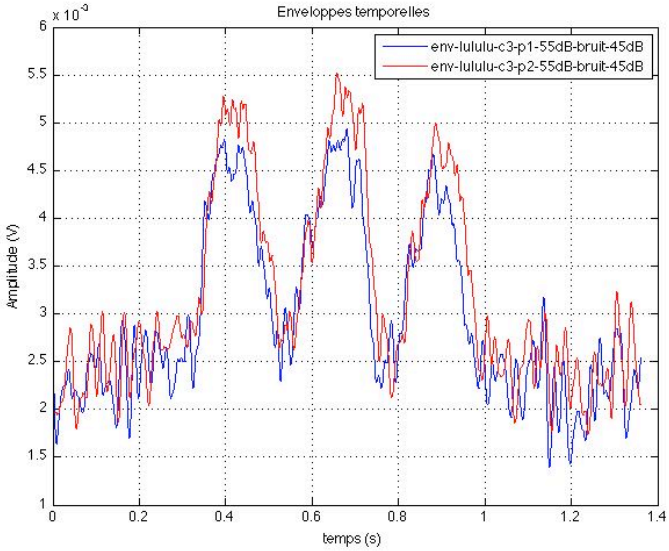
Annexe 14 : Comparaison de C1, C3 et C7 avec [mimimi] à 75dB avec les deux maplaw

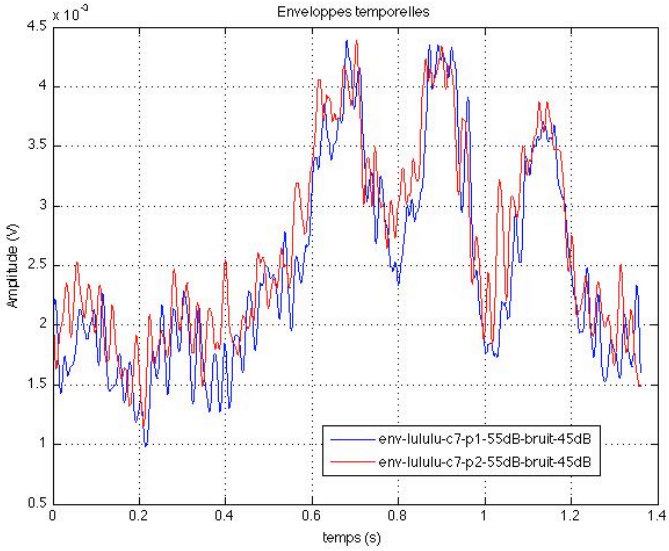




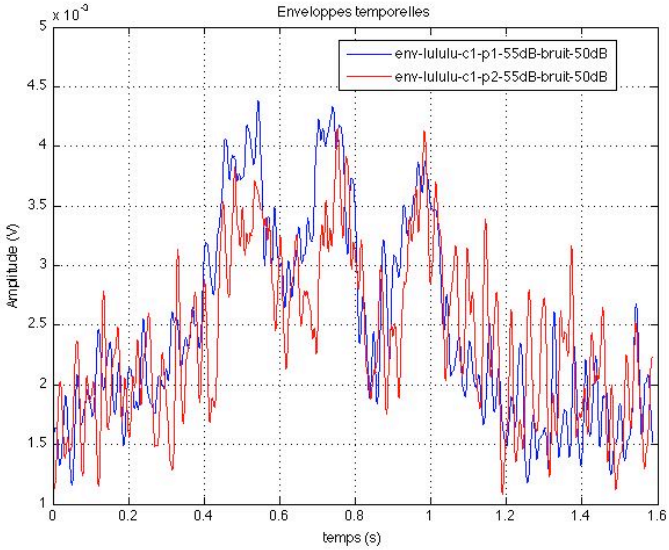
Annexe 15 : Comparaison des Maplaw 500 et 1000 avec [lululu] à un RSB de +10dB sur C1, C3 et C7

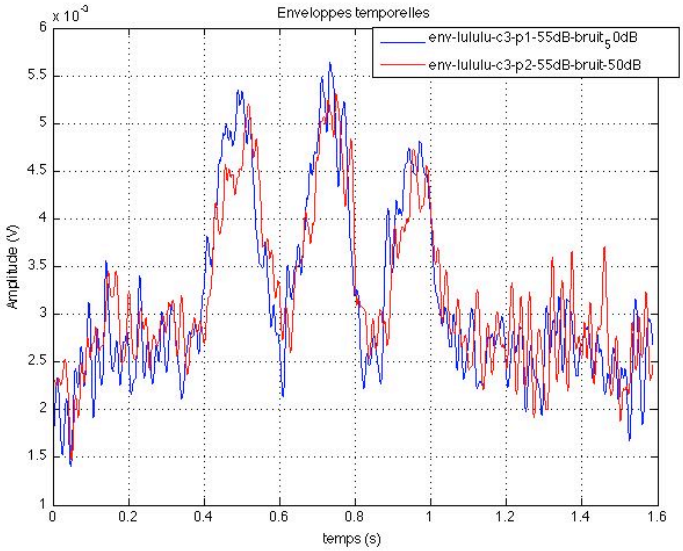


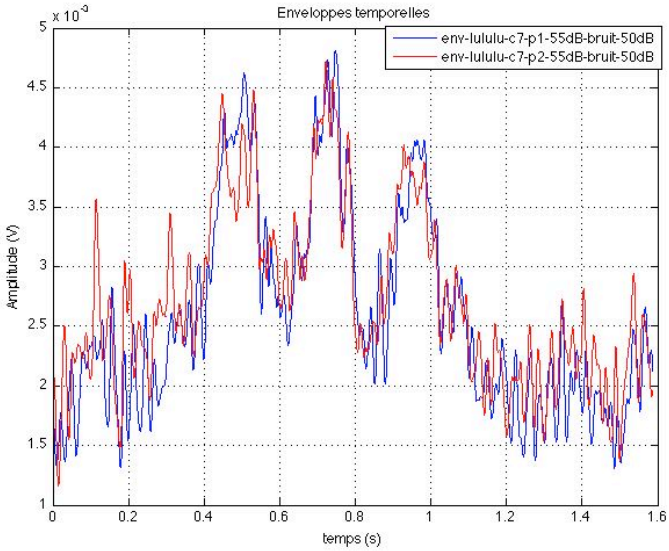




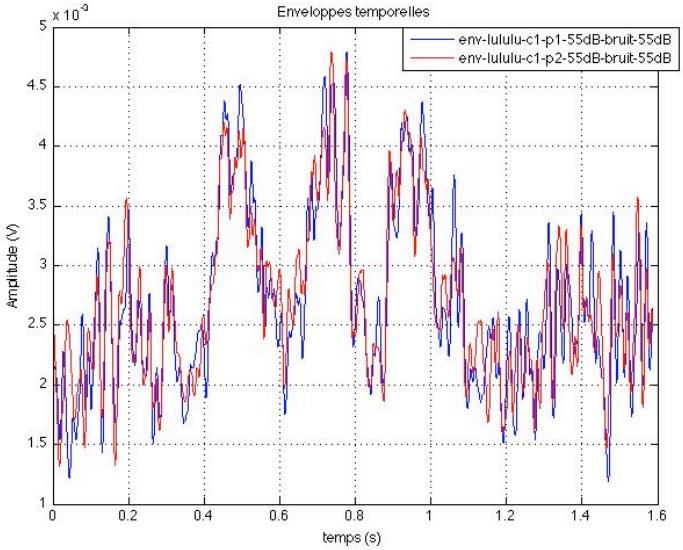
Annexe 16 : Comparaison des Maplaw 500 et 1000 avec [lululu] à un RSB de +5dB sur C1, C3 et C7

