

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



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 intéressés au fonctionnement de l'oreille et plus précisément à son système de compression du signal sonore. Ensuite nous nous sommes intéressés 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 en Maplaw 1000 est nettement plus appréciée par les porteurs d'implant cochléaire, suggérant que cette dernière devrait être le réglage de référence.

Mots clés : étude 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

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 seuil (T) et du niveau le plus confortable (MCL) 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 (Johnson DH). 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 (Zeng FG et al.).

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 (Dorman MF et al.).

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.

Ainsi nous nous sommes demandés quelles étaient les conséquences du Maplaw 500 par rapport au Maplaw 1000 sur l'audition auprès de cette population.

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 étude.

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 le 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.

1

De la compression cochléaire à l'implant

1.1 Compression cochléaire

Le système auditif périphérique utilise la compression afin d'intégrer le maximum d'informations dans la gamme dynamique limitée des neurones. Une part importante de la compression est obtenue grâce à la cochlée. La compression semble résulter de l'action mécanique des CCE (Cellules Ciliées Externes), amplifiant les vibrations sonores évoquées sur l'organe de Corti, et ce de façon dépendante au niveau de l'intensité. 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 (Cellules Ciliées Internes) et des neurones afférents primaires qui les innervent. (Bacon SP et al)

**Geoffrey
GUENSER**

gguenser@gmail.com

Ecole d'audioprothèse
de Nancy

Université de Henri
Poincaré, NANCY 1
Faculté de Pharmacie

Mémoire présenté
le 3 novembre 2010

1.2 Croissance de 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. La figure 1 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). La courbe B montre une fonction linéaire, liant les stimulations électriques SE (échelle linéaire, micro-ampères) aux stimulations acoustiques SA (échelle log, dB HL) : $SE = a \cdot \log(SA)$ où a est une constante. Cette fonction linéaire indique que la sensation de sonie (L) croît suivant une exponentielle : $L = SA^\theta = (10^{SE/a})^\theta = 10^{SE \cdot \theta/a}$

1.3 Maplaw

Un rôle extrêmement important de la compression est de restaurer une croissance de sonie similaire aux normo-entendants. Fu et Shannon (1998) ; Loizou et al (2000) ont montré que chez les porteurs d'implant utilisant la stratégie CIS, la meilleure perfor-

mance vocale était atteinte lorsque la compression restaurait une croissance de sonie dite normale (taux compris entre 0,1 et 0,3).

La figure 2 représente le schéma bloc de l'IC Med El. Il détaille les principaux organes de traitement du signal pour une stratégie de codage CIS.

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

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).

Les courbes sont tracées sur la figure 4. La figure 5 représente la différence des deux courbes.

On remarque que la différence entre les Maplaw 500 et 1000 est plus importante pour les niveaux d'entrées faibles. Par conséquent, 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.

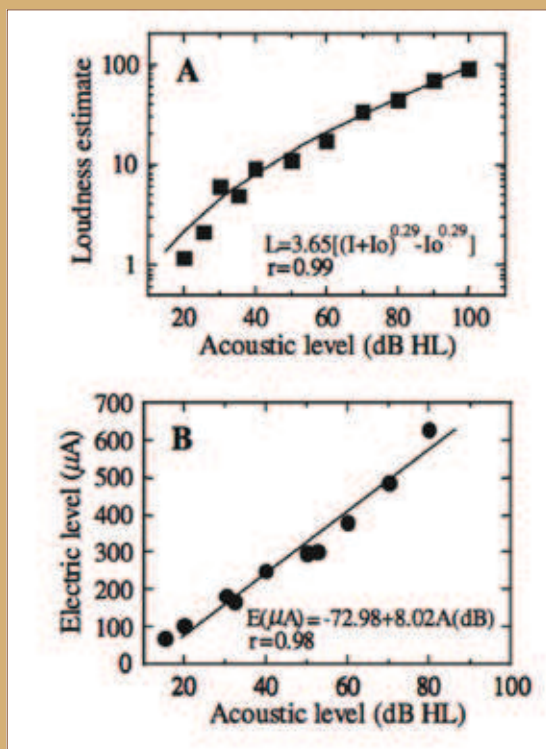


Figure 1 : Fonction de croissance de sonie par stimulation électrique d'un sujet normo-entendant (A) et fonction balance qui permet de passer d'un stimulus acoustique à électrique d'un sujet ayant un implant du tronc cérébrale unilatérale (B) La fonction de croissance de sonie montre une fonction puissance 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). (Zeng FG et al. 1994)

2 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.

