



Université de Rennes 1

Faculté de médecine

Ecole d'audioprothèse J. E. Bertin de Fougères

Effet du réglage de la compression multibande de sortie sur les résultats audiométriques chez les implantés cochléaires Digisonic SP avec processeur Saphyr

Mémoire présenté en vue de l'obtention du diplôme d'état d'audioprothésiste

Par Romain GIRARDIN

Sous la direction de Monsieur Frank LEFEVRE

Année 2014-2015

Remerciements

Je voudrais remercier les personnes suivantes :

- M. Frank Lefèvre, audioprothésiste à Rennes, pour sa confiance, ses précieux conseils et son investissement au cours du stage comme du mémoire. J'ai apprécié les discussions que l'on a pu avoir sur notre beau métier ainsi que son avenir.

- Mme Sandrine Boisseleau, audioprothésiste et régleuse d'implants à Nantes, pour son aide précieuse lors du recrutement de patients.

- Toute l'équipe d'implantation du CHU Ponchaillou de Rennes dirigée par le professeur Benoit Godey, ainsi que les régleurs d'implant : Stéphane Laurent, Patrice Souètre et Yves Leprêtre.

- M. Dan Gnansia et toute l'équipe de NEURELEC : M. Romain Cardo, M. René-Charles Valade.

- M. Alexis Barraud, et M. Guillaume Lochon, audioprothésistes aux laboratoires Frank Lefèvre pour leurs nombreux conseils.

- Krystel et Nolwenn, assistantes aux laboratoires Frank Lefèvre de Rennes et Saint-Grégoire pour leur bonne humeur et la bonne ambiance qu'elles ont insufflée à ce stage.

- Toutes les personnes implantées testées, sans lesquelles ce mémoire n'aurait pu être réalisé, pour leur disponibilité, leur implication, leur patience et leur gentillesse.

- Mlle Margaux Guillotel, co-stagiaire, pour son soutien, son amitié et sa bonne humeur, elle deviendra sans aucun doute une consœur brillante.

- Ma famille et mes amis pour m'avoir soutenu pendant toute cette période.

Table des matières

Remerciements	- 2 -
Introduction	- 6 -
Partie 1 : Rappels	- 8 -
A) But de la compression dans les implants cochléaires	- 8 -
I) Dynamique auditive	- 8 -
II) Dynamique électrique	- 9 -
B) Compression et IC	- 11 -
I) Compression en une étape.....	- 11 -
II) Compression en deux étapes	- 12 -
III) Caractéristiques des AGC	- 13 -
1) Seuil d'enclenchement et taux de compression	- 13 -
2) AGC rapide et AGC lent	- 14 -
3) Avantages et inconvénients	- 15 -
C) Rôle de la dynamique d'entrée	- 17 -
I) Définition.....	- 17 -
II) Influence sur la perception de la parole.....	- 19 -
D) Système Neurelec	- 20 -
I) Les étapes du traitement du signal	- 20 -
II) Stratégie XDP.....	- 22 -
1) Réglage de l'énergie acoustique.....	- 22 -
2) Contrôle de la dynamique d'entrée	- 22 -
3) Dynamique par fréquence.....	- 23 -
4) Choix du point d'inflexion	- 23 -
E) Perception de la parole chez les implantés cochléaires	- 24 -
I) Résolution temporelle.....	- 24 -
II) Résolution fréquentielle.....	- 24 -
III) Confusions phonétiques.....	- 25 -
IV) Disparité des performances	- 26 -

V) Compression et compréhension	- 26 -
---------------------------------------	--------

Partie 2 : Etude - 27 -

A) Objet de l'étude	- 27 -
----------------------------------	---------------

B) Population étudiée.....	- 27 -
-----------------------------------	---------------

C) Matériel et Méthodes	- 28 -
--------------------------------------	---------------

I) Etude physique.....	- 28 -
------------------------	--------

1) Matériel	- 28 -
-------------------	--------

2) Méthodes	- 29 -
-------------------	--------

II) Etude clinique.....	- 31 -
-------------------------	--------

1) Matériel	- 31 -
-------------------	--------

2) Méthodes	- 32 -
-------------------	--------

a) Stimuli utilisés.....	- 32 -
--------------------------	--------

b) Notations des résultats	- 32 -
----------------------------------	--------

c) Mode de passation des tests.....	- 33 -
-------------------------------------	--------

d) La programmation de l'implant.....	- 33 -
---------------------------------------	--------

e) Tests audiométriques.....	- 34 -
------------------------------	--------

D) Résultats	- 34 -
---------------------------	---------------

I) Résultats de l'étude physique	- 34 -
--	--------

1) Résultats des mesures physiques pour la syllabe bé-bé-bé à 50 db.....	- 35 -
--	--------

2) Résultats des mesures physiques pour la syllabe bé-bé-bé à 60 db.....	- 35 -
--	--------

3) Résultats des mesures physiques pour la syllabe bé-bé-bé à 70 db.....	- 36 -
--	--------

II) Résultats de l'étude clinique	- 40 -
---	--------

1) Visualisation des pourcentages de phonèmes reconnus.....	- 40 -
---	--------

2) Visualisation des pourcentages de consonnes reconnues.....	- 46 -
---	--------

3) Visualisation des pourcentages de voyelles reconnues	- 51 -
---	--------

4) Résultats des seuils liminaires d'audiométrie tonale.....	- 56 -
--	--------

E) Discussion	- 57 -
----------------------------	---------------

I) Etude physique.....	- 57 -
------------------------	--------

1) Dynamique auditive à 50 dB.....	- 57 -
------------------------------------	--------

2) Dynamique auditive à 60 dB.....	- 57 -
------------------------------------	--------

3) Dynamique auditive à 70 dB.....	- 57 -
------------------------------------	--------

II) Etude clinique.....	- 57 -
-------------------------	--------

1) Pourcentage de phonèmes reconnus.....	- 57 -
2) Pourcentage de consonnes reconnues	- 58 -
3) Pourcentage de voyelles reconnues.....	- 58 -
4) Scores d'audiométrie tonale	- 59 -
F) Limites	- 59 -
I) Limites de l'étude physique.....	- 59 -
II) Limites de l'étude clinique	- 60 -
G) Conclusions	- 61 -
I) Conclusion de l'étude physique	- 61 -
II) Conclusion de l'étude clinique	- 61 -
Conclusion.....	- 62 -
Bibliographie	- 63 -
Répertoire des figures	- 65 -
Répertoire des tableaux.....	- 68 -
Annexes	- 69 -

Introduction

L'implant cochléaire (IC), système électro-acoustique, apparu dans les années 60 est adapté aux patients atteints de surdités sévères à profondes. Il permet de stimuler directement le nerf auditif et d'apporter des informations auditives au cerveau.

Des nouvelles stratégies de codage sont développées par les différents fabricants d'implants pour améliorer la compréhension de la parole pour les sujets implantés.

En moyenne, les patients retrouvent environ 80% de compréhension. Il existe cependant des différences inter-individus importantes. Au-delà de ces différences, certaines situations sonores sont plus propices que d'autres pour faciliter l'intelligibilité. En effet, les résultats aux tests de compréhension de la parole dépendent notamment du niveau d'intensité des sons émis.

Le nouveau processeur d'implant cochléaire Saphyr de Neurelec propose dans sa dernière version un traitement du signal offrant une compression de sortie multibande nommée XDP en remplacement des contrôles automatiques de gain classiques (AGC). Cela permet un ajustement du niveau électrique de sortie en fonction du niveau acoustique d'entrée. Le système XDP est aujourd'hui statique, c'est-à-dire que le niveau de compression ne change pas automatiquement. Cependant, cette fonction est destinée à devenir automatique. Un détecteur du niveau sonore placé en entrée du système permettrait d'adapter automatiquement la position de ce point d'inflexion.

C'est pourquoi il m'est paru intéressant d'étudier l'impact d'une modification de la compression pour le processeur Saphyr de Neurelec. Ce paramètre est très souvent laissé par défaut sur son preset intermédiaire.

Quels sont les effets du réglage de la compression multibande de sortie sur les résultats audiométriques chez les implantés cochléaires Digisonic SP avec processeur Saphyr ?

Un premier chapitre permettra d'effectuer quelques rappels :

Une première partie permettra de présenter l'intérêt de la compression dans les implants cochléaires.

La seconde partie définira l'apport des différents mécanismes de compression pour les implantés cochléaires.

Dans un troisième temps, l'influence de la dynamique d'entrée sera étudiée.

Le principe de fonctionnement des implants Neurelec et leur stratégie de codage ainsi que sa stratégie XDP seront détaillés en quatrième partie.

Dans une cinquième partie, une revue des résultats des implantés ainsi que leurs limites de compréhension sera effectuée.

Le second chapitre concernera l'étude de ce mémoire :

Les différents presets de compression de la stratégie XDP par le biais d'une étude physique seront comparés.

Le protocole d'étude clinique, les patients et les résultats de cette étude seront également détaillés.

Partie 1 : Rappels

A) But de la compression dans les implants cochléaires

Les implants cochléaires sont maintenant acceptés comme un traitement efficace pour les surdités sévères et profondes. [1]

I) Dynamique auditive

L'oreille humaine est capable de traiter et d'assimiler des signaux sonores de 0 à 120 dB SPL, cela correspond à la dynamique auditive du nerf auditif. L'implant cochléaire doit donc restituer l'ensemble des différents niveaux d'intensités.

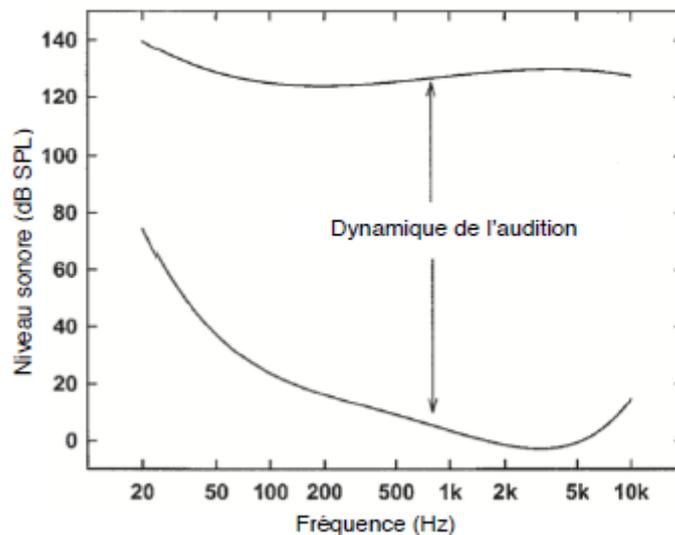


FIGURE 1 : Dynamique de l'audition humaine

La ligne basse représente le seuil auditif. La ligne 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.

[2]

II) Dynamique électrique

Plusieurs auteurs tels que House (1976), Clark et al (1987), Moore (2003) affirment que les implants cochléaires court-circuitent le processus de transduction réalisé traditionnellement par l'organe de Corti. [3]

Le nerf auditif est alors stimulé de manière électrique. Cette stimulation résulte de la dynamique électrique entre le seuil électrique d'audition et le seuil électrique d'inconfort. Cette dynamique varie entre 10 et 30 dB. [4]

En audition électrique, la valeur des seuils d'audition et de confort n'a pas la même signification qu'en audition acoustique. Le seuil d'audition acoustique mesure des vibrations captées par les cellules ciliées tandis que le seuil électrique dépend du type d'électrode, de l'interface électrode-tissu et de la distance entre le nerf auditif et l'électrode. [2]

Le schéma ci-dessous représente des mesures qui ont été effectuées sur 8 porteurs d'implants. Celles-ci ont montré que la dynamique électrique était comprise entre 10 et 30 dB. Les hachures dirigées vers la droite représentent des stimulations pulsatiles tandis que les hachures dirigées vers la gauche représentent des stimulations sinusoïdales.

La limite inférieure est le seuil d'audition et la limite supérieure représente le seuil d'inconfort.

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 rapport de 3 à 30 entre le seuil et l'inconfort). [5]

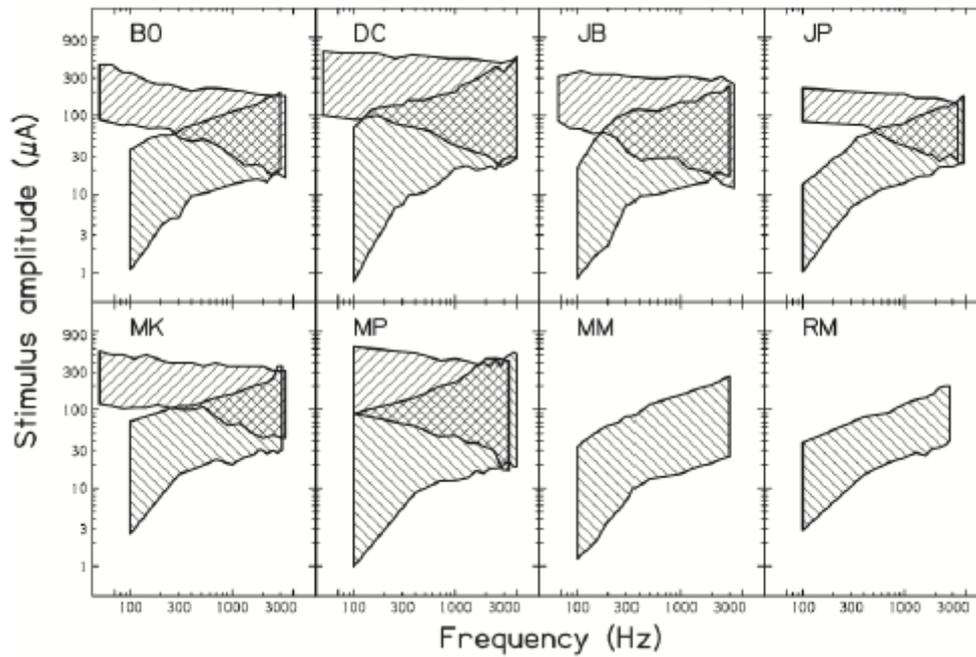


FIGURE 2 : Représentation du seuil et de l'inconfort en fonction de l'intensité de la stimulation électrique de la fréquence de 8 porteurs d'implant [5]

La compression de la dynamique acoustique est nécessaire pour la faire rentrer dans la dynamique électrique. Elle joue un rôle important dans la conservation de la sensibilité de la dynamique de l'audition.

La dynamique de la parole varie elle entre 30 et 50 dB comme le prouve de nombreuses études. Ceci est en accord avec les normes ANSI de 1969 et de 1977. [6]

Cox & al (1988) ont analysé les spectres vocaux de 30 hommes et 30 femmes américains, et ont ensuite déterminé une dynamique allant jusqu'à 40 voire 50 dB. [6]

Le but de l'implant cochléaire et de sa dynamique d'entrée sera donc de restituer une dynamique suffisamment importante pour permettre la reconnaissance vocale.

Un des grands challenges pour les fabricants d'aides auditives est de déterminer la meilleure compression possible de la dynamique acoustique dans la dynamique électrique. L'objectif est donc d'inclure tous les sons de parole dans une nouvelle dynamique qui sera électrique.

B) Compression et IC

Afin de pallier à la problématique expliquée précédemment, la grande majorité des IC actuels, possède un AGC pour permettre aux signaux de parole faibles, moyens ou forts d'être amplifiés. Le but est d'adapter la parole à la dynamique électrique de l'implant.

I) Compression en une étape

Dans les IC, la compression est souvent réalisée en deux étapes. Celle-ci est possible en une seule étape, mais la compréhension de la parole s'en trouve dégradée. [7] La dynamique d'entrée est ici directement traitée par un AGC.

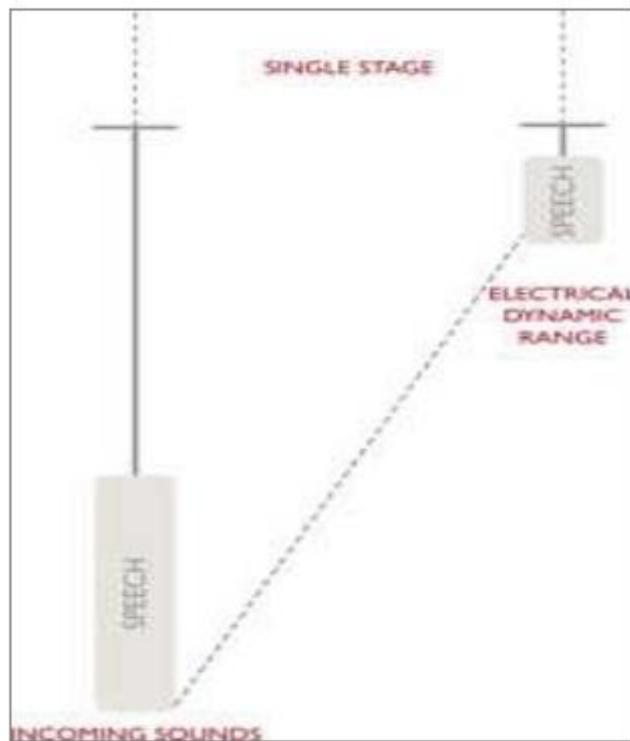


FIGURE 3 : Système de compression en une seule étape. [7]

L'énergie acoustique traitée par l'AGC est alors directement convertie en énergie électrique.

II) Compression en deux étapes

Aujourd'hui la plupart des fabricants d'implants cochléaires utilisent un système appelé à double boucle.

- Un premier étage où est réalisée la compression d'entrée. La dynamique d'entrée acoustique est traitée à ce niveau par un système AGC.
- Un deuxième étage où est réalisée la compression de sortie. C'est la dynamique électrique qui est traitée ici. Elle est notée map-law sur le schéma ci-dessous.