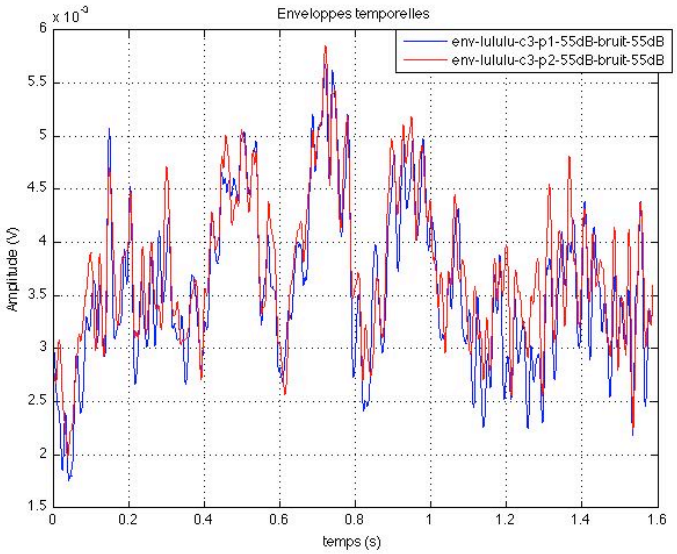


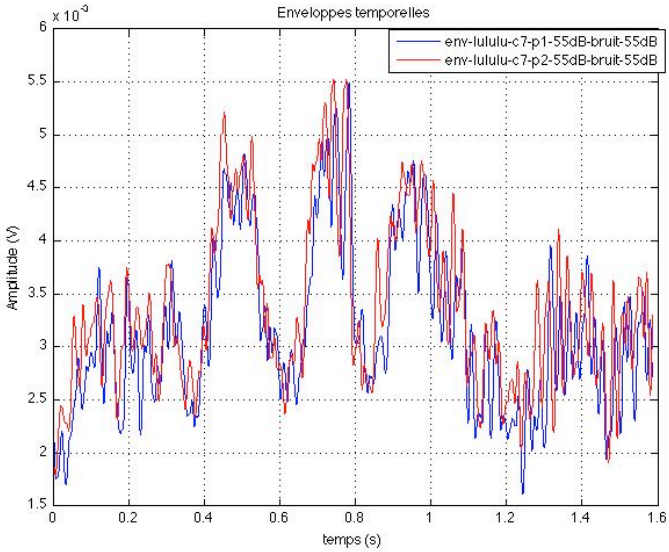




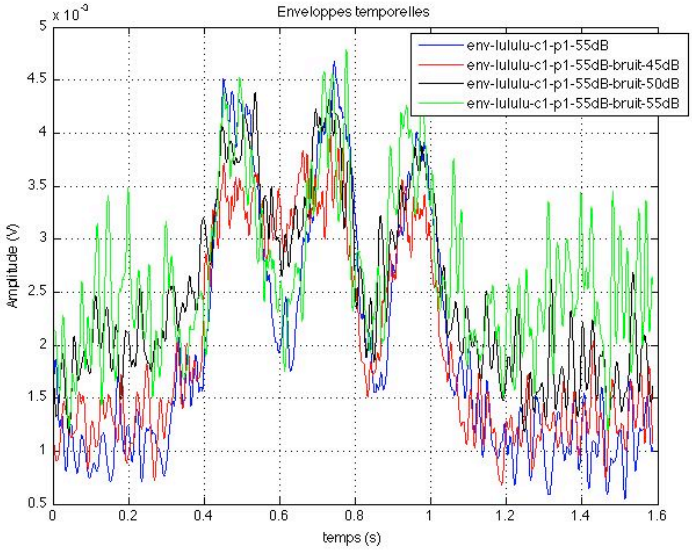
Annexe 17 : Comparaison des Maplaw 500 et 1000 avec [lululu] à un RSB de 0dB sur C1, C3 et C7

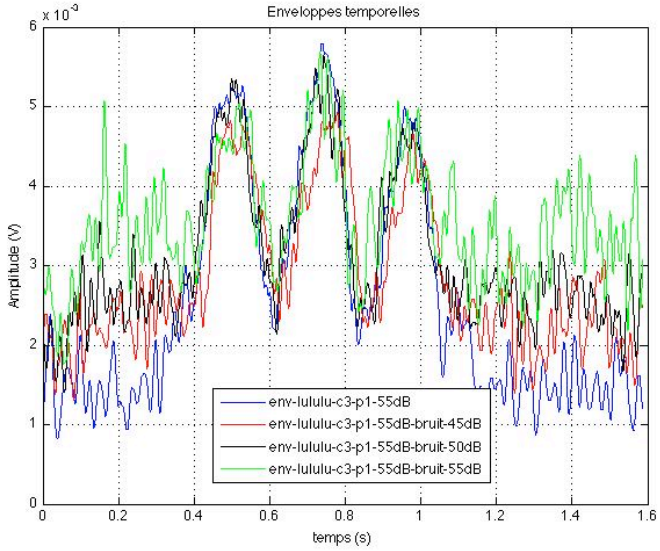


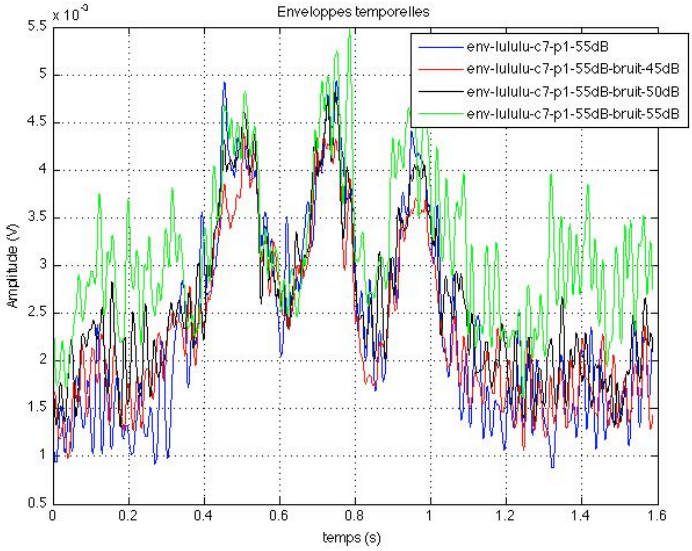




Annexe 18 : Comparaison des RSB avec [lululu] avec le maplaw 500 sur C1, C3 et C7







Annexe 19 : Tableau de programmation des IC pour le régleur

Etude clinique : maplaw 500 vs maplaw 1000

- FICHE PROGRAMME POUR REGLEUR -

Nom :	Programme 2	Programme 3
Prénom : Date :		
MAPLAW 500		
MAPLAW 1000		

Nom :	Programme 2	Programme 3
Prénom : Date :		
MAPLAW 500		
MAPLAW 1000		

Nom :	Programme 2	Programme 3
Prénom : Date :		
MAPLAW 500		
MAPLAW 1000		

Nom :	Programme 2	Programme 3
Prénom : Date :		
MAPLAW 500		
MAPLAW 1000		

Nom :	Programme 2	Programme 3
Prénom : Date :		
MAPLAW 500		
MAPLAW 1000		

Nom :	Programme 2	Programme 3
Prénom : Date :		
MAPLAW 500		
MAPLAW 1000		

Nom :	Programme 2	Programme 3
Prénom : Date :		
MAPLAW 500		
MAPLAW 1000		

Nom :	Programme 2	Programme 3
Prénom : Date :		
MAPLAW 500		
MAPLAW 1000		

Annexe 20 : Fiche de tests patient

Fiche tests patient

Nom : Prénom : Date :