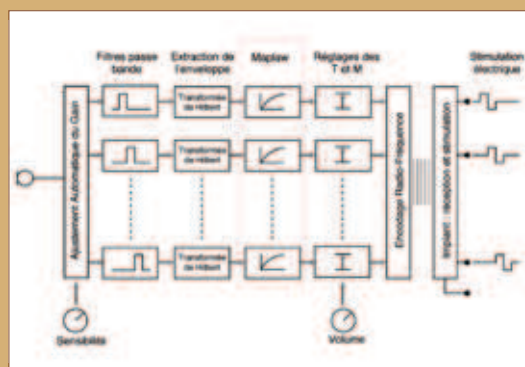


Figure 2 : Stratégie de codage CIS (données Med-El): schéma bloc

Le signal entre par le côté 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 découpent le signal en fréquence. La transformée de Hilbert extrait l'enveloppe du signal sur chaque bande de fréquence. La compression de sortie (Maplaw) est appliquée au signal. Elle est identique à 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) puis encodé en radio fréquence et transmis à l'implant. Le récepteur déchiffre le signal et le transforme en impulsions électriques elles-mêmes transmises aux électrodes. (Données Med-El 2010)



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.

2.1 Méthode

Programmation de l'implant

La programmation comprend deux mêmes maps, seul le Maplaw est changé : 500 pour le premier programme, 1000 pour le second. Dans la suite de cet article, 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.

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 été réglés à 825 cu. Le canal 1 bénéficie du traitement CSSS (traitement de la structure fine). L'implant est cadencé à 820pps.

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. 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 1mm 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

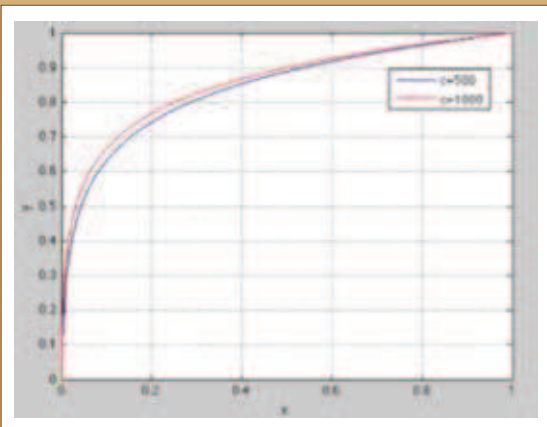


Figure 3 : Fonctions entrée-sortie Maplaw.
L'abscisse représente le signal entrant avec une dynamique « acoustique » comprise entre 30 et 100dB environ.
L'ordonnée représente le signal en sortie avec une dynamique « électrique » comprise entre les T (seuil liminaire électrique) et les C (seuil de confort électrique).
En rouge la fonction Maplaw 1000 (Coefficient $c=1000$)
En bleu la fonction Maplaw 500 (Coefficient $c=500$)

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 sélectionnée. L'ensemble est relié à un second ordinateur qui permet l'acquisition du signal à travers sa carte son intégrée.

Les données sont traitées 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. Les mesures sont réalisées dans une salle de la faculté de pharmacie de Nancy, traitée acoustiquement.

Signaux

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

Nous avons choisi deux trisyllabes parmi les listes de Frank LEFEVRE : [mimim] et [lululu]. Cela nous permet d'obtenir un moyen de comparaison entre deux syllabes différentes ayant tout de même des caractéristiques spectrales similaires.

Nous avons choisi d'étudier les canaux sur lesquels l'énergie est importante, c'est-à-dire ceux se trouvant sur une zone formantique. 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 soit C1 (canal 1 codant la bande de fréquence 100-198) ;
- un canal medium soit C3 (canal 3 codant la bande de fréquence 325-491) ;
- un canal apical soit C7 (canal 7 codant la bande de fréquence 1383-1893).