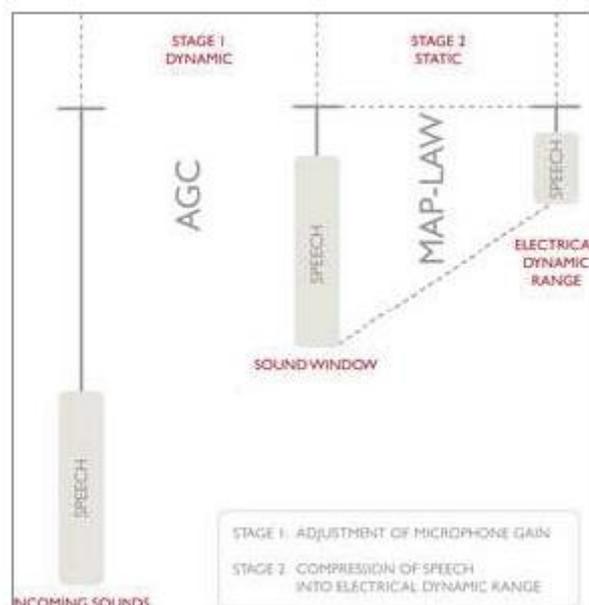


FIGURE 4 : Système de compression en deux étapes [7]

La compression à double boucle est composée d'un détecteur lent ainsi que d'un détecteur rapide. Le détecteur lent ajuste le gain du microphone. Lorsque le niveau sonore est supérieur au niveau moyen, alors le détecteur rapide est déclenché.

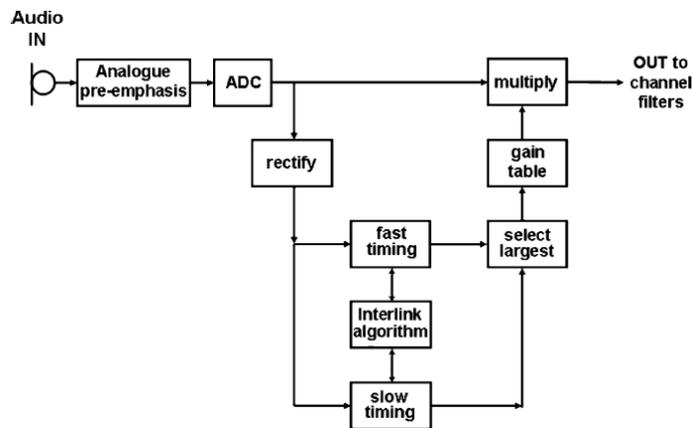


FIGURE 5 : Schéma d'un système à double boucle avec détecteur lent et rapide. [3]

Un système comme celui-ci apporte de nombreux avantages :

- Une meilleure compréhension de la parole
- La compression rapide est indispensable pour l'intelligibilité [8]
- Une meilleure intelligibilité qu'une compression rapide pour des tests de phrases [9]

La compression rapide s'avère donc indispensable dans le processus de compression.

III) Caractéristiques des AGC

1) Seuil d'enclenchement et taux de compression

Les AGC sont également incorporés dans les aides auditives modernes. Les systèmes utilisés sont identiques à ceux utilisés dans les implants cochléaires. Les caractéristiques d'un AGC peuvent être décrites en termes d'entrée-sortie. Il permet de réguler le niveau de sortie en fonction du niveau d'entrée. [10]

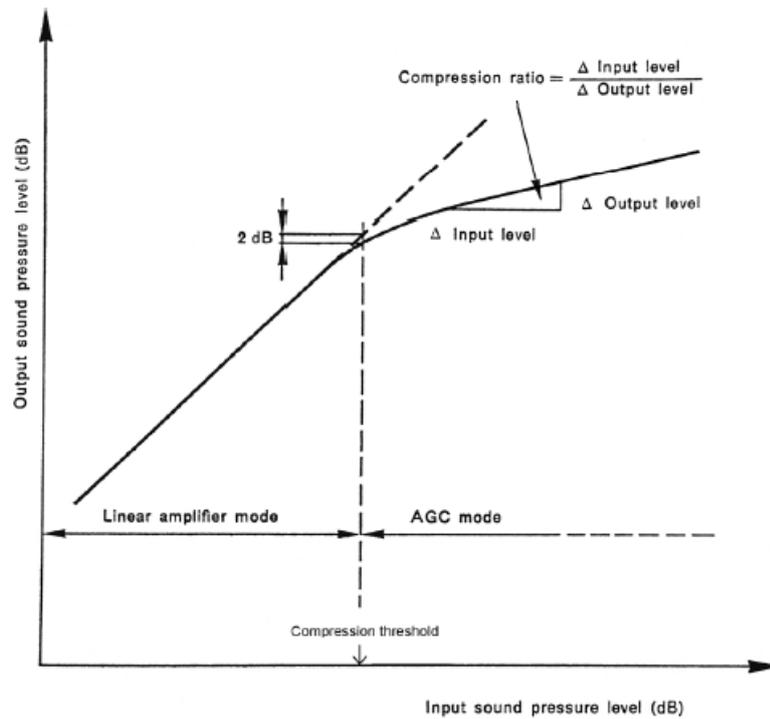


FIGURE 6: Représentation d'un système AGC : niveau de sortie en fonction du niveau d'entrée [10]

Sur ce graphique, on note sur l'axe des abscisses, le seuil de compression : c'est le niveau sonore d'entrée à partir duquel la compression a lieu. Le taux de compression est lui donné par la formule annotée « compression ratio ». C'est le rapport entre les différences de niveaux d'entrée et de niveaux de sortie. Plus sa valeur est importante, plus le signal est comprimé. Au contraire, un taux de compression égal à 1 donne un signal linéaire (comme c'est le cas pour les valeurs inférieures au seuil de compression).

2) AGC rapide et AGC lent

Les IC avec un système à double boucle ont un détecteur lent et un détecteur rapide. La vitesse de réponse d'un AGC peut être mesurée avec une variation du niveau d'entrée de 55 à 90dB SPL. [10]

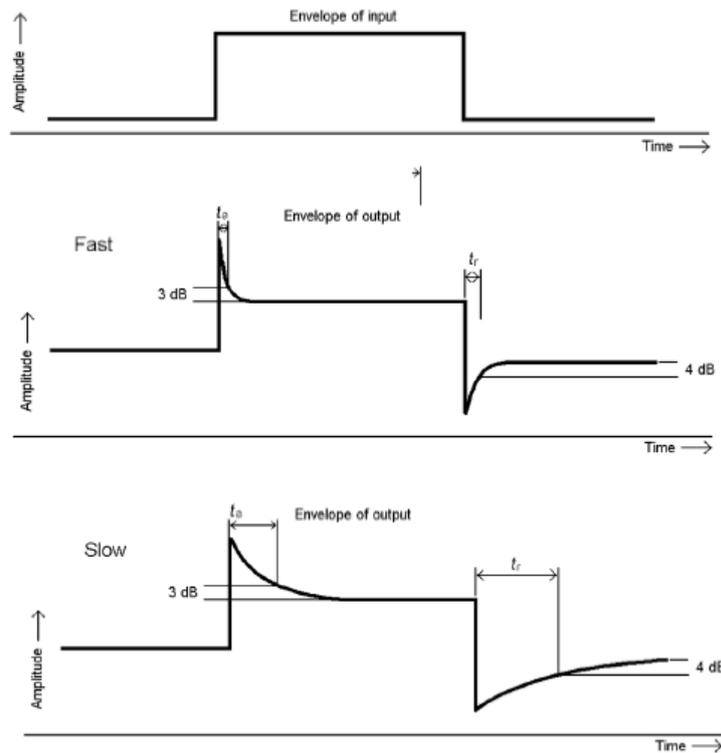


FIGURE 7 : Représentation d'un système AGC rapide et d'un système AGC lent. [10]

Comme évoqué précédemment, les systèmes AGC peuvent être divisés en deux grandes classes :

- La première : le gain est ajusté automatiquement pour différents niveaux sonores : le gain change lentement en fonction du niveau sonore d'entrée (temps de retour entre 500ms et 20s). Ces systèmes sont souvent utilisés comme contrôle de volume automatique.
- La seconde est la compression rapide avec un temps de retour compris entre 5 et 500ms. Elle est nommée fast ou syllabic.

3) Avantages et inconvénients

L'AGC est proposé depuis longtemps, mais il peut mener à une diminution de la qualité sonore et à réduire l'intelligibilité. Les deux classes de compression présentent des avantages comme des inconvénients, comme cela a notamment été évoqué par Brian C. J. Moore lors d'une étude en 2008. [10]

a) La compression lente

Avantages :

- La parole est délivrée à un niveau confortable
- Les distorsions harmoniques sont minimales
- Les fluctuations rapides de la parole sont conservées

Inconvénients :

- La perception du volume n'est pas restaurée normalement. Les patients décrivent des problèmes pour l'interprétation des sons environnants. [11]
- Lors du passage d'un environnement bruyant à un environnement calme, ce système nécessite quelques secondes d'acclimatation.

b) La compression rapide

Avantages :

- Les conséquences sont moins importantes pour la parole car les fluctuations sont inférieures à 10Hz.
- Ce système est présent sous différents canaux, donc la compression peut varier suivant les canaux.
- Elle permet de restaurer les sons faibles qui arrivent rapidement après les sons forts.

Inconvénients

- Elle peut introduire des changements sans fondement de l'enveloppe temporelle [12]
Or, L'enveloppe temporelle est essentielle pour la compréhension de la parole.
- Elle offre une réduction des contrastes d'intensité et donc de la profondeur de modulation de la parole.
- Lorsque plusieurs personnes parlent en même temps, il y a introduction d'une cross modulation. [12]

- Lorsque la compression est très rapide, il y a l'introduction de distorsions harmoniques. Cela est particulièrement important lorsque le gain change significativement au dessus d'une durée comparable à une période.

C) Rôle de la dynamique d'entrée

Pour restituer au mieux la parole, la compression n'est pas l'unique procédé utilisé par les fabricants d'implants. La dynamique d'entrée joue un rôle prépondérant.

I) Définition

Pour les implants cochléaires, la littérature donne le nom d'IDR (Input dynamic range) à la dynamique d'entrée. L'IDR est donc définie comme étant la dynamique d'entrée du micro captant les sons environnants.

C'est la taille de cette dynamique d'entrée qui va déterminer la suite du traitement du signal. Le signal acoustique est capté par le microphone (1), il est numérisé (2), puis la charge électrique est établie en sortie (3) pour chaque électrode.

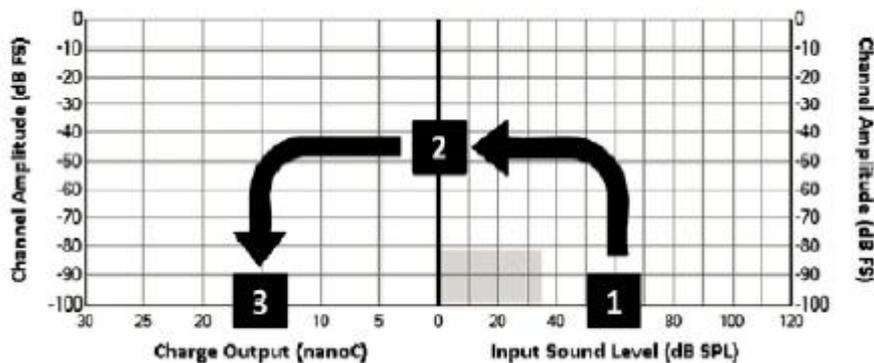


FIGURE 8 : Fonction de codage de l'intensité dans les implants cochléaires
 Représentation des trois grandes étapes de traitement du son par l'implant cochléaire. [13]

Les niveaux de dynamique électrique de sortie pour chaque canal sont donc définis au préalable par la dynamique d'entrée. Elle correspond à la différence entre les seuils C et T. Le T correspond au seuil d'audition électrique, alors que le C est établi comme le seuil

d'inconfort électrique (ou le niveau le plus élevé avant l'inconfort). La définition de l'IDR est souvent donnée en niveau acoustique. [3]

Chaque fabricant définit une largeur de dynamique qui lui est propre. Cette plage d'entrée est fixe. A l'intérieur de cette plage, se trouve une fenêtre adaptative.

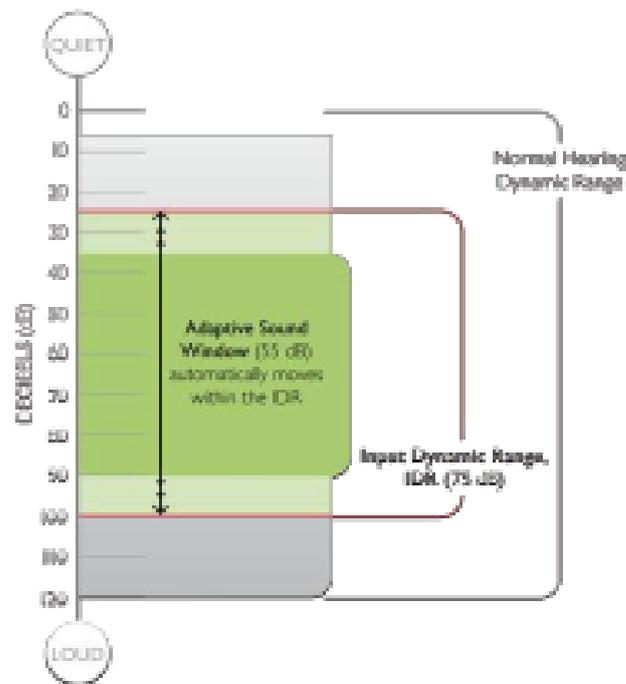


FIGURE 9 : Représentation de la fenêtre adaptative au sein de l'IDR pour les implants MED-EL [13]

L'IDR a une influence directe sur le niveau de sortie. La compression instantanée réalisée par les implants cochléaires augmente lorsque l'IDR augmente ou lorsque le niveau de sortie diminue. La charge électrique finale dépend donc du niveau d'entrée comme définie ci-dessous : [13]

$$Q = \text{EDRmin} + (\text{Ach} + G - \text{IMRmin}) * (\text{EDR}/\text{IMR})$$

- Q représente la charge par pulsation en nanoCoulomb (nC) à la sortie par canal
- EDR est la plage de dynamique de sortie en nC du canal
- EDR min est la valeur minimum de l'EDR en nC
- Ach est l'amplitude de l'enveloppe en dB du filtre passe bas de sortie en dB
- G est le gain en dB qui est configuré dans le processeur
- IMR est la taille de la dynamique d'entrée (IDR) une fois analysée par le processeur en dB
- IMRmin est la valeur minimum de l'IMR

II) Influence sur la perception de la parole

De nombreuses études témoignent de l'influence de cette plage de dynamique d'entrée sur la perception de la parole.

Boyd a révélé que le réglage des T n'avait aucune influence sur la reconnaissance vocale, contrairement aux réglages des C. [14]

Une étude de Loizou prouve que la taille de la dynamique d'entrée influe sur la perception des implantés. La reconnaissance des consonnes ne nécessite pas une large plage de dynamique d'entrée. Au contraire, la perception des voyelles est meilleure avec une plage de dynamique d'entrée importante. [15]

Une étude menée sur des implants Cochlear, Med-El et Advance Bionics, a révélé qu'un IDR=40 offrait de meilleurs résultats qu'un IDR=30. Les résultats étaient plus marqués pour les niveaux d'intensité correspondant à des voix faibles. Treize patients par groupe ont été testés à l'aide d'un test monosyllabique. [16]

Dawson & al, ont également testé l'influence de trois valeurs d'IDR sur la reconnaissance vocale : 56dB, 46dB et 31dB. Pour des niveaux d'intensité faible, les IDR 56 et 46dB ne révélaient aucune différence. En revanche un IDR de 31dB offrait des scores beaucoup plus faibles. [6]

D) Système Neurelec

Depuis les années 1980, la plupart des IC intègrent des AGC pour préserver les caractéristiques du signal d'entrée. L'usage d'une compression d'entrée engendre des distorsions du signal. [8] [10]

De plus l'usage de l'AGC, ne permet pas un réglage direct entre l'énergie acoustique du signal d'entrée et l'énergie électrique du signal de sortie délivrée au patient.

Neurelec a développé une nouvelle approche de compression : la stratégie entrée-sortie XDP.

Cette fonction entrée-sortie est une fonction de transfert de l'énergie acoustique reçue par les micros (en échelle logarithmique) directement traitée à des niveaux de stimulation électrique.

I) Les étapes du traitement du signal

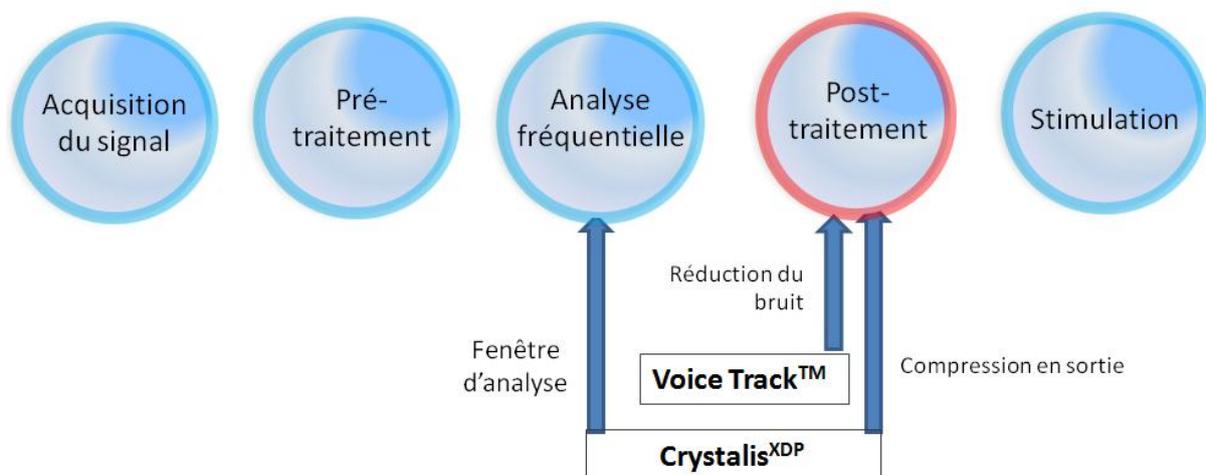


FIGURE 10 : Représentation des différentes étapes du système XDP du processeur Saphyr

- L'acquisition du signal correspond à la captation du son par les microphones du processeur. La dynamique d'entrée est acoustique et exprimée en dB SPL.