Remarques :

PROGRAMME 2

	250	500	1k	2k	4k	8k
0						
10						
20						
30						
40						
50						
60						
70						
80						
90						
100						

PROGRAMME 3

	250	500	1k	2k	4k	8k
0						
10						
20						
30						
40						
50						
60						
70						
80						
90						
100						

L1	L2	L3	L4
gé	jou	pa	cha
chau	bé	té	bain
ti	quin	si	qui
fan	chi	zain	dou
pain	mu	lon	van
vou	za	tou	mau
sa	peu	beu	nu
deu	gau	fu	pon
bon	non	vau	gueu
lu	tan	mé	lé
mi	fau	quan	teu
cou	li	bi	sain
zo	vé	dain	gi
nain	su	chan	lan
gué	don	ju	zu
pu	nan	na	qué
gan	vain	gou	bau
ceu	feu	cheu	fon
von	pou	zon	nou
ma	da	lau	ja
Phonèmes erronés /40	Phonèmes erronés /40	Phonèmes erronés /40	Phonèmes erronés /40
% P.R /100	% P.R /100	% P.R /100	% P.R /100

Annexe 21 : Questionnaire (4 pages)

CONSIGNES POUR REMPLIR LE QUESTIONNAIRE

Madame, Monsieur,

Viennent d'être créé dans votre implant cochléaire 2 programmes : Programme 2 et Programme 3, le programme 1 étant votre réglage habituel. Ces deux nouveaux programmes P2 et P3 se rapprochent fortement votre programme habituel.

Une étude est réalisée dans le but d'améliorer les réglages des implants cochléaires pour une meilleure compréhension de la parole. Aussi, ce questionnaire rentre dans un protocole d'étude précis. C'est pour cette raison que nous vous demandons de suivre scrupuleusement ces quelques consignes :

- Comment utiliser les programmes P2 et P3 dans la vie courante :

Cette étude compare P2 et P3 dans différentes situations sonores de la vie quotidienne. Le changement de programme se fait à l'aide de votre télécommande, schématisée ci-dessous. Une simple pression sur le bouton permet de sélectionner le programme voulu.

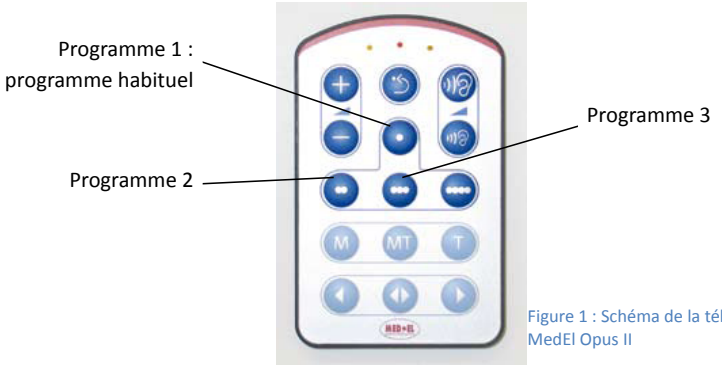


Figure 1 : Schéma de la télécommande du MedEl Opus II

- Comment remplir le questionnaire

Dans chacune des situations d'écoute (citées ci-après dans le questionnaire) veuillez indiquer quel est votre programme préféré, entre P2 et P3 seulement. Seule la dernière question traite de la différence entre P1, P2 et P3.

Retournez nous le questionnaire à l'aide de l'enveloppe fournie, à partir de 15j après les réglages. Si toute fois vous jugez que ce délai est insuffisant, il vous est possible de le prolonger.

L'encart « remarques » vous permet de nous faire part d'autre ressentis non traités dans le questionnaire.

Nous remercions par avance pour votre aide et le temps que vous accordez à cette étude.

QUESTIONNAIRE DESTINE AU PATIENT

Nom : Prénom : Date :

Consignes : Le questionnaire doit être remplie une fois que les deux programmes ont étés testés dans le milieu sonore en question. Pour chacune des questions posées, vous avez trois possibilités de réponse. Une seule réponse n'est possible : cochez la case qui vous semble la plus appropriée.
Si vous n'avez pas connu la situation décrite, essayez de penser à une situation similaire pour répondre à la question.

Conversation dans un milieu calme :

1. Dans un endroit calme, dans une conversation en tête à tête avec un membre de votre famille ou un ami, vous trouvez :

   - ☐ a- que le programme 2 est meilleur que le 3
   - ☐ b- que le programme 3 est meilleur que le 2
   - ☐ c- que les 2 programmes vous donnent une sensation identique

2. Dans un endroit calme, dans une conversation en tête à tête avec que vous ne rencontrez pas habituellement, vous trouvez :

   - ☐ a- que le programme 2 est meilleur que le 3
   - ☐ b- que le programme 3 est meilleur que le 2
   - ☐ c- que les 2 programmes vous donnent une sensation identique

Conversation avec bruit de fond :

3. Pour comprendre lors d'un repas à plusieurs, vous trouvez :

   - ☐ a- que le programme 2 est meilleur que le 3
   - ☐ b- que le programme 3 est meilleur que le 2
   - ☐ c- que les 2 programmes vous donnent une sensation identique

4. Pour comprendre dans le brouhaha d'une foule, vous trouvez :

   - ☐ a- que le programme 2 est meilleur que le 3
   - ☐ b- que le programme 3 est meilleur que le 2

- ☐ c- que les 2 programmes vous donnent une sensation identique

5. Pour comprendre lorsqu'il y a un bruit de fond permanent (en voiture, train, bruit de soufflerie, …), vous trouvez :
   - ☐ a- que le programme 2 est meilleur que le 3
   - ☐ b- que le programme 3 est meilleur que le 2
   - ☐ c- que les 2 programmes vous donnent une sensation identique

Compréhension sans lécture labiale :

6. Pour comprendre la radio, les dialogues de films étrangers à la télévision et au cinéma, ou bien votre interlocuteur sans le regarder, vous trouvez :
   - ☐ a- que le programme 2 est meilleur que le 3
   - ☐ b- que le programme 3 est meilleur que le 2
   - ☐ c- que les 2 programmes vous donnent une sensation identique

7. Pour comprendre au téléphone, vous trouvez :
   - ☐ a- que le programme 2 est meilleur que le 3
   - ☐ b- que le programme 3 est meilleur que le 2
   - ☐ c- que les 2 programmes vous donnent une sensation identique

Comparaison au programme habituel P1 :

8. Au final, vous trouvez (plusieurs réponses sont possibles) :
   - ☐ a- que le programme 2 est meilleur que votre programme habituel P1
   - ☐ b- que le programme 3 est meilleur que votre programme habituel P1
   - ☐ c- que le programme 2 est moins bon que le programme habituel P1
   - ☐ d- que le programme 3 est moins bon que le programme habituel P1
   - ☐ e- que les programmes 2 et 1 vous donnes une sensation identique
   - ☐ f- que les programmes 3 et 1 vous donnes une sensation identique

Remarques :

Nous vous remercions de votre implication dans cette étude et du temps que vous y avez apporté.