Nous avons vu dans la partie précédente que la compression de sortie était sensible à l'intensité en entrée. Nous avons choisi un niveau faible (55dBA), moyen (65dBA) et fort (75dBA).

2.2 Résultats

Voici un exemple de courbes obtenues à la sortie de l'implant.

La figure 5 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.

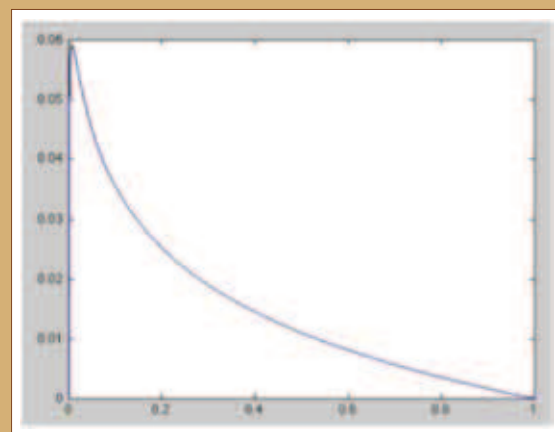


Figure 4 : Différence arithmétique entre les deux courbes Maplaw 500 et Maplaw 1000.

2.3 Discussion

La première observation que nous pouvons faire est l'extrême reproductibilité des courbes, ce, d'un programme à un autre mais également d'un canal à un autre, pour une même trisyllabe. Plus le niveau est important, moins le signal est «bruité».

Théoriquement, nous avons observé que la différenciation 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 trisyllabes, 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.

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 meilleurs 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.

2.4 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.

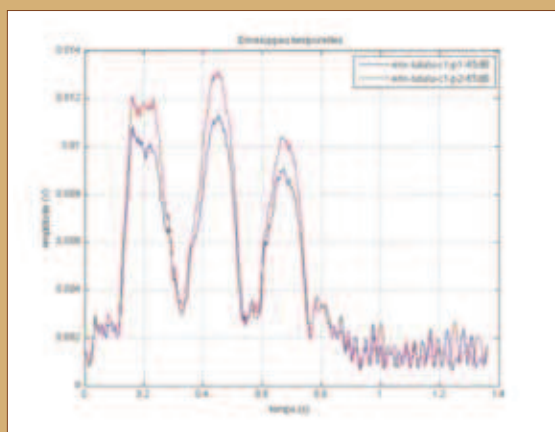


Figure 5 : Représentation temporelle des courbes enveloppes des signaux en sortie de l'implant.

Abscisse : temps en secondes

Ordonnée : amplitude en volts

Stimulus envoyé : [lululu] à 65dBA

Electrode testé : C1

Courbe rouge : programmation en Maplaw 1000

Courbe bleue : Programmation en Maplaw 500

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

Tableau 1 : Comparaison des courbes Maplaw 500 et 1000 en fonction du stimulus et du canal testé.

Toutefois, ces tests nous ont permis de nous renseigner sur les signaux stimulant le nerf auditif. Nous avons pu constater les différents types de stimulation de l'IC Med-EI. Une très grande reproductibilité des signaux à travers les électrodes et les programmes a été démontrée. 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, étant la 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 60dB SPL, représentant l'intensité moyenne de la parole dans la vie courante.

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 ouvre le sujet à des tests plus approfondis sur l'implant cochléaire et le Maplaw.

3

Etude clinique

L'étude clinique est la partie la plus révélatrice. La principale tâche d'un régleur est d'apporter la meilleure intelligibilité avec un confort acceptable. Pour appréhender l'efficacité d'un réglage, il est coutume de réaliser une étude clinique auprès d'un échantillon. L'étude se compose de deux parties, d'une part de tests audiométriques, d'autre part la remise d'un questionnaire pour l'évaluation des programmes au quotient.