- Le pré-traitement est réalisé par le filtre de préaccentuation. Il y a alors une compensation sur tout le spectre du signal pour permettre la conversion SPL/HL. Ainsi toutes les fréquences sont perçues de façon équivalente, on note l'obtention d'un audiogramme plat issu d'un spectre plat et le gain digital est fixe sur l'ensemble du signal.
- L'analyse fréquentielle est une transformée de Fourier rapide. Cela consiste à passer d'un signal échantillonné dans le temps à un signal échantillonné en fréquence. Le signal d'entrée est décomposé en 64 bandes de fréquences avec ces paramètres :
 - Analyse sur 128-points
 - 75% de recouvrement
 - Fenêtre d'analyse : 2ms

En fait, le signal est analysé sur une fenêtre de 8ms. 2ms plus tard, il est de nouveau analysé sur 8ms. C'est une transformée de Fourier rapide à fenêtre glissante. Le taux de recouvrement est de 75% car toutes les 2ms, 75% du signal précédent est réutilisé.

La FFT rapide permet une meilleure résolution fréquentielle aux dépens de la résolution temporelle. Il faut donc faire un compromis entre ces deux types de résolution. [17]

- Le regroupement fréquentiel permet le passage de 64 bandes de fréquences issues de la FFT à 20 bandes. Chacune de ces bandes correspond à une électrode.
- La stratégie N of M est la stratégie déterminée par Neurelec. Elle repose sur la sélection des pics fréquentiels émergents donnés par la FFT. Toutes les électrodes ne sont pas toujours stimulées. En effet, l'analyse des pics d'amplitude dans chaque canal permet de sélectionner un nombre N de pics parmi ces canaux. Ce nombre N peut aller jusqu'à un maximum fixé par programmation dans le processeur, il correspond au nombre d'électrodes activées en même temps. [17]

II) Stratégie XDP

Différents presets ont été créés pour maximiser l'intelligibilité de la parole en fonction du niveau sonore : calme, intermédiaire, sonore. Il est également possible de régler cette fonction entrée-sortie de façon personnalisée.

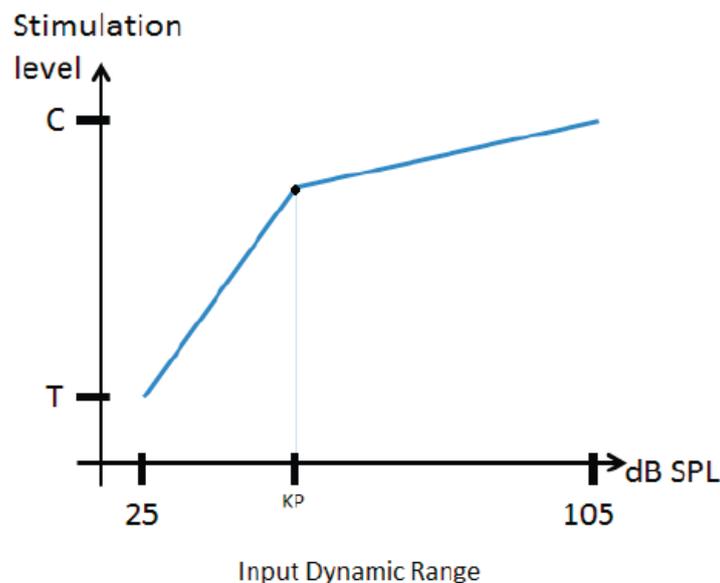


FIGURE 11 : Représentation de la fonction de transfert de compression

En ordonnée, est représentée la dynamique de sortie électrique en nanoCoulomb. Elle est délimitée par les seuils T (seuil d'audition) et C (seuil d'inconfort).

En abscisse, est représentée la dynamique d'entrée acoustique en dB SPL. Elle est délimitée par les valeurs hautes et basses de l'IDR.

KP : Knee point. C'est le point d'inflexion de la compression.

1) Réglage de l'énergie acoustique

Les précédentes stratégies incluait une compression de sortie. Cependant, le réglage de la dynamique d'entrée en dynamique de sortie ne permettait pas un réglage explicite entre dynamique acoustique en dB SPL et dynamique de sortie en nanoCoulomb.

2) Contrôle de la dynamique d'entrée

La dynamique d'entrée peut être directement contrôlée par la fonction de transfert de la compression XDP.

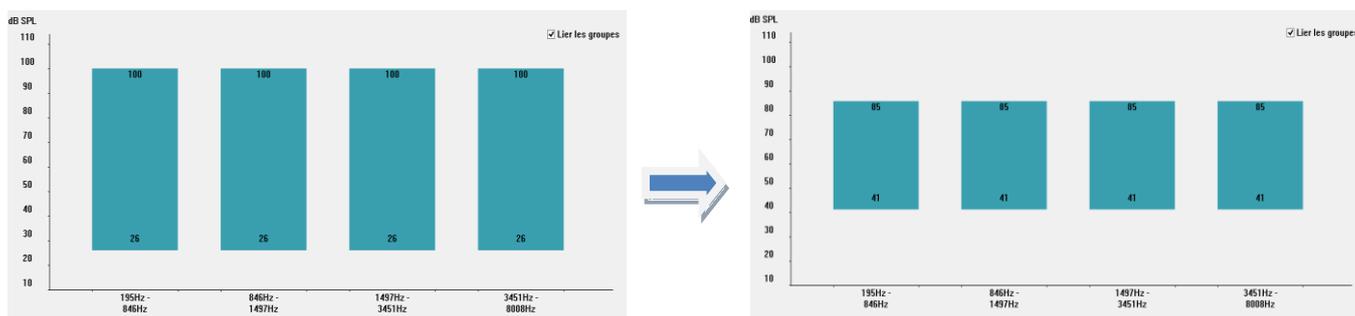


FIGURE 12 : Représentation de la modification de l'IDR sur le logiciel Digimap
L'IDR défini par Neurelec est compris entre 25 et 105dB. Il est modifiable, par ses valeurs hautes et basses.

3) Dynamique par fréquence

Chaque électrode a une fonction de transfert de compression indépendante. Afin de réduire la complexité des réglages possibles, Neurelec a établi quatre bandes de fréquences :

- 195Hz à 846Hz
- 846Hz à 1497Hz
- 1497Hz à 3451Hz
- 3541Hz à 8000Hz

4) Choix du point d'inflexion

Le niveau du point d'inflexion est déterminé à 95% par les niveaux de sortie.

Trois types de situations de parole pour le réglage de ces points d'inflexions sont définis :

- Calme : parole à 60dB
- Intermédiaire: parole à 70dB
- Sonore : parole à 80dB

Ces réglages de l'IDR ou du seuil d'enclenchement sont réalisables sans intervention d'AGC. Les implants Digisonic SP avec processeur Saphyr ne possèdent aucun AGC. Le système prend toute la dynamique d'entrée possible et l'ajuste en sortie. En entrée, la présence d'un filtre de préaccentuation permet de traiter la dynamique acoustique.

E) Perception de la parole chez les implantés cochléaires

En moyenne, les implantés cochléaires obtiennent de bons résultats pour les tests vocaux en situation calme. Ils sont de l'ordre de 80% en voix directe.

I) Résolution temporelle

Elle correspond à la capacité de détecter les modifications au sein de l'enveloppe temporelle. Celle-ci correspond aux variations lentes du signal (quelques hertz). [18]

Les implants cochléaires modernes à plusieurs canaux visent à reproduire le traitement fréquentiel effectué par l'oreille humaine. Cependant, ils produisent des réponses temporelles peu naturelles au sein des neurones. [19]

Une étude de Moore & Al en 1988 a montré que les implantés cochléaires ont des performances identiques aux normo-entendants. Le but de l'étude était de mesurer les aptitudes des sujets à détecter une brève interruption dans un stimulus continu. [20]

L'enveloppe temporelle est nécessaire, voire suffisante pour la compréhension de la parole. [21]

II) Résolution fréquentielle

Elle correspond à la capacité du système auditif à séparer deux sons présentés simultanément. Ceci est réalisé en tenant compte de la différence de fréquence.

Les implants cochléaires visent à reproduire l'analyse fréquentielle effectuée par l'oreille humaine. Il existe, en revanche, une déficience de la résolution fréquentielle chez les implantés. [22]

III) Confusions phonétiques

Une étude de TRUY & Al a montré que les voyelles étaient mieux perçues que les consonnes. [23]

En 2006, Marie CAMILLERI [24] a réalisé une étude portant sur les perceptions des implantés cochléaires avec le test syllabique de Mr LEFEVRE en voix enregistrée avec les implants Med-El. Elle a obtenu 43% d'erreur pour les consonnes et 57% pour les voyelles.

Une autre étude, réalisée par G ROUX, en 2001 réalisée à l'aide du test cochléaire de LAFON a montré un pourcentage d'erreurs de 23,2% pour les voyelles, et 22% pour les consonnes. [25]

in	42%	v	29%	K	17%
n	41%	f	27%	g	16%
eu	38%	d/l	25%	i	15%
on	36%	s	22%	e	14%
m	35%	t	20%	u	12%
p	34%	j	19%	a	9%
Z	31%	o	18%	ʒ	5%
gn	30%	an	18%	R	4%
y	30%	b	17%	ch	3%

Tableau 1 : Pourcentage des confusions phonétiques faites par les implantés. [25]

IV) Disparité des performances

Une étude de F. SELDRAN, L.COLLET et S.GALLEGO en 2011 a recensé différents facteurs expliquant les différences de performances pour les implantés cochléaires : [26]

- La durée de la surdité
- L'expérience des sujets
- La génération de l'implant

V) Compression et compréhension

Comme indiqué dans la partie III, de nombreuses études prouvent l'existence d'un lien entre la compression et la compréhension des syllabes. Une dynamique d'entrée importante permet de privilégier la perception des niveaux d'intensité faible.

Une étude réalisée par M. DELEAU en 2014 a permis de révéler qu'un taux de compression de 3.5 : 1 offrait de meilleures sensations aux patients qu'un taux de 3 : 1 pour les implants Med-El. [7]

G. GUENSER a lui comparé un réglage avec un maplaw 1000 à un maplaw 500. La compression de sortie 1000 (supérieure à 500) était préférée par les patients, toujours pour les implants Med-El. [2]

Partie 2 : Etude

A) Objet de l'étude

Peu de documents existent sur la nouvelle stratégie XDP, il est donc difficile de connaître le fonctionnement exact. C'est la raison pour laquelle une étude physique s'imposait au sein de ce mémoire.

Le but de cette étude est de montrer les différences pouvant exister entre les différents effets du réglage de la compression multibande de sortie.

L'étude clinique est la meilleure façon pour évaluer l'efficacité d'une modification de réglage. Elle permet d'obtenir des résultats subjectifs. Pour chaque patient, l'étude se déroulait en 30 minutes.

B) Population étudiée

La population choisie concerne des patients adultes ou adolescents, capables de répéter des phonèmes. Ils doivent avoir plus de 8 ans. Les patients doivent porter un ou deux Neurelec Digisonic SP et y être acclimatés c'est-à-dire être implantés depuis 6 mois minimum. Ils doivent utiliser la stratégie XDP depuis trois mois minimum. Dans le cas où le patient porte une prothèse controlatérale, celle-ci sera enlevée lors des tests effectués.

La population étudiée est composée de 14 patients implantés cochléaires.

La moyenne d'âge des patients est de 66 ans. Le plus jeune patient était âgé de 14 ans, la plus âgée de 84 ans.

Patients	Sexe	Âge	Date activation	Date activation	IC Bilatéraux	Centre implantation
1	F	76		19/05/2014	non	RENNES
2	F	68		21/08/2014	non	RENNES
3	F	73		14/05/2014	non	RENNES
4	F	84		30/10/2014	non	RENNES
5	F	49	20/02/2004	01/07/2007	oui	NANTES
6	M	70	11/03/2009	18/03/2014	oui	NANTES
7	F	68	16/07/2010	25/06/2013	oui	NANTES
8	F	75		29/07/2005	non	NANTES
9	F	76		11/10/2013	non	NANTES
10	F	80	16/12/2012	14/01/2013	non	NANTES
11	M	71		19/01/2013	non	NANTES
12	F	59		26/09/2014	non	NANTES
13	F	64		22/02/2013	non	RENNES
14	M	14		31/03/2014	non	NANTES

TABLEAU 2 : Liste des patients ayant participé à l'étude clinique

C) Matériel et Méthodes

I) Etude physique

1) Matériel

Pour cette étude physique, ont été utilisés :

- une boîte anéchoïque de test type 4232, avec un micro de référence.
- un processeur Neurelec Digisonic SP 2 ; mis à notre disposition par Neurelec.
- un ordinateur qui génère des stimuli vocaux.
- un ordinateur avec le logiciel DigiMap permettant de régler l'implant.

- une interface de mesure développée par Neurelec : Digispy ; sur laquelle est aimantée l'antenne du processeur.
- un ordinateur avec le logiciel Digispy qui permet de recueillir les données de l'électrode choisie.

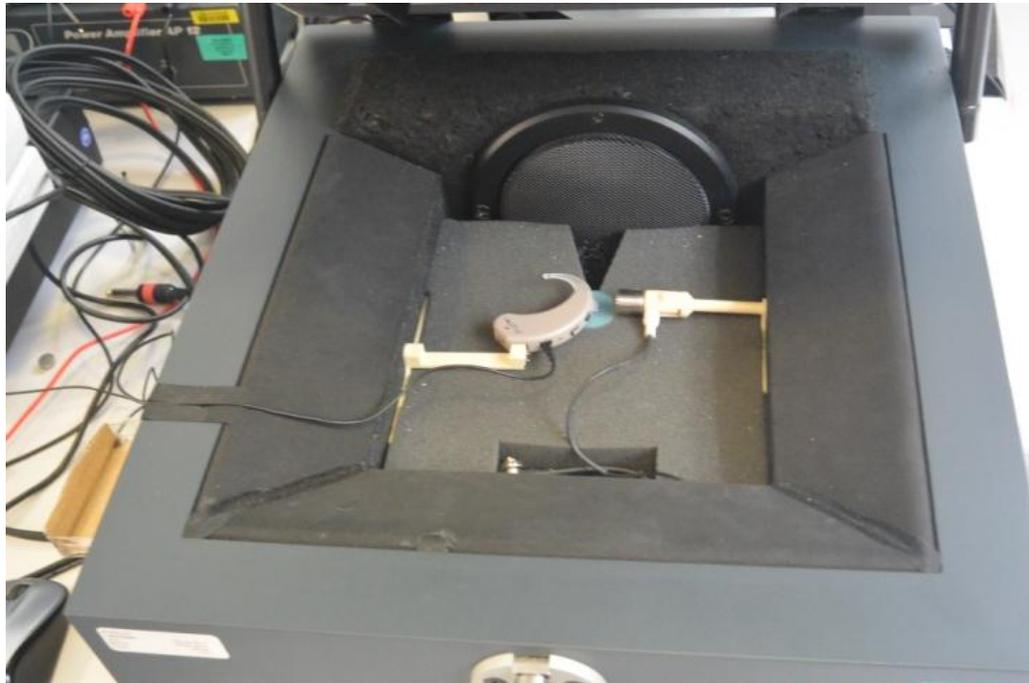


FIGURE 13 : Positionnement du processeur dans la boîte anéchoïque

2) Méthodes

a) La programmation de l'implant

L'implant a été programmé au siège social de Neurelec, à Vallauris. Trois programmes ont été créés. Seule la valeur du preset variait.

Le programme 1 était associé au preset calme, le programme 2 au preset intermédiaire et enfin le programme 3 était associé au preset sonore.

La stratégie de codage était Crystalis XDP. La fréquence de stimulation était de 500Hz. Le réglage des T et des C était plat avec des T à 25 et des C à 60. La répartition fréquentielle était de type standard. Le nombre d'électrodes stimulables en même temps était de 12 (sur les 20 possibles).