Merci d'envoyer le questionnaire à l'aide de l'enveloppe timbrée ci-jointe.

Annexe 22 : Questionnaire APHAB -Formulaire A- (2 pages)

APHAB – FORMULAIRE A

Instructions:

Veuillez slectinner les responses qui correspondent le mieux votre experience quotidienne. Si vous navez pas connu la situation que nous dcrivons, essayez dimaginer comment vous rpondriez dans une situation similaire que vous connaissez.

A Toujours (99%)
B Presque Toujours (87%)
C En général (75%)
D La moitié du temps (50%)
E Parfois (25%)
F Rarement (12%)
G Jamais (1%)

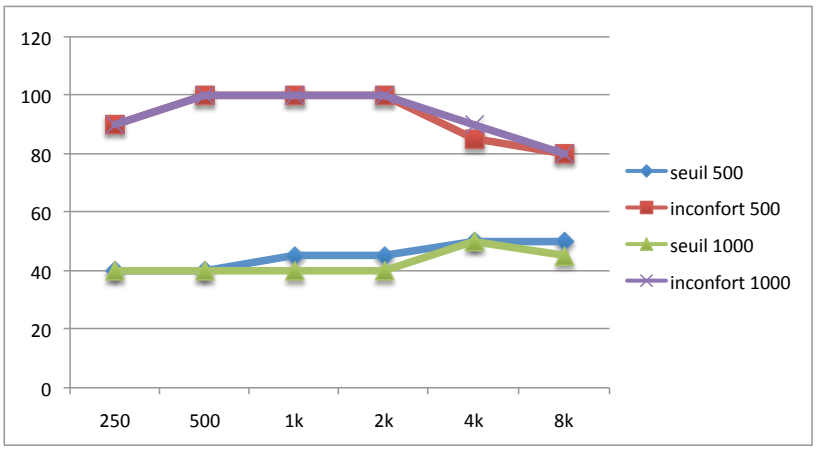
		Non appareillé	Appareillé
1.	Quand je suis dans un supermarché plein de monde et que je parle avec la caissière, j'arrive à suivre la conversation.	A B C D E F G	A B C D E F G
2.	Quand j'écoute une conférence, beaucoup d'informations sont perdues pour moi.	A B C D E F G	A B C D E F G
3.	Des bruits inattendus, tels qu'un détecteur de fumée ou une sonnerie d'alarme, me sont pénibles.	A B C D E F G	A B C D E F G
4.	J'ai de la peine à suivre une conversation quand je suis chez moi, avec quelqu'un de ma famille.	A B C D E F G	A B C D E F G
5.	J'ai de la peine à comprendre les dialogues au cinéma ou au théâtre.	A B C D E F G	A B C D E F G
6.	Quand j'écoute les informations en voiture et que des membres de ma famille sont en train de parler, j'ai de la peine à entendre les nouvelles.	A B C D E F G	A B C D E F G
7.	Quand je dîne avec plusieurs personnes et que j'essaie d'avoir une conversation avec l'une d'entre elles, j'ai de la peine à comprendre ce qu'elle dit.	A B C D E F G	A B C D E F G
8.	Les bruits de la circulation sont trop forts.	A B C D E F G	A B C D E F G
9.	Quand je parle avec quelqu'un à travers une grande pièce vide, je comprends ses paroles.	A B C D E F G	A B C D E F G
10.	Quand je suis dans un petit bureau, en train de poser ou de me faire poser des questions, j'ai de la peine à suivre la conversation.	A B C D E F G	A B C D E F G
11.	Quand je suis dans une salle de cinéma ou de théâtre et que les gens murmerent et froissent du papier autour de moi, j'arrive quand même à comprendre le dialogue.	A B C D E F G	A B C D E F G
12.	Quand j'ai une conversation avec un ami et que nous parlons doucement, j'ai de la peine à comprendre.	A B C D E F G	A B C D E F G

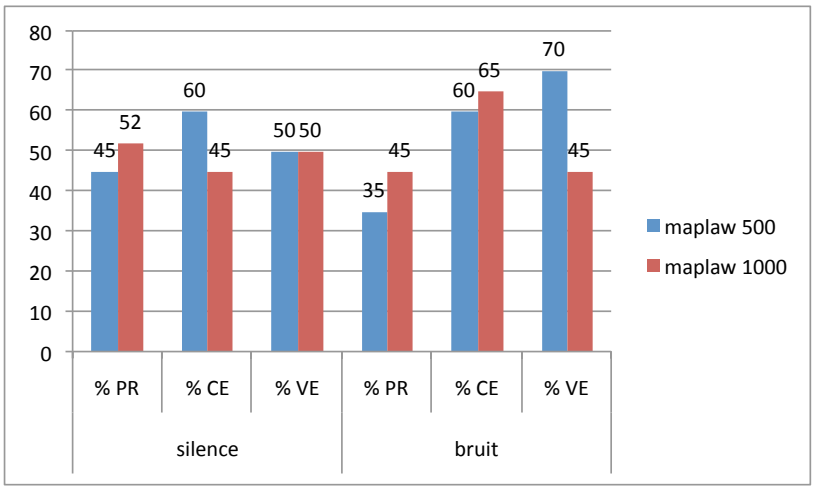
HARL
Hearing Aid Research Lab.

A	Toujours (99%)
B	Presque Toujours (87%)
C	En général (75%)
D	La moitié du temps (50%)
E	Parfois (25%)
F	Rarement (12%)
G	Jamais (1%)

		Non appareillé	**Appareillé**
13.	Les bruits d'eau courante, chasse d'eau ou douche par exemple, sont trop forts et me sont pénibles.	A B C D E F G	A B C D E F G
14.	Quand un orateur parle à un petit groupe et que tout le monde écoute calmement, je dois faire un effort pour comprendre.	A B C D E F G	A B C D E F G
15.	Lors d'une conversation tranquille avec mon médecin, dans son cabinet de consultation, il m'est difficile de suivre la conversation.	A B C D E F G	A B C D E F G
16.	Je comprends les conversations même quand plusieurs personnes sont en train de parler.	A B C D E F G	A B C D E F G
17.	Les bruits de chantier sont trop forts et me sont pénibles.	A B C D E F G	A B C D E F G
18.	J'ai de la peine à comprendre ce qui se dit lors de conférences ou de services religieux.	A B C D E F G	A B C D E F G
19.	J'arrive à communiquer avec les autres dans une foule.	A B C D E F G	A B C D E F G
20.	Le bruit de la sirène d'un camion de pompiers à proximité est si fort que je dois me boucher les oreilles.	A B C D E F G	A B C D E F G
21.	Je peux suivre le sermon, lors d'un service religieux.	A B C D E F G	A B C D E F G
22.	Les crissements de pneus sont trop forts et me sont pénibles.	A B C D E F G	A B C D E F G
23.	Dans des conversations en tête à tête, dans une pièce calme, je dois demander aux gens de répéter.	A B C D E F G	A B C D E F G
24.	J'ai du mal à comprendre les autres quand un système d'air conditionné ou un ventilateur est en marche.	A B C D E F G	A B C D E F G

Annexe 23 : Résultats de l'étude clinique de Jean-Louis P.