3.1 Méthode

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-EI Opus II. Si l'un des implants ne peut être programmé avec les Maplaw il sera déconnecté pendant les tests, tout comme les ACA controlatéraux. Les tests furent réalisés sur 11 patients de l'hôpital Pontchaillou de Rennes.



Patients	Age	Remarques
Monsieur P.	nc	IC seul, pas d'ACA (appareil de correction auditif) controlatérale
Monsieur G.	40	ACA controlatérale
Monsieur M.	56	ACA controlatérale
Madame F.	62	Implantation bilatérale avec des IC Med-El Opus II
Monsieur P.	70	ACA controlatérale
Madame G.	nc	pas d'ACA controlatérale
Monsieur R.	69	ACA controlatérale
Monsieur Q.	45	ACA controlatérale
Monsieur B.	62	ACA controlatérale
Madame L.	78	ACA controlatérale
Madame S.	48	ACA controlatérale

Tableau 2 : Recensement des sujets ayant effectué les tests cliniques

■ Programmation de l'implant

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. 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 connaît la programmation de l'implant, qu'il reporte sur un tableau; nous réalisons une étude en double aveugle, le testeur et le patient ne doivent pas connaître la programmation de l'IC.

■ Mesures audiométriques

Une audiométrie tonale liminaire et une audiométrie tonale d'inconfort sont effectuées.

La passation des audiométries vocales se fait en champ libre, avec les listes phonémiques de Monsieur Frank 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). 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.

■ Questionnaire

Nous le savons, les tests en cabine ne reflètent pas la réalité des scènes auditives quotidiennes. Après la passation des tests, un questionnaire de qualité de vie est remis aux sujets afin de recueillir leur avis sur les différents réglages.

Ce questionnaire est une version simplifiée du questionnaire APHAB (Abbreviated Profile of Hearing Aid Benefit) -Formulaire A- destiné aux malentendants appareillés. Seules quelques questions ont été sélectionnées et adaptées sur les 24 qu'il comprend initialement. Trois situations de la vie courante ont été retenues : conversation dans le calme, dans le bruit et sans lecture labiale.

3.2 Résultats

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

Les figures 6 et 7 montrent respectivement l'analyse statistique des seuils audiométriques liminaires et les seuils audiométriques d'inconfort des sujets.

Les figures 8 et 9 représentent respectivement les analyses statistiques des audiométries vocales dans le silence et dans le bruit.

La figure 10 reprend les réponses de chacune des questions sous forme de diagramme en barres ; les réponses sont ramenées en pourcentage. Les abscisses numérotées de 1 à 7 précise l'ambiance de la scène auditive.

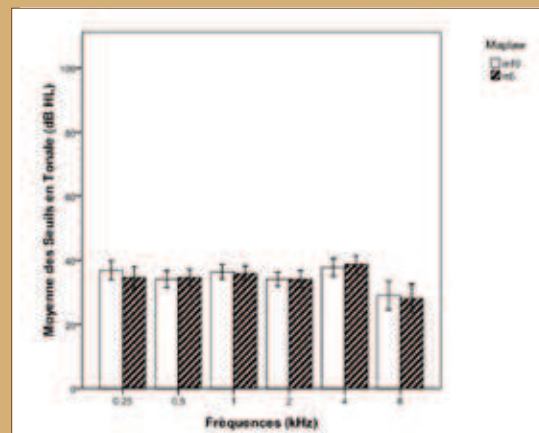


Figure 6 : Analyse statistique des seuils audiométriques liminaires des 11 sujets

En abscisse est représentée la fréquence en kHz, en ordonnée les moyennes des seuils. Les bâtons blancs représentent la moyenne des résultats pour le Maplaw 1000, les bâtons hachurés représentent les résultats pour le Maplaw 500.