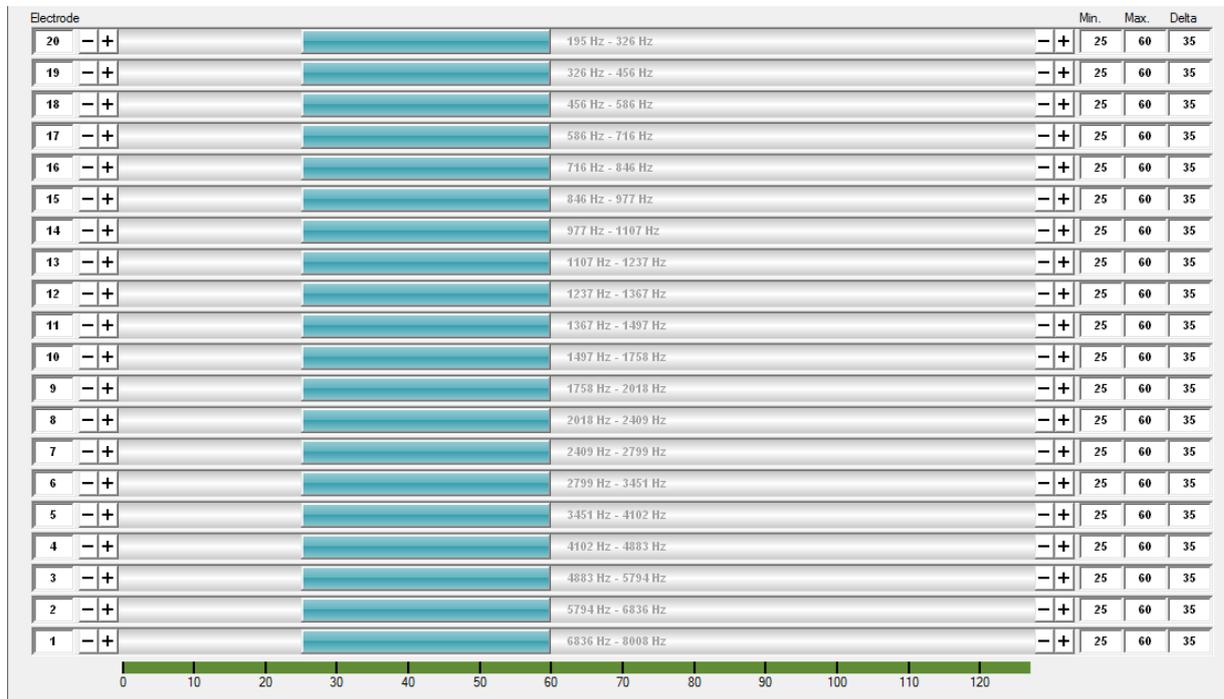


FIGURE 14 : Représentation des réglages des T et C sur le logiciel Digimap.

b) Les stimuli utilisés

Volontairement, les mises en situation de l'étude clinique ont été reproduites.

La syllabe Leu-leu-leu ainsi que la syllabe Bé-bé-bé ont été utilisés. Celles-ci sont extraites du test trisyllabique de Monsieur Frank Lefèvre (liste 2 et 5).

L'étude a été réalisée sur les électrodes correspondant aux zones formantiques des voyelles utilisées. En effet, ces zones présentent l'énergie de la syllabe la plus importante.

- Pour Leu-leu-leu : les électrodes étudiées étaient les électrodes 20 (correspondant au fondamental laryngé), 19 (correspondant au 1^{er} formant de 375Hz) et 10 (correspondant au 2^{ème} formant de 1600Hz).
- Pour Bé-bé-bé : les électrodes étudiées étaient les électrodes 20 (correspondant au fondamental laryngé), 19 (correspondant au 1^{er} formant de 375Hz) et 8 (correspondant au 2^{ème} formant de 2200Hz).

c) Notation des résultats

Le logiciel Digispy enregistre sous un format texte les données correspondantes aux mesures effectuées.

Les données ont ensuite été transférées sur Excel afin de réaliser des graphiques représentatifs des résultats.

- L'axe des abscisses représente le temps. Il est exprimé en trame. Les trames ont une cadence de 500Hz, ce qui correspond à la fréquence de stimulation choisie dans le réglage.
- L'axe des ordonnées représente l'énergie. La valeur de l'énergie est donnée en seconde. En effet, l'énergie est donnée par la durée de l'impulsion en ns. Lorsque la durée de stimulation est de l'ordre de 5000ns, cela correspond à l'état bas. L'énergie est nulle. Lorsque la durée de stimulation est supérieure à 20000ns, cela correspond à l'état haut. L'énergie transmise est réelle.
- La lecture de la dynamique sur les graphiques suivants correspond à la différence entre les valeurs hautes et basses du signal. Plus la variation de l'amplitude est importante, plus la dynamique est élevée.

II) Etude clinique

1) Matériel

- Le local :

Une cabine audiométrique insonorisée

- Le matériel utilisé :

Un audiomètre AC 33

Un haut-parleur situé face au patient

Un ordinateur portable avec le logiciel ATEC de Mr F. Lefèvre permettant de générer les stimuli vocaux.

Un ordinateur avec le logiciel DigiMap permettant de programmer les implants Neurelec

Un sonomètre : utilisé lors de chaque série de mesures pour calibrer l'audiomètre

2) Méthodes

a) Stimuli utilisés

Pour l'audiométrie tonale : sons vobulés en bande étroite. Il a été déterminé que ce type de bruit était plus fiable. De plus, les signaux étaient des signaux pulsés, pour qu'ils soient plus réactogènes. Les fréquences audiométriques testées étaient 250, 500, 1000, 2000, 4000 et 6000 Hz.

Pour l'audiométrie vocale : Le test syllabique de Lefèvre effectué à 50, 60, et 70 dB SPL. C'est un test reproductible et sensible. Il est composé de 7 listes de 20 syllabes de type consonne-voyelle. La syllabe est répétée trois fois. La structure du test permet une absence totale de suppléance mentale de la part du patient.

b) Notations des résultats

Les résultats de l'audiométrie vocale étaient notés dans un tableau (annexe 2).

Les résultats du test trisyllabique étaient donnés en pourcentage du nombre de phonèmes correctement répétés par le patients, et notées dans un tableau (annexe 2). Si le patient répétait correctement le phonème émis, alors aucune erreur n'était notée. Si le patient ne répétait pas correctement l'un des deux phonèmes de la syllabe, une erreur était notée. Si le patient ne répétait aucun des deux phonèmes de la syllabe, deux erreurs étaient comptabilisées. Un phonème surnuméraire n'était pas comptabilisé comme faux.

Lors de la passation du test, il était précisé si la confusion était réalisée sur la consonne ou sur la voyelle.

c) Mode de passation des tests

Pour les patients testés à Rennes, le rendez-vous s'effectuait généralement lors des visites de contrôle annuel des patients. Au début du rendez-vous, nous informions les implantés et leur entourage sur le but de l'étude, le type de tests réalisés, la durée de ceux-ci. Les patients étaient libres de participer ou non à cette étude. Pour les patients testés à Nantes, le rendez-vous était convenu à l'avance, les patients étant également libres de participer ou non.

d) La programmation de l'implant

Le régleur démarrait son rendez-vous comme un rendez-vous de réglage. Ensuite, le programme habituel du patient était choisi sans aucune autre modification. Le seul paramètre modifié était le preset (calme, intermédiaire ou sonore) dans la stratégie de compression XDP. Il était contrôlé qu'aucun autre paramètre ne variait.

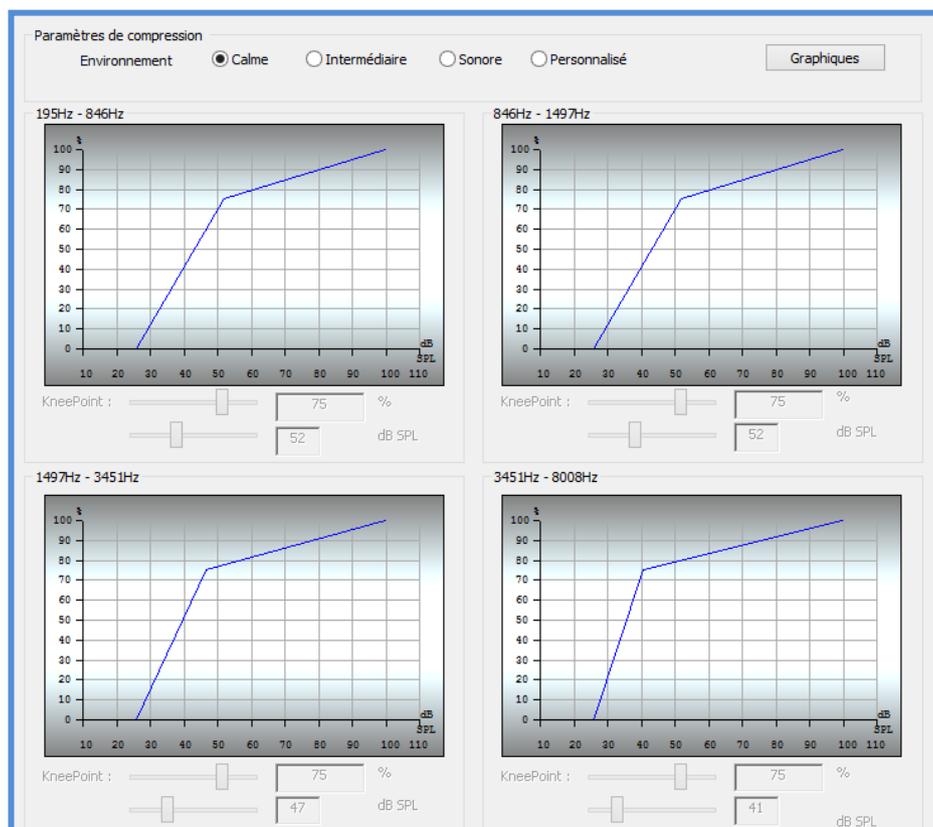


FIGURE 15 : Mode de visualisation du preset calme sur le logiciel DigiMap lors du réglage

Les programmes 1, 2 et 3 correspondant aux différents presets étaient attribués aléatoirement par le régleur qui était donc différent du testeur. L'étude a bien été réalisée en double aveugle. Le régleur notait alors sur un papier, réalisé à cet effet, le preset choisi pour les programmes 1,2 et 3. (Annexe 3)

e) Tests audiométriques

Les tests débutaient par la réalisation de l'audiométrie tonale avec le premier programme.

Ils se poursuivaient par la réalisation d'audiométries vocales à 3 niveaux d'entrée différents (50dB SPL, 60dB SPL, 70dB SPL) toujours avec le premier programme. L'ordre de passage était établi aléatoirement.

A l'aide de la molette, un changement de programme était effectué pour tester les 2 autres positions d'écoute (programmes 2 et 3).

La même liste était utilisée pour tester une intensité définie.

- La liste 1 était utilisée pour le niveau d'entrée 50dB SPL, pour chaque réglage.
- La liste 2 était utilisée pour le niveau d'entrée 60dB SPL, pour chaque réglage.
- La liste 3 était utilisée pour le niveau d'entrée 70dB SPL, pour chaque réglage.

D) Résultats

I) Résultats de l'étude physique

Volontairement, les résultats présentés sont ceux effectués sur l'électrode 19 pour la syllabe bé-bé-bé. Ce sont les plus représentatifs. Du fait de la stratégie N of M (voir partie précédente), des pics sont parfois présents sur les mesures. Ils correspondent au passage de l'état haut à l'état bas (lorsque l'électrode n'est pas stimulée).

Les autres résultats sont disponibles en annexes 1.

1) Résultats des mesures physiques pour la syllabe bé-bé-bé à 50 db

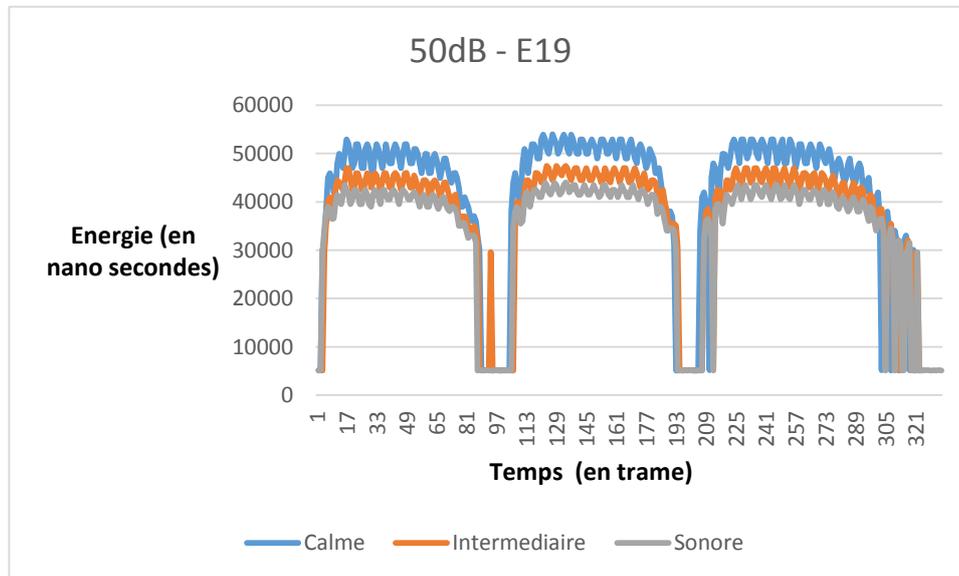


FIGURE 16 : Représentation de l'énergie en fonction du temps à 50 dB pour l'électrode 19 avec les presets calme, intermédiaire et sonore.

2) Résultats des mesures physiques pour la syllabe bé-bé-bé à 60 db

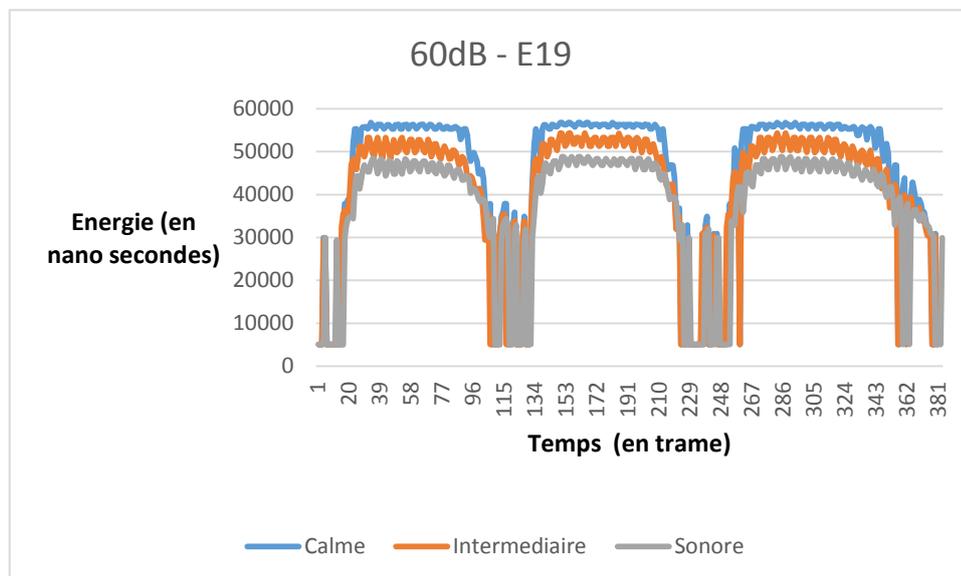


FIGURE 17 : Représentation de l'énergie en fonction du temps à 60 dB pour l'électrode 19 avec les presets calme, intermédiaire et sonore.

3) Résultats des mesures physiques pour la syllabe bé-bé-bé à 70 db

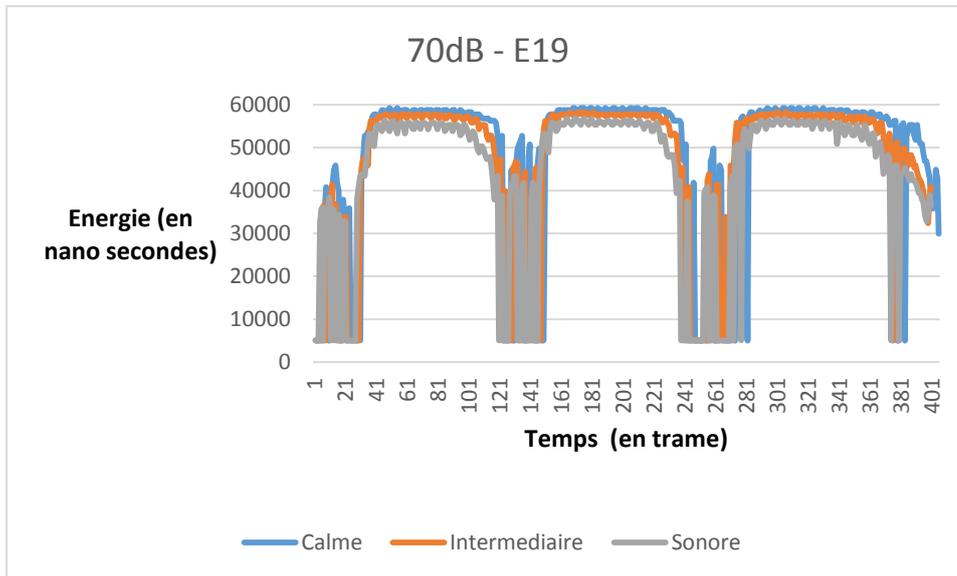


FIGURE 18 : Représentation de l'énergie en fonction du temps à 70 dB pour l'électrode 19 avec les presets calme, intermédiaire et sonore.

Afin de mieux visualiser la dynamique auditive, un grossissement a été effectué.