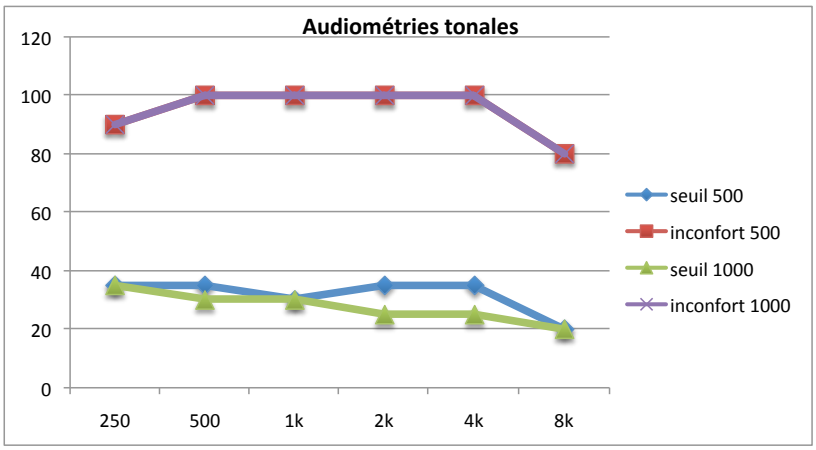


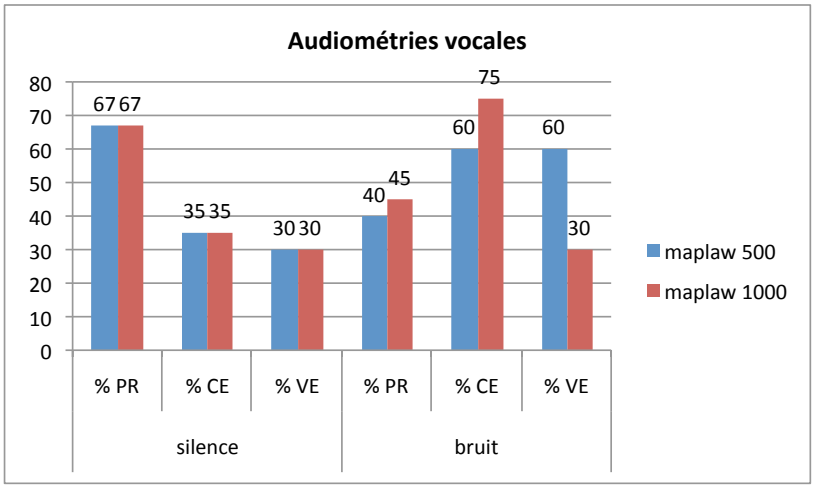


Environnement sonore	Maplaw préféré
1.Calme avec une personne connue	1000
2.Calme avec une personne inhabituelle	1000
3.Repas à plusieurs	1000
4.Dans un brouhaha d'une foule	1000
5.Bruit de fond continu (train, ...)	1000
6.Radio, télévision (sans LL[1])	1000
7.Téléphone	nc
8.Comparé au programme habituel	Programme habituel identique au maplaw 1000

[1] Lecture Labiale ; %PR : pourcentage de phonèmes reconnus ; %CE : pourcentage de consonnes erronées ; %VE : pourcentage de voyelles erronées

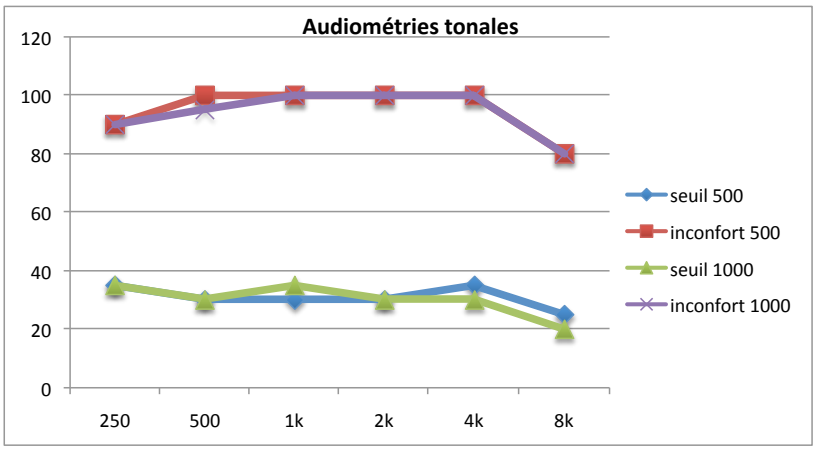
Annexe 24 : Résultats de l'étude clinique de Marc G.

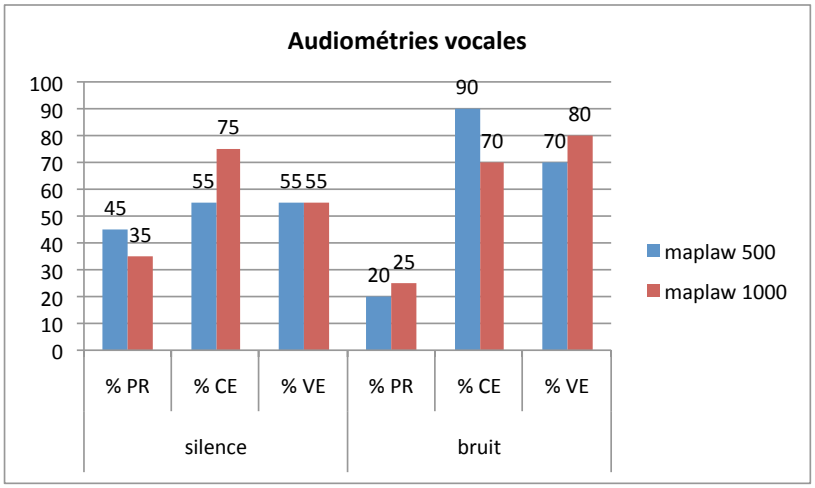




Environnement sonore	Maplaw préféré
1.Calme avec une personne connue	1000
2.Calme avec une personne inhabituelle	1000
3.Repas à plusieurs	1000
4.Dans un brouhaha d'une foule	1000
5.Bruit de fond continu (train, ...)	1000
6.Radio, télévision (sans LL[1])	1000
7.Téléphone	1000
8.Comparé au programme habituel	Programme habituel identique au maplaw 1000

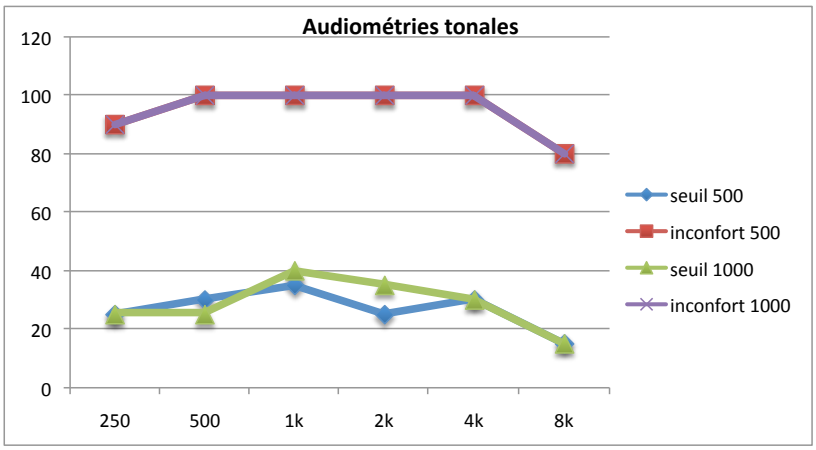
Annexe 25 : Résultats de l'étude clinique de Daniel M.