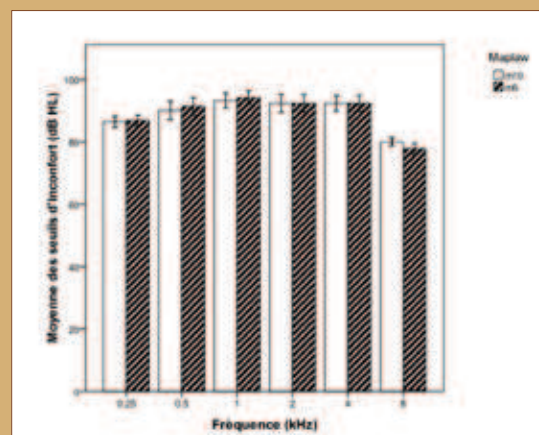


Figure 7 : Analyse statistique des seuils audiométriques d'inconfort des 11 sujets

En abscisse est représentée la fréquence en kHz, en ordonnée les moyennes des seuils. Les bâtons blancs représentent la moyenne des résultats pour le Maplaw 1000, les bâtons hachurés représentent les résultats pour le Maplaw 500.



3.3 Discussion

On ne relève aucune différence significative entre les programmations en Maplaw 500 et en Maplaw 1000 sur les moyennes des résultats des audiométries tonales. Cela semble logique car la fonction Maplaw n'affecte pas les seuils électriques T et C mais seulement la vitesse de croissance de l'intensité.

Nous avons remarqué pendant notre étude physique que le Maplaw 1000 admettait des amplitudes de courbes enveloppes plus importantes ce qui nous avait laissé penser à une meilleure compréhension de la parole.

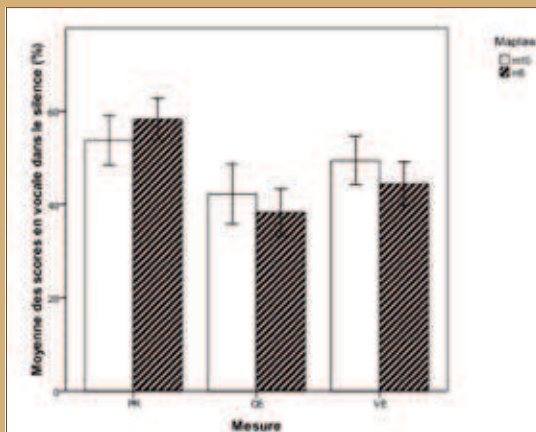


Figure 8 : Analyse statistique des scores de compréhension dans le silence chez 9 des 11 sujets
Sont représentés sur ce graphique le pourcentage de reconnaissance des phonèmes (PR), le pourcentage de voyelles (VE) et de consonnes (CE) erronées. Les bâtons blancs représentent les résultats pour le Maplaw 1000, les bâtons hachurés représentent les résultats pour le Maplaw 500.

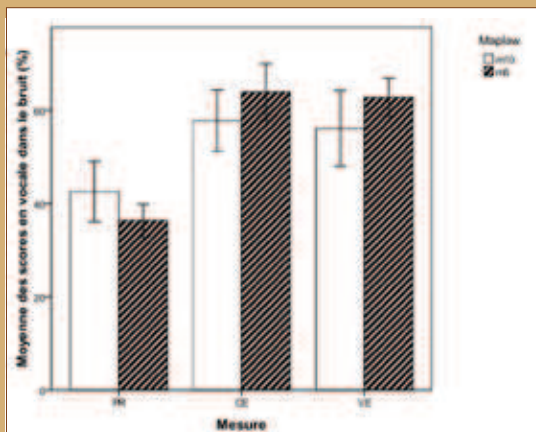


Figure 9 : Analyse statistique des scores de compréhension dans le bruit chez 9 des 11 sujets.
Sont représentés sur ce graphique le pourcentage de reconnaissance des phonèmes (PR), le pourcentage de voyelles (VE) et de consonnes (CE) erronées. Les bâtons blancs représentent les résultats pour le Maplaw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

Hors, lorsque nous analysons les données des audiométries vocales, aucune différence significative n'apparaît entre les programmations 500 et 1000.

Lorsque l'on s'intéresse au questionnaire, les résultats se montrent plus précis.