FIGURE 19 : Représentation grossière de l'énergie en fonction du temps à 50 db

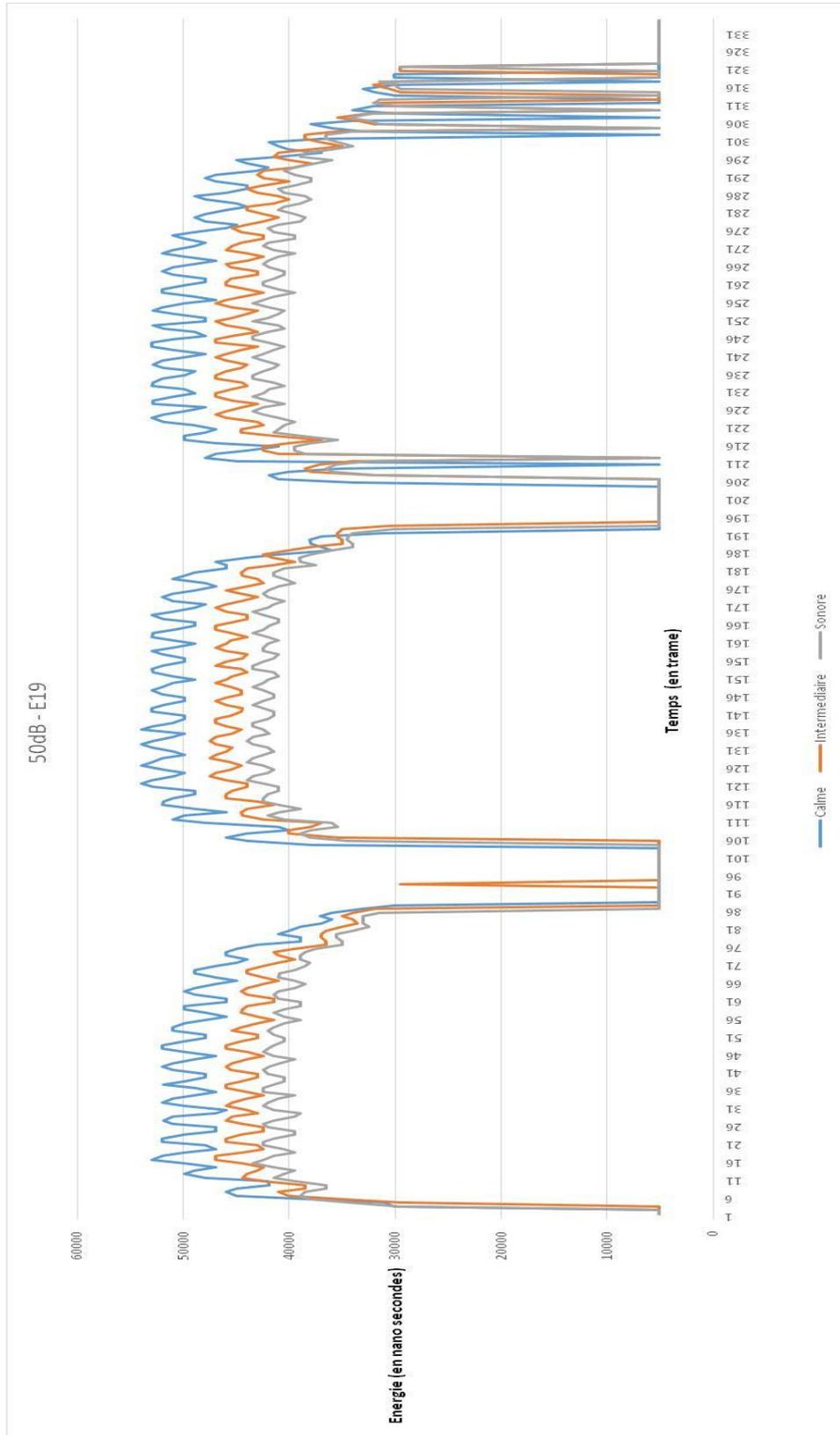


FIGURE 20 : Représentation grossière de l'énergie en fonction du temps à 60 db

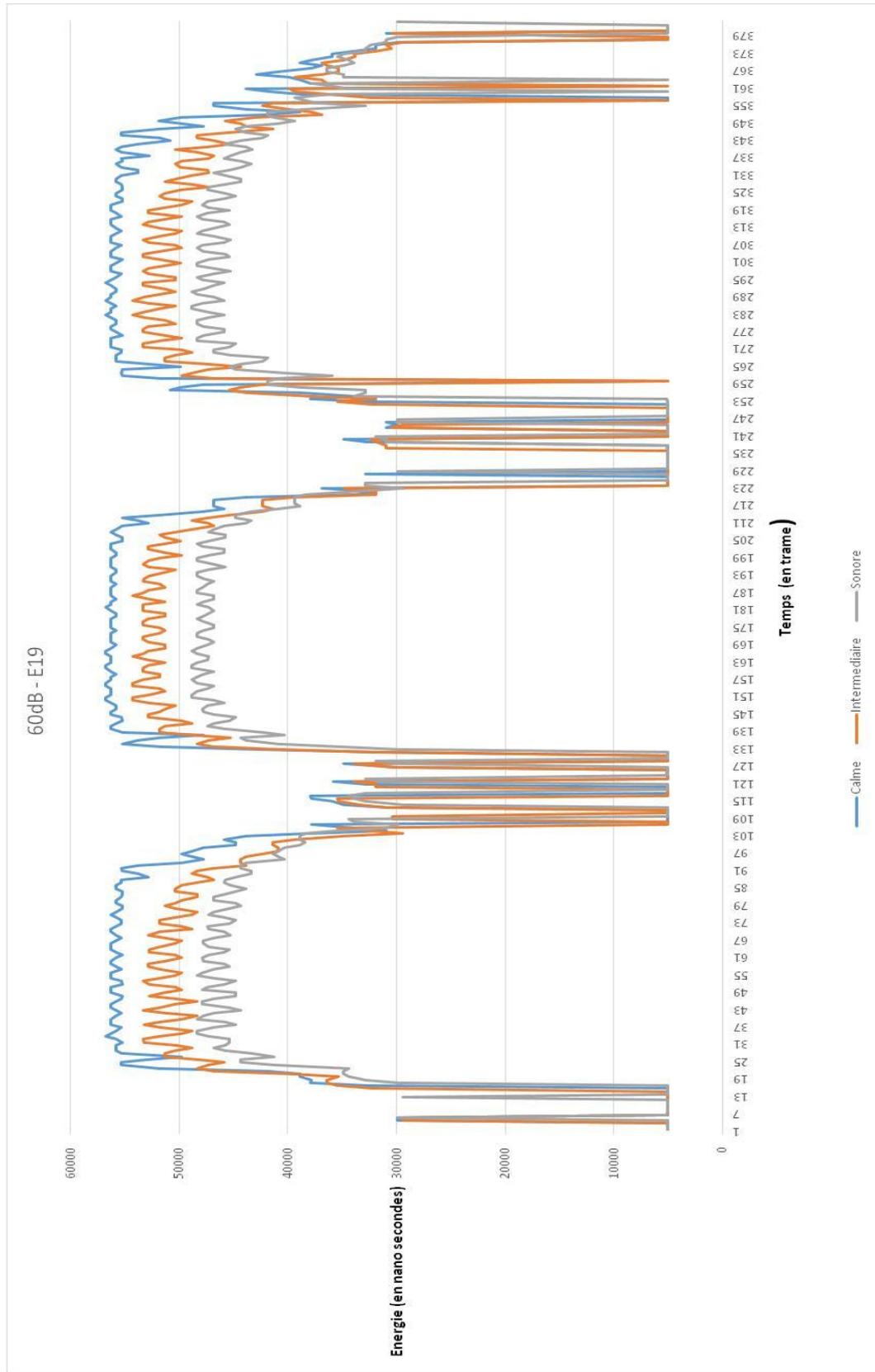
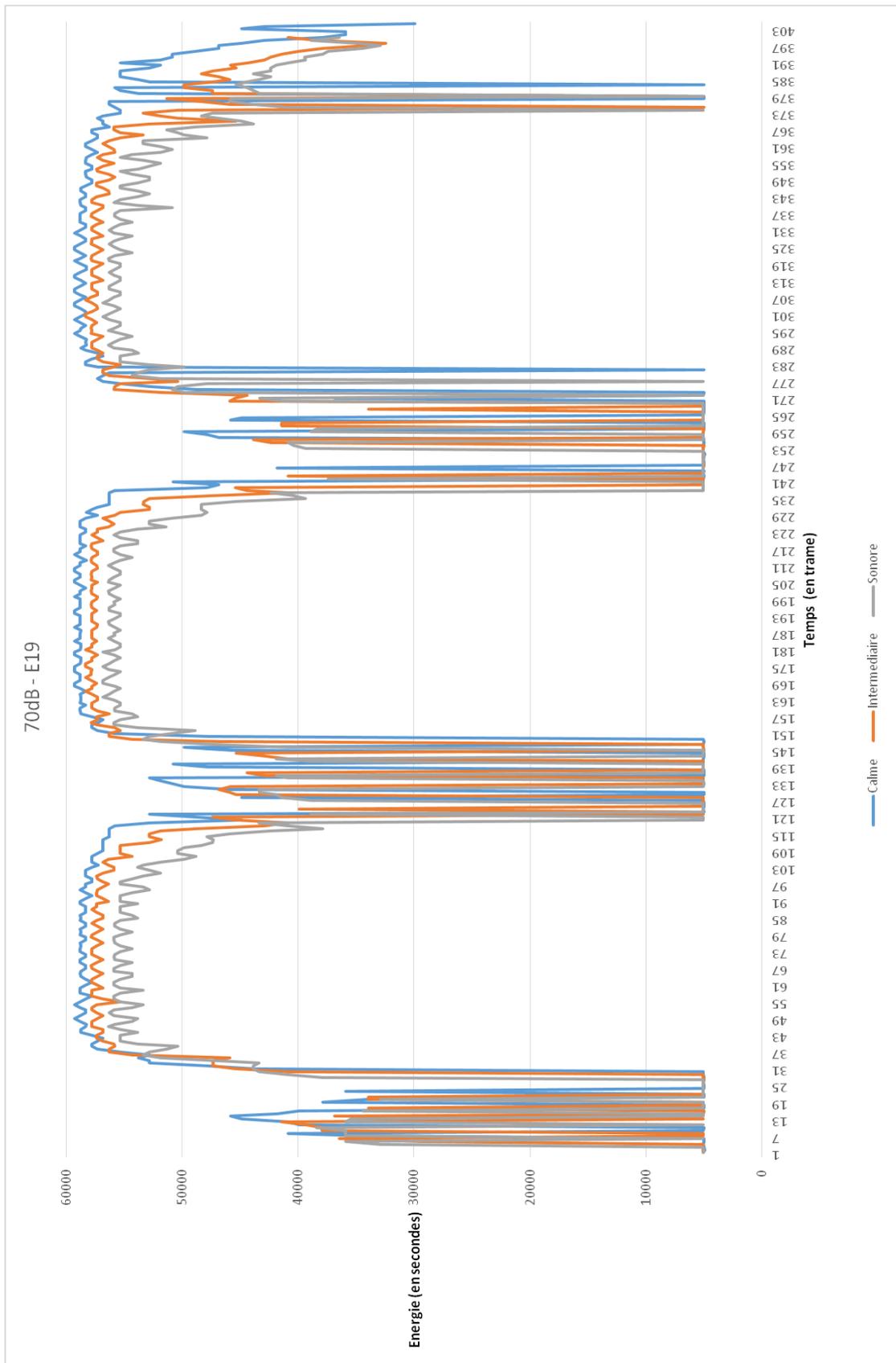


FIGURE 21 : Représentation grossie de l'énergie en fonction du temps à 70 db



I) Résultats de l'étude clinique

Lors de cette partie, les premiers résultats concerneront le pourcentage de phonèmes reconnus, puis une différenciation entre réponses des consonnes et des voyelles sera effectuée.

1) Visualisation des pourcentages de phonèmes reconnus

a) Liste à 50 dB SPL

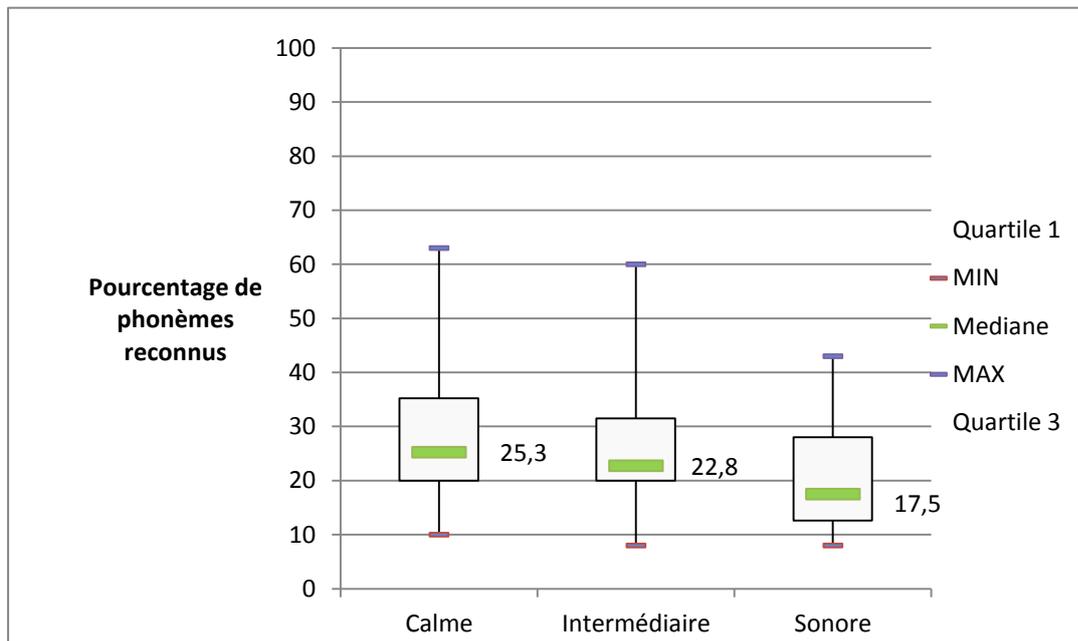


FIGURE 22 : Boîte à moustache du pourcentage de phonèmes reconnus pour les listes à 50dB SPL

A 50dB SPL, la variabilité des individus tendait à montrer que la médiane de reconnaissance des phonèmes était supérieure avec le preset calme par rapport aux presets intermédiaire et sonore. De fait, la médiane était de 25,3% pour le preset calme, alors qu'elle était de 22,8% pour le preset intermédiaire, et de 17,5% pour le preset sonore.

Un seul groupe de patients était testé, il existait donc un seul échantillon apparié. Une analyse statistique des données a alors été réalisée avec un test de Friedman, test non paramétrique, sur la population N=14.

Les valeurs de p inférieures à 0,05 sont statistiquement significatives. Plus la valeur est petite, plus la différence est statistiquement importante.

Deux hypothèses ont été formulées :

H0 : les distributions sont les mêmes pour les 3 échantillons

H1 : les distributions varient entre les 3 échantillons

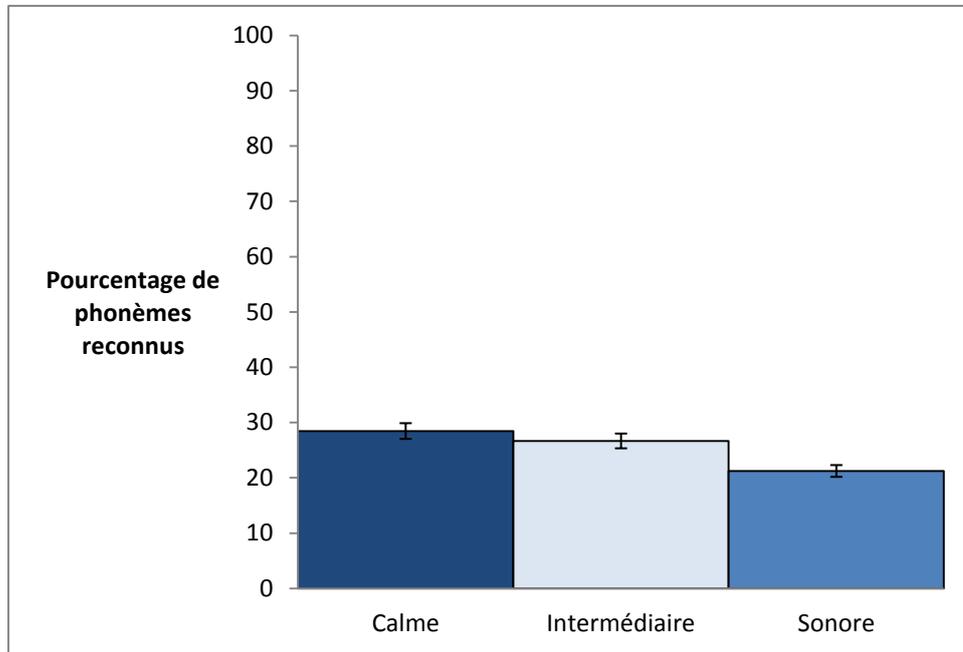


FIGURE 23: Moyenne des pourcentages de phonèmes reconnus en fonction des différents presets à 50dB SPL

Test de Friedman : $p= 0.001$

Le test de Friedman montrant une différence significative, une analyse statistique des données a été réalisé avec un test de Wilcoxon sur la population N=14. Les valeurs de p inférieures à 0,05 sont statistiquement significatives. Plus la valeur est petite, plus la différence est statistiquement importante.