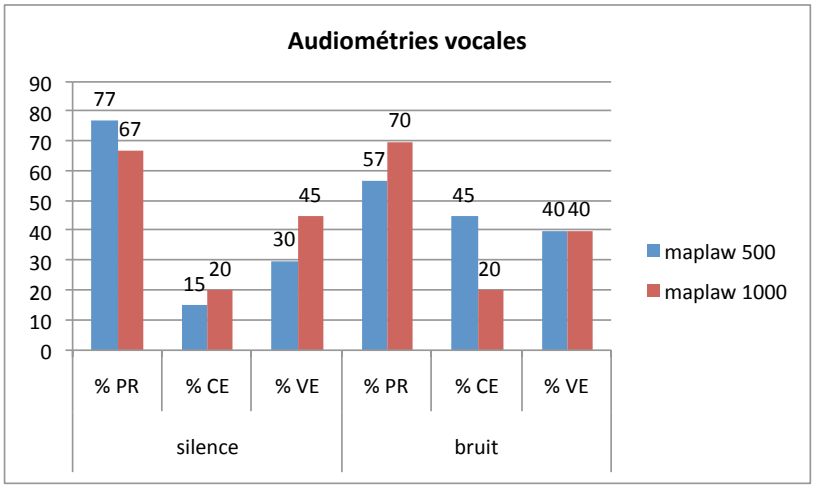




Environnement sonore	Maplaw préféré
1.Calme avec une personne connue	1000
2.Calme avec une personne inhabituelle	1000
3.Repas à plusieurs	1000
4.Dans un brouhaha d'une foule	1000
5.Bruit de fond continu (train, ...)	1000
6.Radio, télévision (sans LL[1])	1000
7.Téléphone	500 et 1000
8.Comparé au programme habituel	Programme habituel identique au maplaw 500

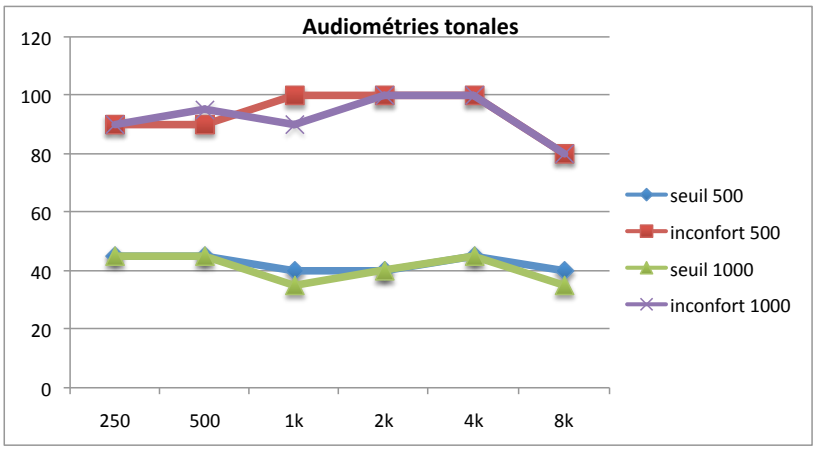
Annexe 26 : Résultats de l'étude clinique de Pierrette F.

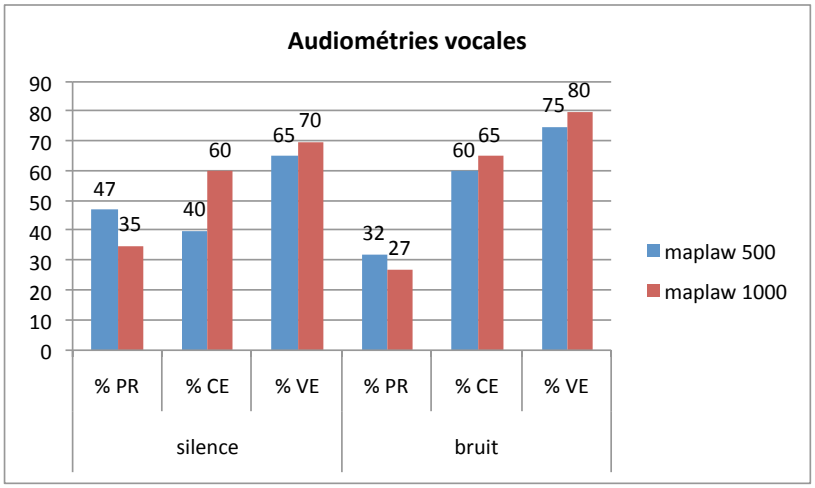




Environnement sonore	Maplaw préféré
1.Calme avec une personne connue	1000
2.Calme avec une personne inhabituelle	1000
3.Repas à plusieurs	1000
4.Dans un brouhaha d'une foule	1000
5.Bruit de fond continu (train, ...)	1000
6.Radio, télévision (sans LL[1])	1000
7.Téléphone	1000
8.Comparé au programme habituel	Programme habituel identique au maplaw 1000

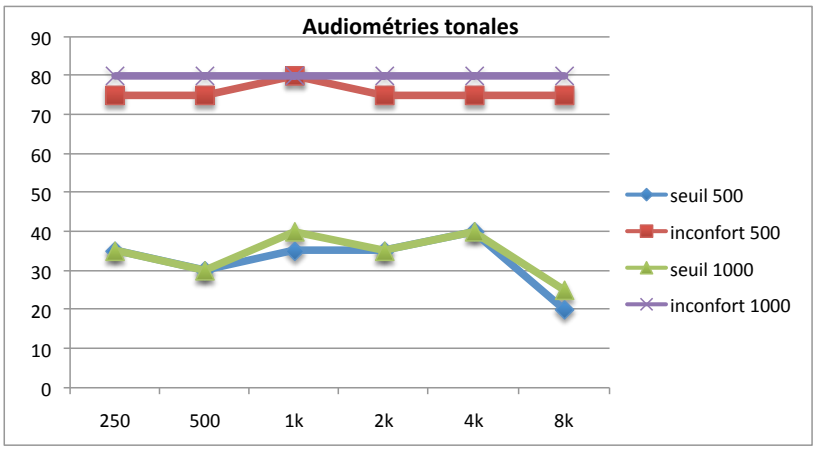
Annexe 27 : Résultats de l'étude clinique de Maurice P.

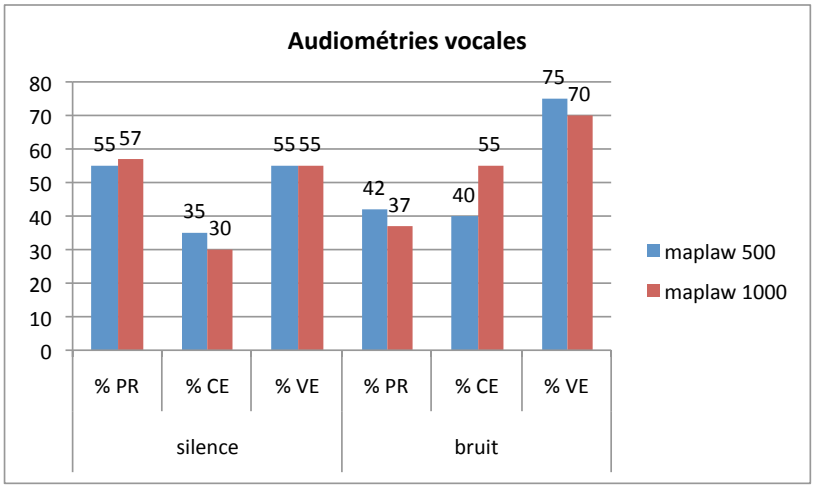




Environnement sonore	Maplaw préféré
1.Calme avec une personne connue	1000
2.Calme avec une personne inhabituelle	1000
3.Repas à plusieurs	1000
4.Dans un brouhaha d'une foule	1000
5.Bruit de fond continu (train, ...)	1000
6.Radio, télévision (sans LL[1])	1000
7.Téléphone	nc
8.Comparé au programme habituel	Programme habituel est meilleur que le maplaw 500 et le maplaw 1000