On remarque l'émergence importante des réponses en faveur de la programmation en Maplaw 1000. Hormis un sujet qui n'a pas trouvé de différence entre les programmations en Maplaw 500 et 1000, tous les sujets préfèrent la programmation en Maplaw 1000, quelle que soit l'ambiance sonore et le type de discours

3.4 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 vocales n'est notable, que ce soit dans le silence comme dans le bruit. Jusqu'à présent, tout porte à croire que la différence entre ces deux fonctions Maplaw est trop infime. Il faudrait augmenter la puissance statistique du test, soit en augmentant le nombre de sujets soit en pratiquant des examens plus précis, ce qui permettrait de faire émerger une différence significative.

Lorsque l'on demande aux sujets quelle est leur préférence en terme de programmation, 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.

4

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

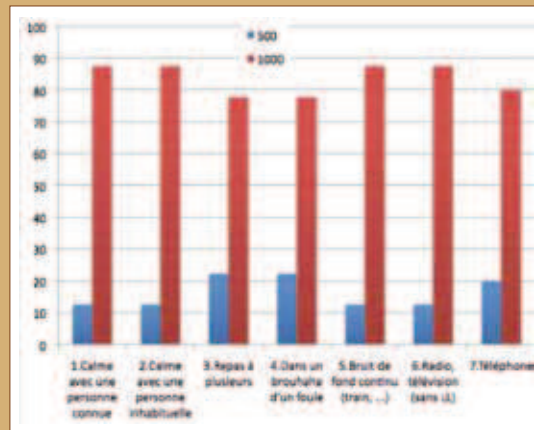


Figure 10 : Réponses du questionnaire ramenées en %
En bleu le % des réponses favorables au Maplaw 500
En rouge le % des réponses favorables au Maplaw 1000



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 apparaît que la recherche fondamentale dans les implants cochléaires a encore beaucoup de perspectives.

Nous avons rappelé que la compression cochléaire joue un rôle conséquent 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. En outre, nous avons pu démontrer que le Maplaw 1000 augmente le contraste et l'amplitude de la parole proche de 60dB SPL, l'intensité moyenne de la parole dans la vie quotidienne.

Notre étude clinique ne nous a pas permis de montrer de différence significative entre les Maplaw 500 et 1000 à travers nos examens en cabine audiométrique. Le questionnaire remis aux patients a permis de révéler cette différence. La préférence du Maplaw 1000 au Maplaw 500 est évidente chez les porteurs d'IC, cela suggère que le Maplaw 1000 devrait être le réglage de référence.

5 Bibliographie

1. 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
2. Zeng FG, Shannon RV, Psychophysical laws revealed by electric hearing, *Neuroreport*, Vol 10, 1999, p1931-1935
3. 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
4. Bacon SP, Fay RR, Pooper AN, Compression, *Springer Handbook of Auditory Research*, 2004, p25
5. Fu QJ, Shannon RV (1998) Effects of amplitude non-linearity on phoneme recognition by cochlear implant users and normal-hearing listeners. *J Acoust Soc Am* 105:2570-2577.
6. Loizou PC, Poroy O, Dorman M (2000b) The effect of parametric variations of cochlear implant processors on speech understanding. *J Acoust Soc Am* 108:790-802.
7. Zeng FG, Shannon RV, Loudness-coding mechanisms inferred from electric stimulation of the human auditory system, *Science*, Vol 264, 1994, p564-566
8. Philibert B, Cours sur les implants cochléaire MedEI, D.E. d'Audioprothésiste, Nancy, 2010.

L'annuaire Français d'Audiophonologie

36^e année - édition 2011




www.annuaire-audition.com

OCEP édition - 27-31 rue Gabriel Péri 94220 CHARENTON-LE PONT
T. 01 43 53 33 33 - F. 01 43 53 33 34 - marketing@ocep.fr

Pour la commande par
 A renvoyer à: OCEP édition, 27-31 rue Gabriel Péri 94220 Charenton-le-Pont
 Nom / Prénom société : _____ Ville : _____ E-mail : _____
 Adresse : _____
 Code postal : _____
 ☐ Désire recevoir la 21^e édition de l'Annuaire d'Audiophonologie au prix unitaire de 64 € (frais de port inclus)
 Total de la commande : exemplaire(s) x 64 € = €
 Joindre le règlement par chèque à l'ordre de OCEP édition