- Comparaison des presets calme et intermédiaire à l'aide du test de Wilcoxon
 - P=0.084

- Comparaison des presets Intermédiaire et sonore à l'aide du test de Wilcoxon
 - P=0.011

- Comparaison des presets calme et sonore à l'aide du test de Wilcoxon
 - P=0.004

b) Liste à 60 dB SPL

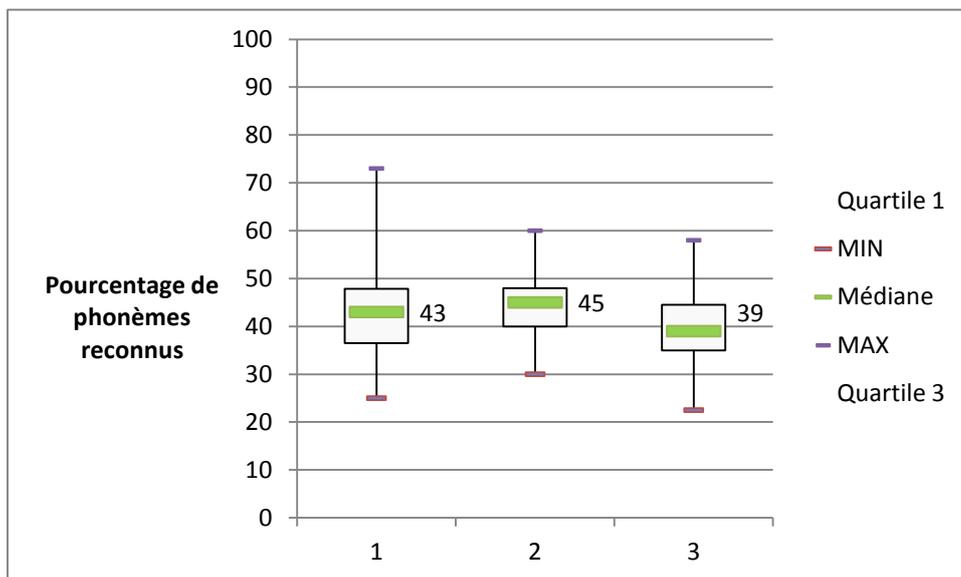


FIGURE 24 : Boîte à moustache du pourcentage de phonèmes reconnus pour les listes à 60dB SPL

A 60dB SPL, la variabilité des individus tendait à montrer que la médiane de reconnaissance des phonèmes était supérieure avec le preset intermédiaire par rapport aux presets calme et sonore. De fait, la médiane était de 45% pour le preset intermédiaire, alors qu'elle était de 43% pour le preset calme, et de 39% pour le preset sonore.

Une analyse statistique des données a alors été réalisée avec un test de Friedman, test non paramétrique, sur la population N=14.

Les valeurs de p inférieures à 0,05 sont statistiquement significatives. Plus la valeur est petite, plus la différence est statistiquement importante.

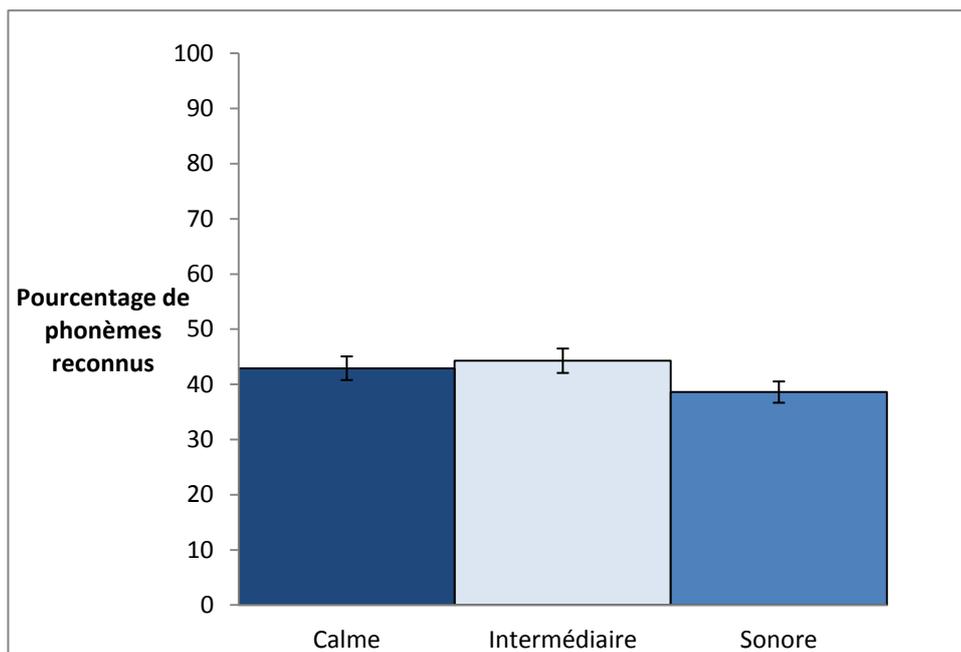


FIGURE 25 : Moyenne des pourcentages de phonèmes reconnus en fonction des différents presets à 60dB SPL

Test de Friedman : $p=0.003$

Le test de Friedman montrant une différence significative, une analyse statistique des données a été réalisée avec un test de Wilcoxon sur la population $N=14$. Les valeurs de p inférieures à 0,05 sont statistiquement significatives. Plus la valeur est petite, plus la différence est statistiquement importante.

- Comparaison des presets calme et intermédiaire à l'aide du test de Wilcoxon
 - $P= 0.197$
- Comparaison des presets Intermédiaire et sonore à l'aide du test de Wilcoxon
 - $P=0.004$
- Comparaison des presets calme et sonore à l'aide du test de Wilcoxon
 - $P=0.028$

c) Liste à 70 dB SPL

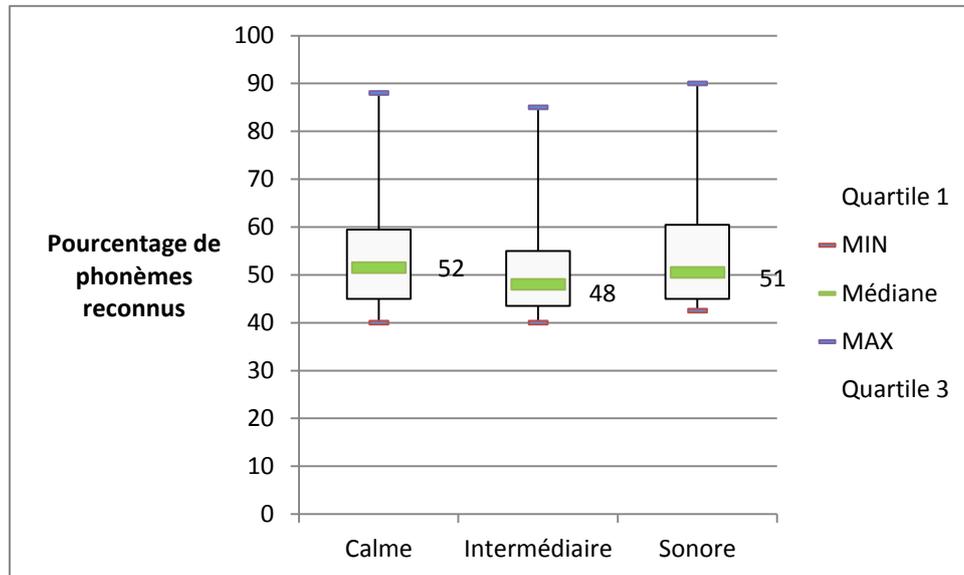


FIGURE 26 : Boite à moustache du pourcentage de phonèmes reconnus pour les listes à 70dB SPL

A 70dB SPL, la variabilité des individus tendait à montrer que la médiane de reconnaissance des phonèmes était supérieure avec le preset calme par rapport aux presets intermédiaire et sonore. De fait, la médiane était de 52% pour le preset calme, alors qu'elle était de 48% pour le preset intermédiaire, et de 51% pour le preset sonore.

Une analyse statistique des données a alors été réalisée avec un test de Friedman, test non paramétrique, sur la population N=14.

Les valeurs de p inférieures à 0,05 sont statistiquement significatives. Plus la valeur est petite, plus la différence est statistiquement importante.

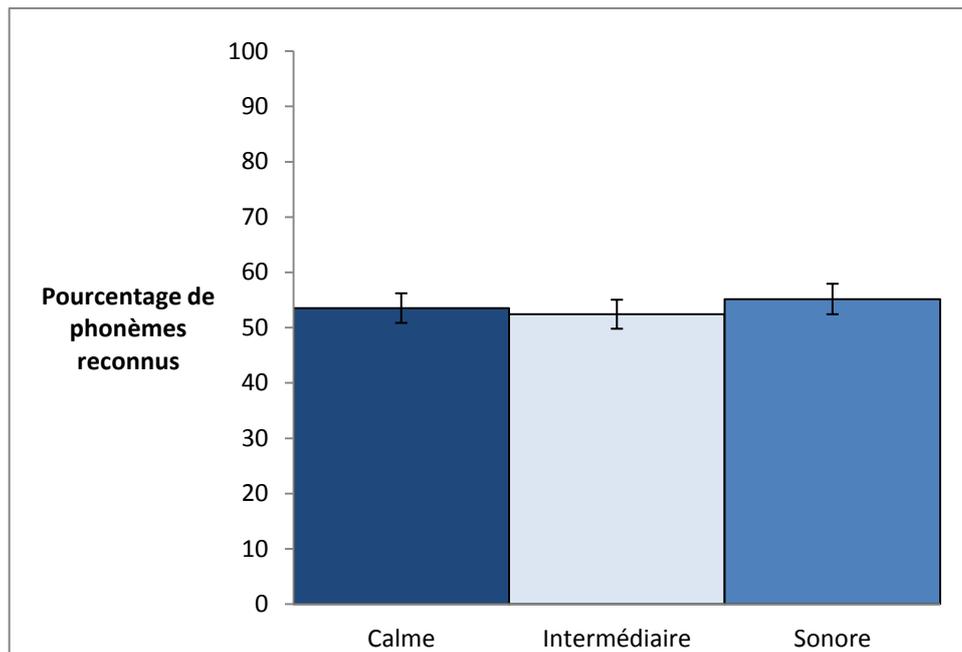


FIGURE 27 : Moyenne des pourcentages de phonèmes reconnus en fonction des différents presets à 70dB SPL

Test de Friedman : $p=0,026$

Le test de Friedman montrant une différence significative, une analyse statistique des données a été réalisée avec un test de Wilcoxon sur la population $N=14$. Les valeurs de p inférieures à 0,05 sont statistiquement significatives. Plus la valeur est petite, plus la différence est statistiquement importante.

- Comparaison des presets calme et intermédiaire à l'aide du test de Wilcoxon
 - $P=0.477$
- Comparaison des presets Intermédiaire et sonore à l'aide du test de Wilcoxon
 - $P=0.004$
- Comparaison des presets calme et sonore à l'aide du test de Wilcoxon
 - $P=0.344$

2) Visualisation des pourcentages de consonnes reconnues

a) Liste à 50 dB SPL

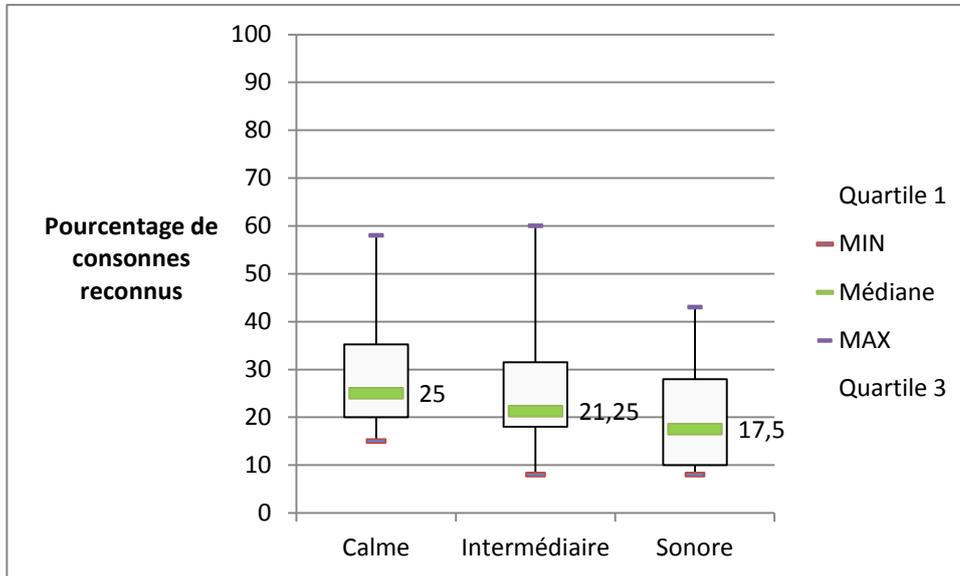
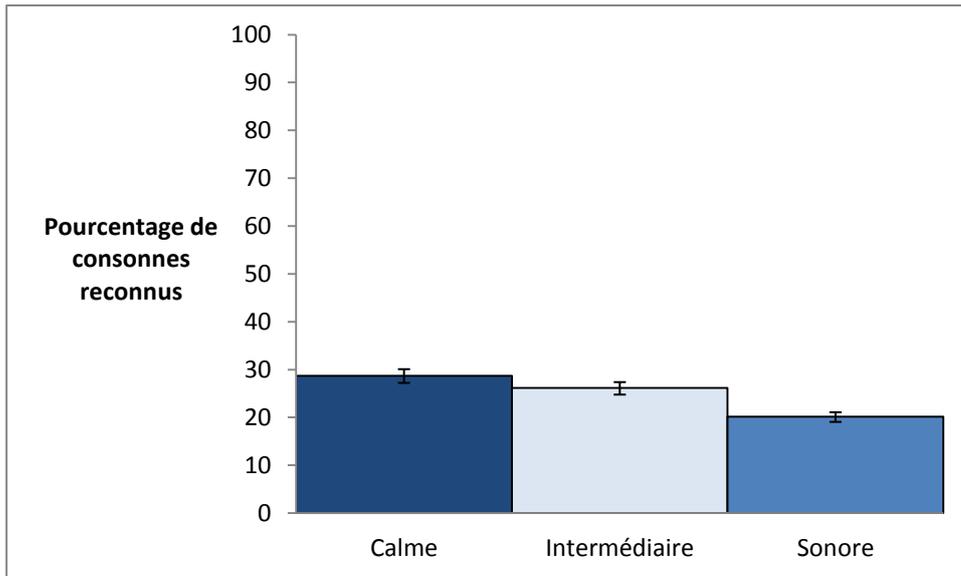


FIGURE 28 : Boîte à moustache du pourcentage de consonnes reconnues pour les listes à 50dB SPL

A 50dB SPL, la variabilité des individus tendait à montrer que la médiane de reconnaissance des voyelles était supérieure avec le preset calme par rapport aux presets intermédiaire et sonore. De fait, la médiane est de 25% pour le preset calme, alors qu'elle était de 21.25% pour le preset intermédiaire, et de 17.5% pour le preset sonore.

Une analyse statistique des données a alors été réalisée avec un test de Friedman, test non paramétrique, sur la population $N=14$.

Les valeurs de p inférieures à 0,05 sont statistiquement significatives. Plus la valeur est petite, plus la différence est statistiquement importante.



**FIGURE 29: Moyenne des pourcentages de consonnes reconnues en fonction des différents presets à 50dB
SPL**

Test de Friedman : $p=0.002$

Le test de Friedman montrant une différence significative, une analyse statistique des données a été réalisée avec un test de Wilcoxon sur la population $N=14$. Les valeurs de p inférieures à 0,05 sont statistiquement significatives. Plus la valeur est petite, plus la différence est statistiquement importante.

- Comparaison des presets calme et intermédiaire à l'aide du test de Wilcoxon
 - $P=0.0645$
- Comparaison des presets Intermédiaire et sonore à l'aide du test de Wilcoxon
 - $P=0.009$
- Comparaison des presets calme et sonore à l'aide du test de Wilcoxon
 - $P=0.002$

b) Liste à 60 dB SPL

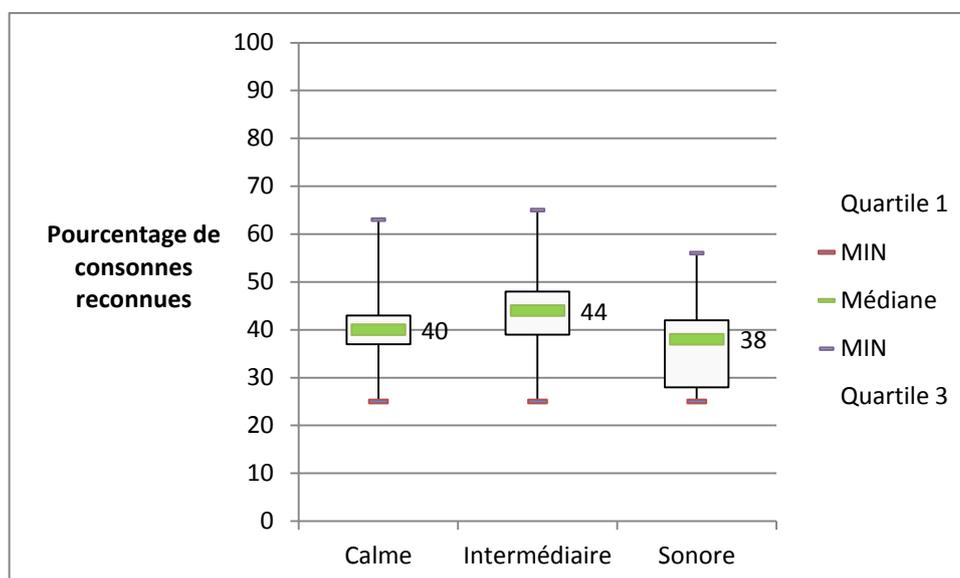


FIGURE 30 : Boîte à moustache du pourcentage de consonnes reconnues pour les listes à 60dB SPL

A 60dB SPL, la variabilité des individus tendait à montrer que la médiane de reconnaissance des consonnes était supérieure avec le preset intermédiaire par rapport aux presets calme et sonore. De fait, la médiane était de 44% pour le preset intermédiaire, alors qu'elle était de 40% pour le preset calme, et de 38% pour le preset sonore.

Une analyse statistique des données a alors été réalisée avec un test de Friedman, test non paramétrique, sur la population N=14.