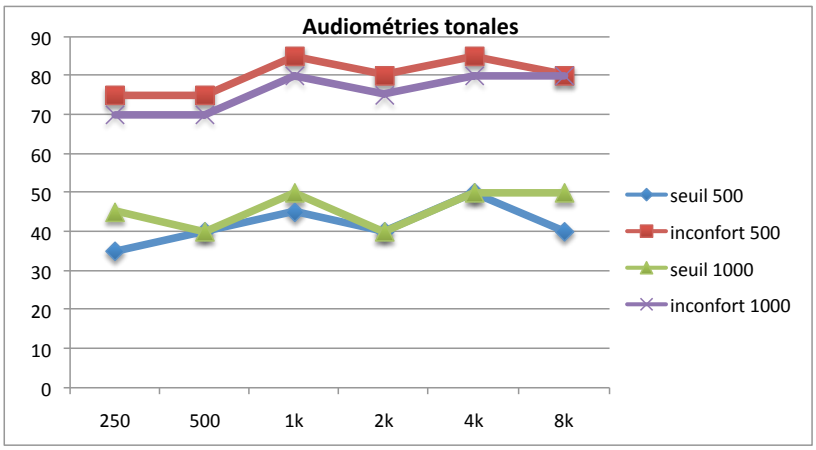
Annexe 28 : Résultats de l'étude clinique de Monique G.

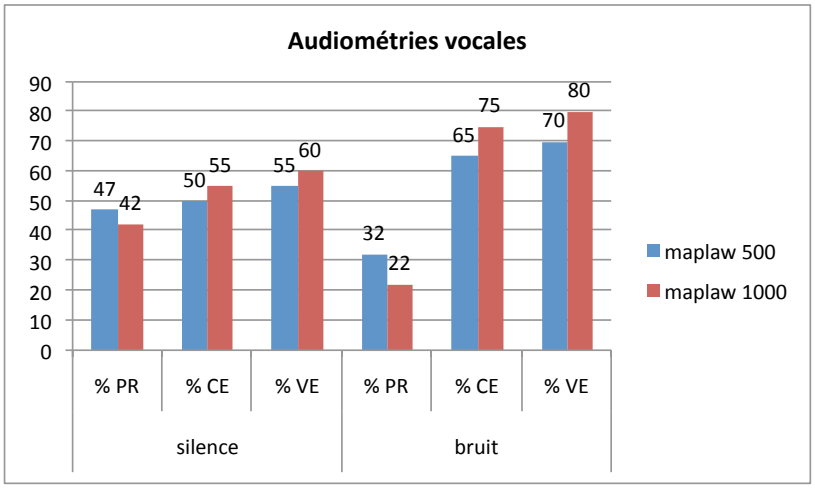




Environnement sonore	Maplaw préféré
1.Calme avec une personne connue	500 et 1000
2.Calme avec une personne inhabituelle	500 et 1000
3.Repas à plusieurs	500 et 1000
4.Dans un brouhaha d'une foule	500 et 1000
5.Bruit de fond continu (train, ...)	500 et 1000
6.Radio, télévision (sans LL[1])	500 et 1000
7.Téléphone	nc
8.Comparé au programme habituel	nc

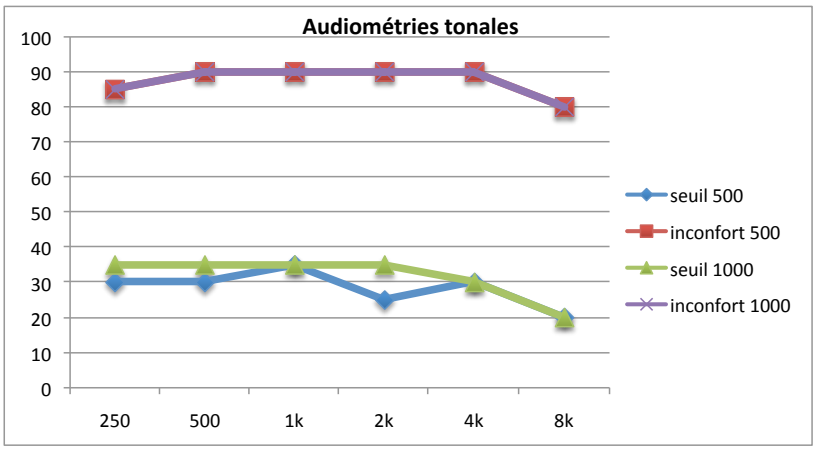
Annexe 29 : Résultats de l'étude clinique de Jean R.

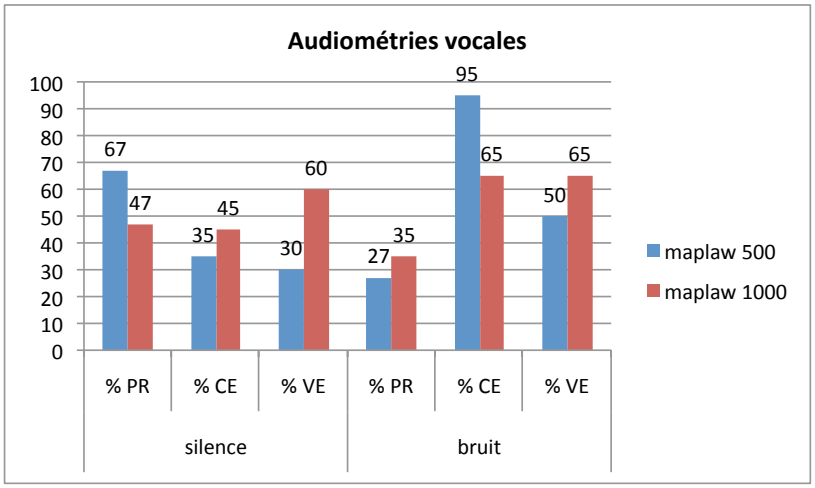




Environnement sonore	Maplaw préféré
1.Calme avec une personne connue	1000
2.Calme avec une personne inhabituelle	1000
3.Repas à plusieurs	500 et 1000
4.Dans un brouhaha d'une foule	500 et 1000
5.Bruit de fond continu (train, ...)	1000
6.Radio, télévision (sans LL[1])	1000
7.Téléphone	1000
8.Comparé au programme habituel	Programme habituel identique au maplaw 1000

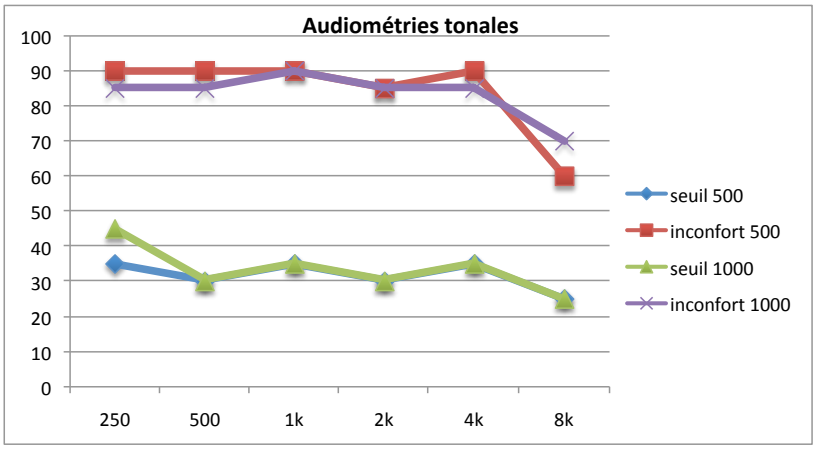
Annexe 30 : Résultats de l'étude clinique de Jean-Noel Q.