Les valeurs de p inférieures à 0,05 sont statistiquement significatives. Plus la valeur est petite, plus la différence est statistiquement importante.

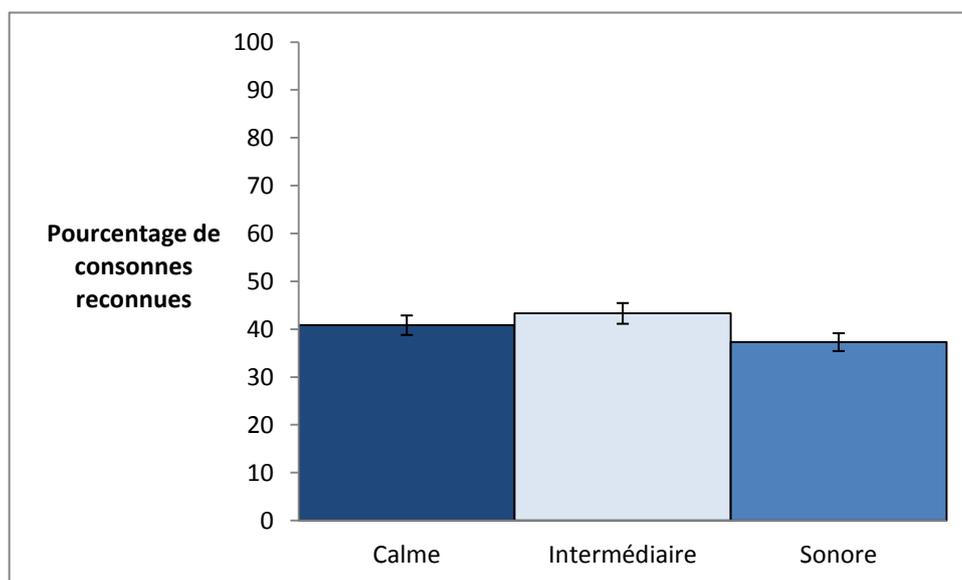


FIGURE 31 : Moyenne des pourcentages de consonnes reconnues en fonction des différents presets à 60dB

SPL

Test de Friedman : $p=0.017$

Le test de Friedman montrant une différence significative, une analyse statistique des données a été réalisé avec un test de Wilcoxon sur la population $N=14$. Les valeurs de p inférieures à 0,05 sont statistiquement significatives. Plus la valeur est petite, plus la différence est statistiquement importante.

- Comparaison des presets calme et intermédiaire à l'aide du test de Wilcoxon
 - $P= 0.156$
- Comparaison des presets Intermédiaire et sonore à l'aide du test de Wilcoxon
 - $P= 0.041$
- Comparaison des presets calme et sonore à l'aide du test de Wilcoxon
 - $P= 0.041$

c) Liste à 70 dB SPL

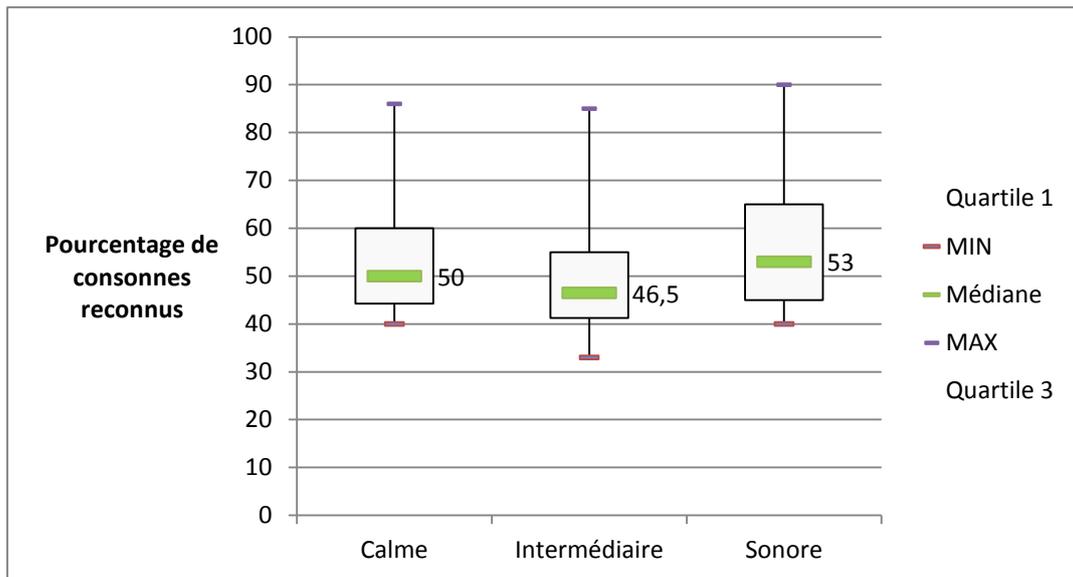


FIGURE 32 : Boite à moustache du pourcentage de consonnes reconnues pour les listes à 70dB SPL

A 70dB SPL, la variabilité des individus tendait à montrer que la médiane de reconnaissance des voyelles était supérieure avec le preset sonore par rapport aux presets intermédiaire et calme. De fait, la médiane était de 53% pour le preset sonore, alors qu'elle était de 46.5% pour le preset intermédiaire, et de 50% pour le preset calme.

Une analyse statistique des données a alors été réalisée avec un test de Friedman, test non paramétrique, sur la population N=14.

Les valeurs de p inférieures à 0,05 sont statistiquement significatives. Plus la valeur est petite, plus la différence est statistiquement importante.

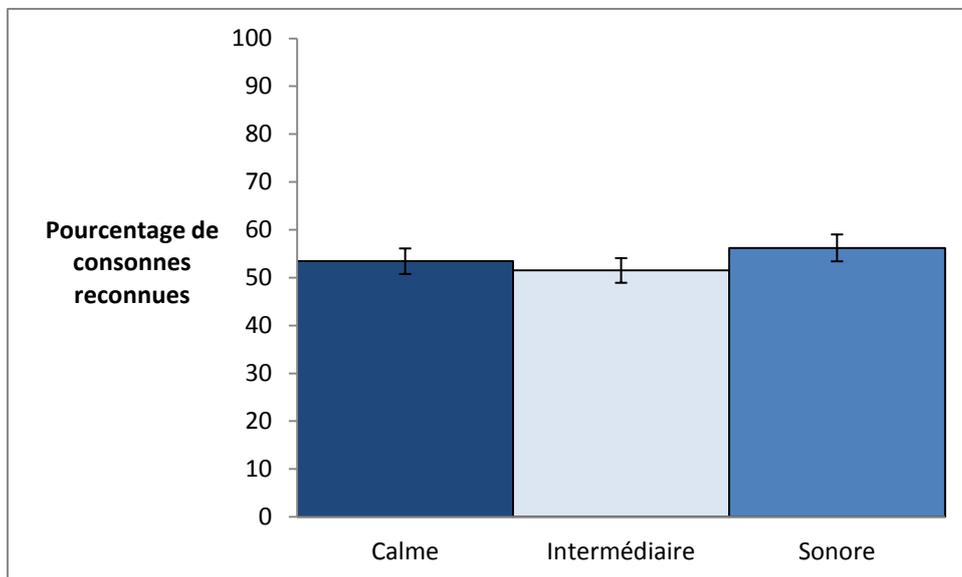


FIGURE 33: Moyenne des pourcentages de consonnes reconnues en fonction des différents presets à 70dB

SPL

Test de Friedman : $p= 0.081$

Le test de Friedman ne montrant aucune différence significative, une analyse statistique des données avec un test de Wilcoxon n'est pas nécessaire pour comparer deux à deux, deux échantillons.

3) Visualisation des pourcentages de voyelles reconnues

a) Liste à 50 dB SPL

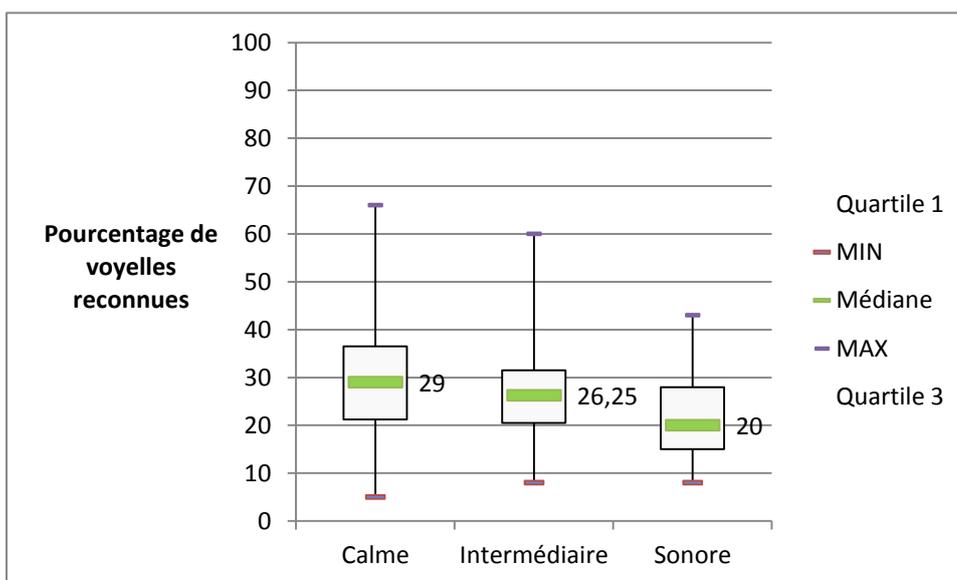


FIGURE 34 : Boîte à moustache du pourcentage de voyelles reconnues pour les listes à 50dB SPL

A 50dB SPL, la variabilité des individus tendait à montrer que la médiane de reconnaissance des voyelles était supérieure avec le preset calme par rapport aux presets intermédiaire et sonore. De fait, la médiane est de 29% pour le preset calme, alors qu'elle était de 26.25% pour le preset intermédiaire, et de 20% pour le preset sonore.

Une analyse statistique des données a alors été réalisée avec un test de Friedman, test non paramétrique, sur la population N=14.

Les valeurs de p inférieures à 0,05 sont statistiquement significatives. Plus la valeur est petite, plus la différence est statistiquement importante.

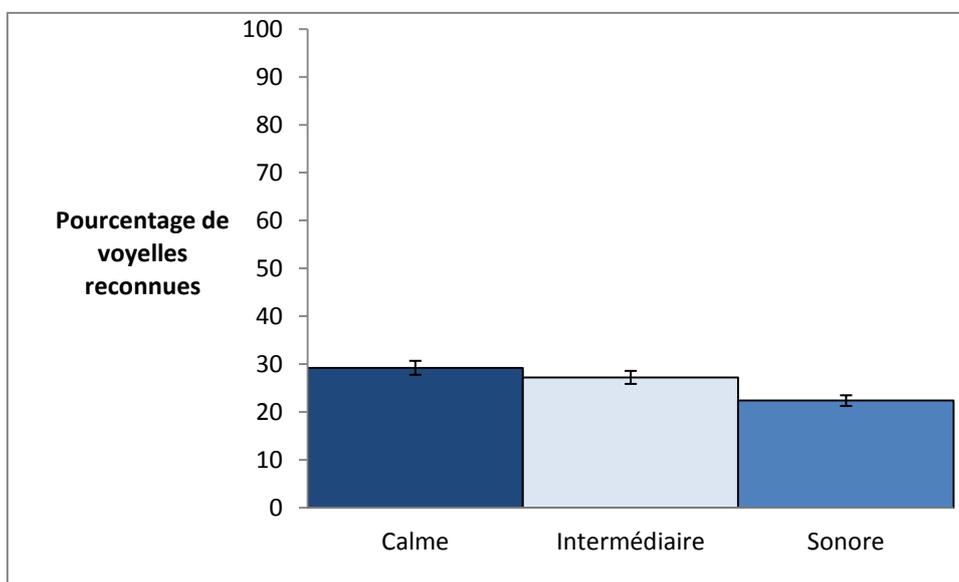


FIGURE 35 : Moyenne des pourcentages de voyelles reconnues en fonction des différents presets à 50dB SPL
Test de Friedman : $p=0.0245$

Le test de Friedman montrant une différence significative, une analyse statistique des données a été réalisée avec un test de Wilcoxon sur la population N=14. Les valeurs de p inférieures à 0,05 sont statistiquement significatives. Plus la valeur est petite, plus la différence est statistiquement importante.

- Comparaison des presets calme et intermédiaire à l'aide du test de Wilcoxon
 - P= 0.134
- Comparaison des presets Intermédiaire et sonore à l'aide du test de Wilcoxon
 - P=0.016

- Comparaison des presets calme et sonore à l'aide du test de Wilcoxon
 - $P=0.020$

b) Liste à 60 dB SPL

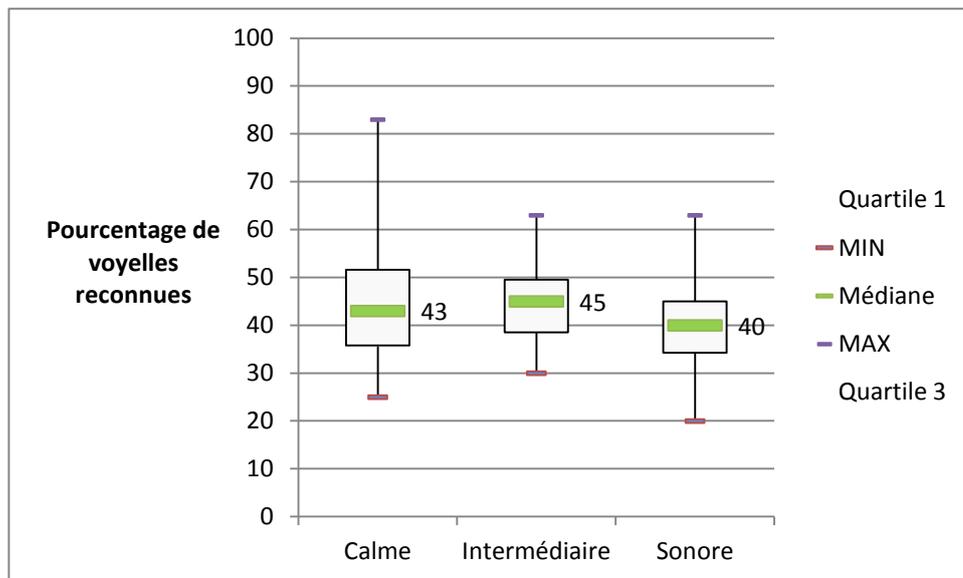


FIGURE 36 : Boite à moustache du pourcentage de voyelles reconnues pour les listes à 60dB SPL

A 60dB SPL, la variabilité des individus tendait à montrer que la médiane de reconnaissance des consonnes était supérieure avec le preset intermédiaire par rapport aux presets calme et sonore. De fait, la médiane était de 45% pour le preset intermédiaire, alors qu'elle était de 43% pour le preset calme, et de 40% pour le preset sonore.

Une analyse statistique des données a alors été réalisée avec un test de Friedman, test non paramétrique, sur la population $N=14$.

Les valeurs de p inférieures à 0,05 sont statistiquement significatives. Plus la valeur est petite, plus la différence est statistiquement importante.

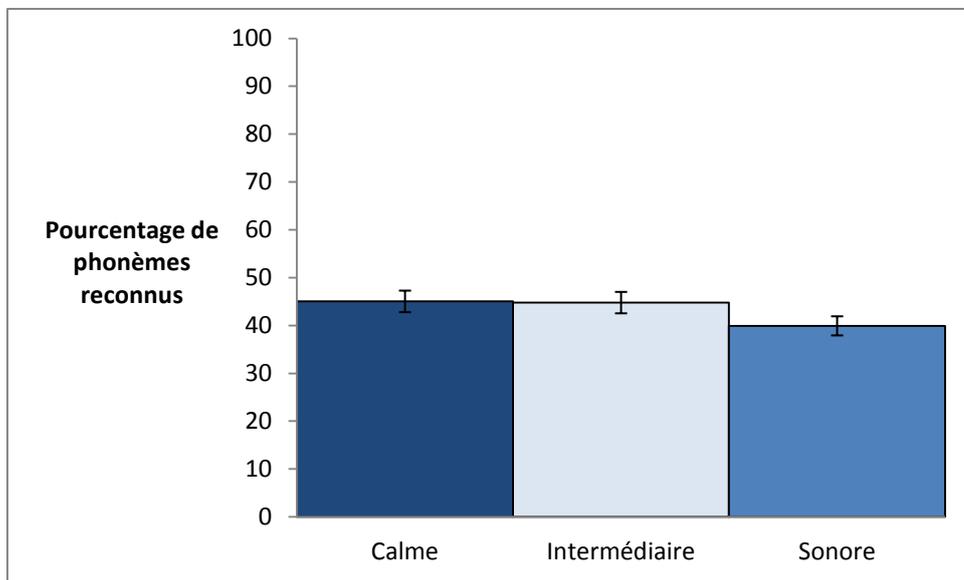


FIGURE 37 : Moyenne des pourcentages de voyelles reconnues en fonction des différents presets à 60dB SPL
Test de Friedman : $p=0.185$

Le test de Friedman ne montrant aucune différence significative, une analyse statistique des données avec un test de Wilcoxon n'est pas nécessaire pour comparer deux à deux, deux échantillons.

c) Liste à 70 dB SPL

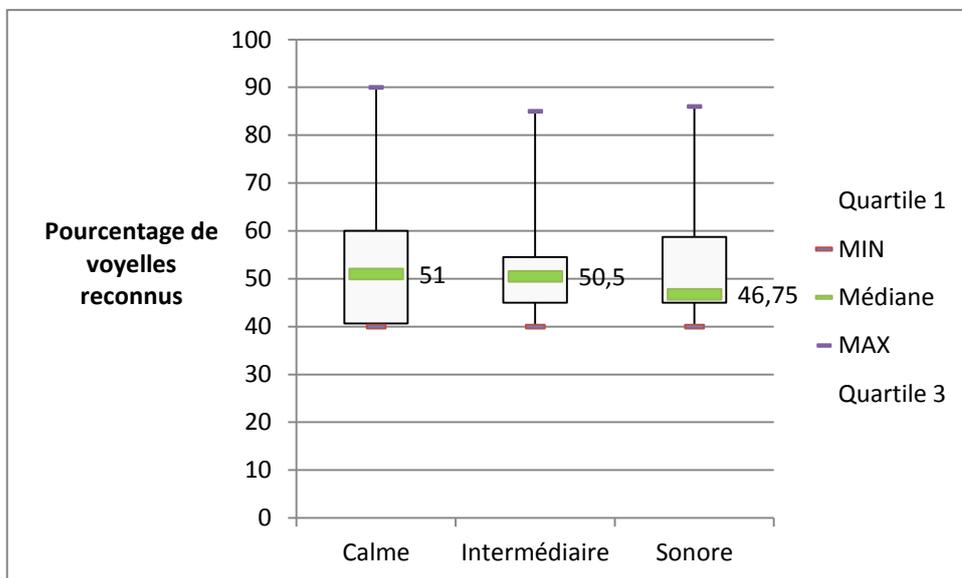


FIGURE 38 : Boîte à moustache du pourcentage de voyelles reconnues pour les listes à 70dB SPL

A 70dB SPL, la variabilité des individus tendait à montrer que la médiane de reconnaissance des voyelles était supérieure avec le preset calme par rapport aux presets intermédiaire et sonore. De fait, la médiane était de 51% pour le preset calme, alors qu'elle était de 50.5% pour le preset intermédiaire, et de 46.75% pour le preset sonore.