Environnement sonore	Maplaw préféré
1.Calme avec une personne connue	nc
2.Calme avec une personne inhabituelle	nc
3.Repas à plusieurs	nc
4.Dans un brouhaha d'une foule	nc
5.Bruit de fond continu (train, ...)	nc
6.Radio, télévision (sans LL[1])	nc
7.Téléphone	nc
8.Comparé au programme habituel	nc

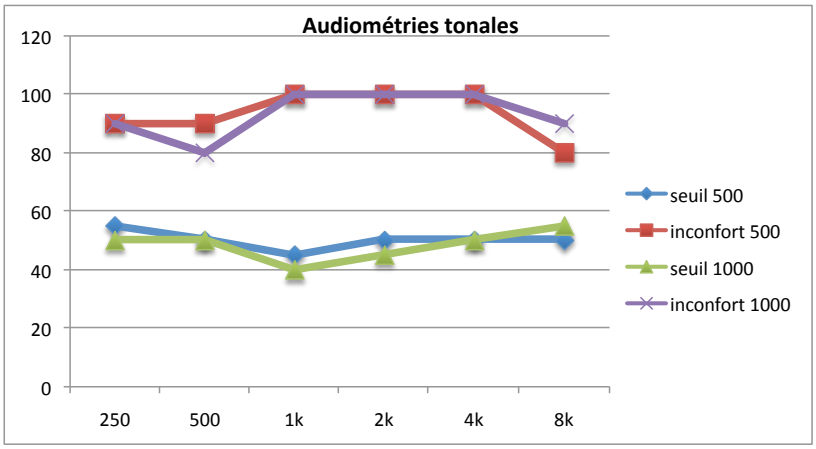
Annexe 31 : Résultats de l'étude clinique de Henri B.



N.B : Vocale «impossible»

Environnement sonore	Maplaw préféré
1.Calme avec une personne connue	nc
2.Calme avec une personne inhabituelle	nc
3.Repas à plusieurs	nc
4.Dans un brouhaha d'une foule	nc
5.Bruit de fond continu (train, ...)	nc
6.Radio, télévision (sans LL[1])	nc
7.Téléphone	nc
8.Comparé au programme habituel	nc

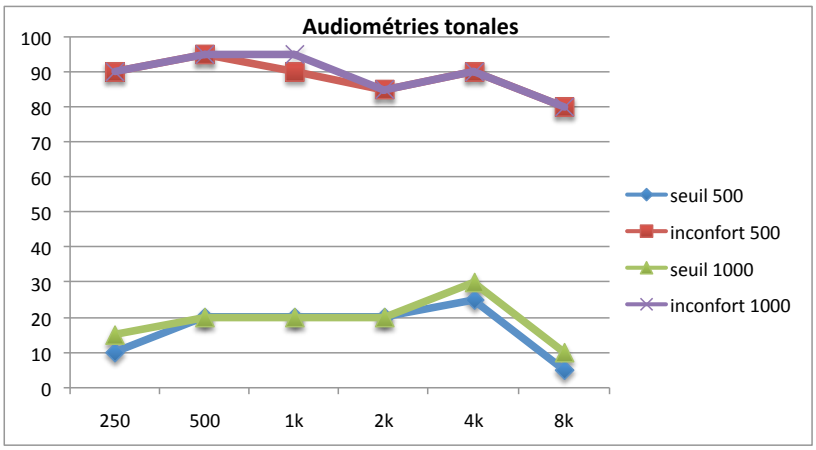
Annexe 32 : Résultats de l'étude clinique de Yvette G.

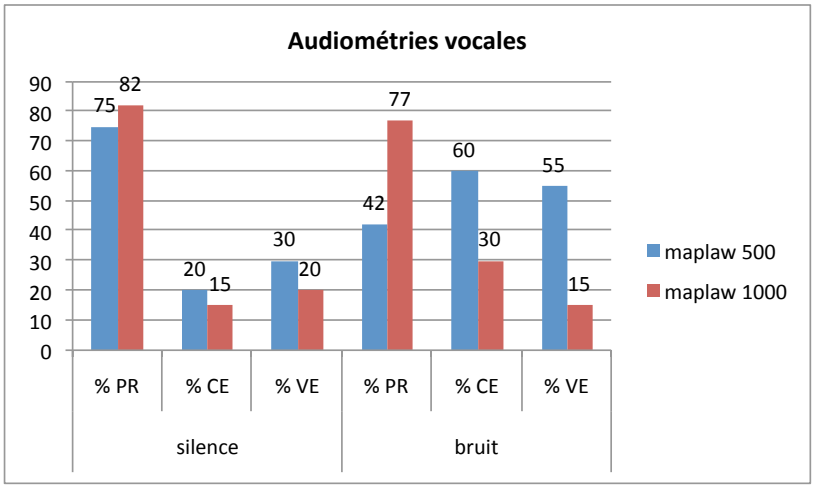


N.B cocale «impossible»

Environnement sonore	Maplaw préféré
1.Calme avec une personne connue	nc
2.Calme avec une personne inhabituelle	nc
3.Repas à plusieurs	nc
4.Dans un brouhaha d'une foule	nc
5.Bruit de fond continu (train, ...)	nc
6.Radio, télévision (sans LL[1])	nc
7.Téléphone	nc
8.Comparé au programme habituel	nc

Annexe 33 : Résultats de l'étude clinique de Nelly S.





Environnement sonore	Maplaw préféré
1.Calme avec une personne connue	nc
2.Calme avec une personne inhabituelle	nc
3.Repas à plusieurs	nc
4.Dans un brouhaha d'une foule	nc
5.Bruit de fond continu (train, ...)	nc
6.Radio, télévision (sans LL[1])	nc
7.Téléphone	nc
8.Comparé au programme habituel	nc

Résumé :
Dans la programmation de l'implant cochléaire Med El OPUS II, il est possible de choisir entre deux types de compression de sortie : Maplaw 500 et Maplaw 1000. Quel est le but de cette fonction ? Quel est le retentissement de telle ou telle compression sur les signaux en sortie de l'implant cochléaire et sur la compréhension du sujet implanté ? Pour répondre à ces questions nous nous sommes intéressé au fonctionnement de l'oreille et plus précisément à son système de compression du signal sonore. Ensuite nous nous sommes intéressé à la traduction de ces fonctions physiologiques dans l'implant cochléaire. Ce mémoire contient deux études : l'étude des signaux en sortie de l'implant et l'étude clinique faite en double aveugle. Il en ressort qu'une programmation est nettement plus appréciée que l'autre par les porteurs d'implant cochléaire, suggérant que cette programmation devrait être le réglage de référence.
Mots clés :
Etude clinique, double aveugle, fonction entrée-sortie, compression de sortie, implant cochléaire, Med El, OPUS II, signaux en sortie de l'implant cochléaire, compression cochléaire, Maplaw 500, maplaw 1000, compression du système auditif périphérique