Une analyse statistique des données a alors été réalisée avec un test de Friedman, test non paramétrique, sur la population N=14.

Les valeurs de p inférieures à 0,05 sont statistiquement significatives. Plus la valeur est petite, plus la différence est statistiquement importante.

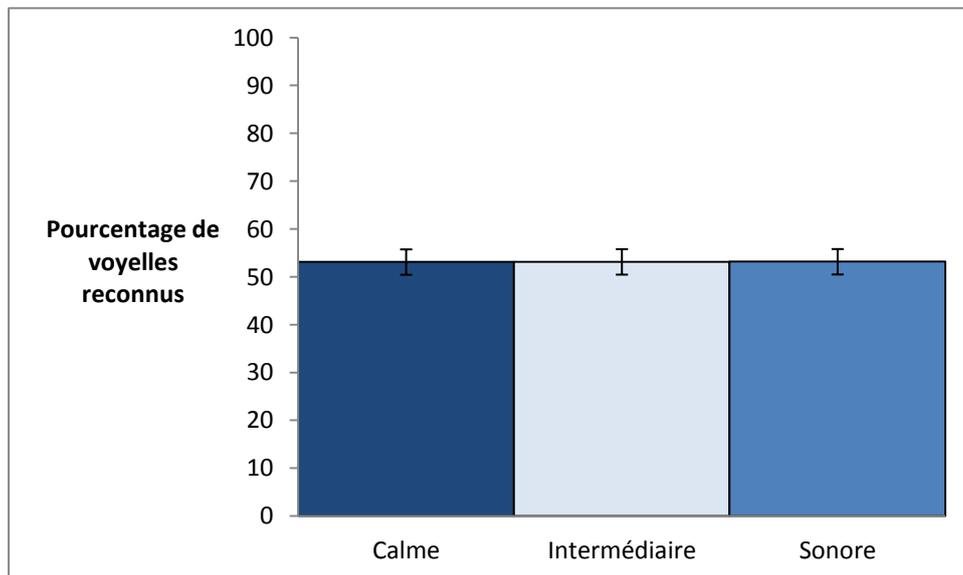


FIGURE 39: Moyenne des voyelles reconnues en fonction des différents presets à 70dB SPL

Test de Friedman : $p= 0.936$

Le test de Friedman ne montrant aucune différence significative, une analyse statistique des données avec un test de Wilcoxon n'est pas nécessaire pour comparer deux à deux, deux échantillons.

4) Résultats des seuils liminaires d'audiométrie tonale

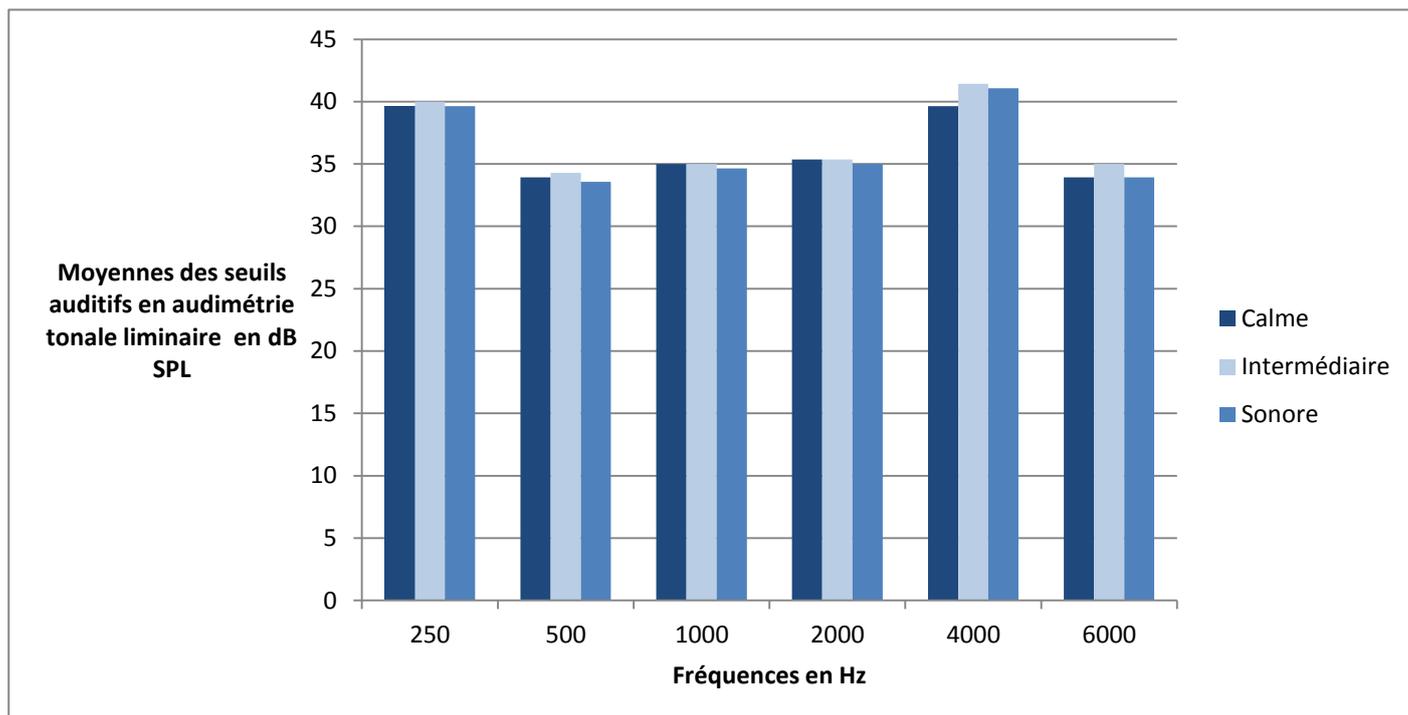


FIGURE 40 : Histogramme des moyennes des seuils auditifs d'audiométrie tonale liminaire par fréquence pour les presets Calme, Intermédiaire, et Sonore.

Une analyse statistique des données a alors été réalisée avec un test de Friedman, test non paramétrique, sur la population N=14.

Les valeurs de p inférieures à 0,05 sont statistiquement significatives. Plus la valeur est petite, plus la différence est statistiquement importante.

Fréquences en Hz	250	500	1000	2000	4000	6000
Valeur de p	0.683	0.867	0.955	0.955	0.142	0.276

TABLEAU 3 : Récapitulatif des valeurs de p suivant les fréquences

E) Discussion

I) Etude physique

Les graphiques bruts montrent que le réglage calme offre une énergie plus importante que soit le niveau sonore testé.

En effectuant un grossissement, la dynamique auditive (écart entre les passages élevés et faibles des impulsions) peut être analysée par lecture graphique.

1) Dynamique auditive à 50 dB

La dynamique la plus importante est obtenue pour le preset calme.

2) Dynamique auditive à 60 dB

La dynamique la plus importante est obtenue pour le preset intermédiaire.

3) Dynamique auditive à 70 dB

La dynamique la plus importante est obtenue pour le preset sonore.

II) Etude clinique

Dans cette discussion, seront abordés dans un premier temps les résultats concernant les pourcentages de phonèmes reconnus, de consonnes reconnues ainsi que de voyelles reconnues. Dans un second temps, seront abordés les résultats relatifs aux seuils d'audiométrie liminaire tonale.

1) Pourcentage de phonèmes reconnus

D'après le test de Friedman, il existe une différence significative pour chaque niveau sonore (50, 60 et 70dB SPL) entre les trois presets (Calme, Intermédiaire, et Sonore).

L'analyse des résultats avec le test de Wilcoxon permet de comparer les presets deux à deux.

- ➔ A 50 et 60 dB SPL, les presets calme et intermédiaire donnent de meilleurs résultats que le preset sonore. Les résultats sont significatifs ($p < 0.05$). La différence de résultats entre le preset calme et le preset intermédiaire n'est pas significative pour ces niveaux.
- ➔ A 70 dB SPL, les presets sonore et intermédiaire donnent de meilleurs résultats que le preset intermédiaire. Les résultats sont significatifs ($p < 0.05$). La différence de résultats entre les presets calme et intermédiaire, et calme et sonore n'est pas significative.

2) Pourcentage de consonnes reconnues

D'après le test de Friedman, il n'existe pas de différence significative pour le niveau sonore de 70 dB SPL.

Il existe une différence significative de résultats pour les niveaux 50 et 70dB SPL.

L'analyse avec le test de Wilcoxon montre :

- ➔ A 50 dB SPL, les presets calme et intermédiaire offrent de meilleurs résultats que le preset sonore, de façon significative. La différence entre le preset calme et intermédiaire n'est pas significative.
- ➔ A 60 dB SPL, le preset intermédiaire offre de meilleurs résultats que les presets calme et sonore, de façon significative. La différence entre les le preste calme et sonore n'est pas significative.

3) Pourcentage de voyelles reconnues

D'après le test de Friedman, il n'existe pas de différence significative pour les niveaux sonores de 60 et 70 dB SPL. Il existe une différence significative de résultats pour le niveau 50dB SPL.

L'analyse avec le test de Wilcoxon montre :

→ A 50dB SPL, les presets calme et intermédiaire offrent de meilleurs résultats que le preset sonore, de façon significative. La différence entre le preset calme et intermédiaire n'est pas significative.

4) Scores d'audiométrie tonale

L'analyse des résultats d'audiométrie tonale liminaire avec le test de Friedman ne montre aucun effet des preset. En effet, les p obtenus sont tous supérieurs à 0.05.

F) Limites

I) Limites de l'étude physique

Les limites de la présente étude sont inhérentes aux tests et aux réglages de l'implant préalablement effectués.

L'usage d'une boîte test génère obligatoirement un bruit de fond. Il est environ égal à 30dB (A).

La dynamique choisie lors des réglages des T et des C peut apparaitre comme un frein aux mesures effectuées. Une dynamique plus élevée aurait peut-être permis une différence de résultats plus importante.

Enfin, en choisissant un nombre maximal d'électrodes actives en même temps différent de 12, et plus proche de 20, l'apparition de valeurs nulles (donc de pics importants) aurait été plus faible. Cela aurait permis une meilleure lecture graphique.

II) Limites de l'étude clinique

Il paraît intéressant de citer les différentes limites de cette étude.

Il aurait aussi été intéressant d'évaluer l'influence des presets sur un plus grand nombre de patients, afin d'établir des statistiques plus significatives.

Une seconde limite peut être citée : les tests ont été réalisés avec le même matériel, mais dans deux lieux différents, à Nantes et à Rennes. A Rennes, ces tests ont été réalisés dans une salle de l'hôpital Pontchaillou. Il aurait peut-être été plus prudent d'utiliser une cabine insonorisée, comme ce fut le cas à Nantes, pour la réalisation des différents tests. Malheureusement celles-ci n'étaient pas disponibles.

Il aurait pu être intéressant de réaliser des tests à d'autres intensités, notamment à 80 dB SPL (qui correspond à la valeur théorique du preset sonore). Les tests étaient déjà perçus comme longs et parfois difficiles par les patients, et ajouter une autre intensité n'aurait fait qu'augmenter ce sentiment.

Enfin, il aurait pu être intéressant de joindre un questionnaire à cette étude afin de juger le ressenti des patients. Cependant, il paraît difficile de demander aux patients de juger de l'intensité sonore, et d'ajuster le réglage en fonction de celle-ci.

G) Conclusions

I) Conclusion de l'étude physique

Cette étude physique permet d'affirmer de façon significative qu'un réglage de compression calme offre une meilleure dynamique pour un niveau d'entrée de 50dB SPL, qu'un réglage de compression intermédiaire offre une meilleure dynamique pour un niveau d'entrée de 60dB SPL, et qu'un niveau de compression sonore offre une meilleure dynamique pour un niveau d'entrée de 70 dB SPL.

Après avoir étudié le fonctionnement de la compression multibande de sortie, il est nécessaire de connaître le ressenti des patients quant aux réglages de celle-ci.

II) Conclusion de l'étude clinique

L'étude clinique a permis de mettre en évidence plusieurs conclusions :

- La modification du réglage de la compression multibande de sortie n'engendre aucun effet sur les scores d'audiométrie tonale.
- A 50 et 60 dB SPL, les scores de phonèmes, consonnes et voyelles reconnus sont meilleurs avec les presets calme et intermédiaire.
- A 70 dB SPL, les scores les scores de phonèmes, consonnes et voyelles reconnus sont meilleurs avec le preset sonore.
- L'analyse statistique n'a pas mis en évidence de différence significative entre le réglage de la compression multibande de sortie calme et intermédiaire, si ce n'est pour la perception des voyelles à 60 dB SPL.

Conclusion

L'utilisation des implants cochléaires nécessite d'utiliser une fonction de compression afin de rendre aux patients l'intégrité des niveaux sonores. La compression, principalement réalisée par un système AGC dans les prothèses auditives, ou les implants cochléaires permet de réaliser cette fonction. Or, ce système possède certains inconvénients. Il peut engendrer des distorsions, et, par conséquent, provoquer une diminution de l'intelligibilité.

En quête d'innovation, et pour pallier à cela, Oticon-Neurelec a décidé de proposer dans la dernière version de l'implant Saphyr un traitement du signal offrant une compression de sortie multibande nommée XDP. Celle-ci est réglable par la modification de l'IDR (dynamique d'entrée) ou en modifiant les presets. Ils sont définis comme calme, intermédiaire et sonore. Par ailleurs, la valeur de la compression peut être modifiée manuellement.

Les résultats d'audiométrie vocale demeurent importants pour différencier les performances des patients implantés. Certaines différences existent entre consonnes et voyelles. Les performances peuvent varier en fonction des valeurs de la compression.

L'étude physique de ce mémoire a permis de vérifier qu'un réglage du preset calme était préférable pour un niveau d'émission de test à 50dB SPL. Il en est de même pour le preset intermédiaire à 60dB SPL, et le preset sonore à 70 dB SPL.

L'étude clinique réalisée sur 14 patients dans les hôpitaux de Rennes et Nantes a permis de montrer une différence entre les presets calme-sonore et intermédiaire pour des niveaux de 50 et 60 dB SPL. A 70 dB SPL, le preset sonore offre de meilleurs résultats.

Une modification de la dynamique d'entrée combinée à celle des presets offre t'elle des différences plus importantes ?

Bibliographie

- [1] B. S. Wilson, C. C. Finley, D. T. Lawson, R. D. Wolford, D. K. Eddington and W. M. Rabinowitz, "Better speech recognition with cochlear implants," *Nature*, vol. 352, no. 6332, pp. 236-238, 1991.
- [2] Guenser G. Influence de la compression de sortie sur l'audition de sujets implantés avec l'implant cochléaire Med-El Opus II. Mémoire en vue du diplôme d'audioprothèse. Université de Nancy. 2010.
- [3] Boyle P.J, Buchner A, Stone M.A, Lenarz T., Moore B.C.J. Comparaison of dual time. *International Journal of Audiology* 2009; 48:211-221
- [4] Shannon, R.V. 1983. Multichannel electrical stimulation of the auditory nerve in man. 1. Basic psychophysics. *Hear Res*, 11, 157-89.
- [5] Zeng FG, Shannon RV, Psychophysical laws revealed by electric hearing, *Neuroreport*, Vol 10, 1999, p1931–1935
- [6] Dawson W, Vandali AE, Knight MR, Heasman JM;, Clinical Evaluation of Expanded Input Dynamic Range in Nucleus Cochlear Implants. *Ear Hear*, 2007 Apr;28(2): 163-76
- [7] Deleau M. Rôle de la compression d'entrée dans l'implant cochléaire Med-El Opus2. Mémoire en vue du diplôme d'audioprothèse. Université de Rennes1. 2014.
- [8] Stone MA, Moore BC. Side effects of fast-acting dynamic range compression that affect intelligibility in a competing speech task. *J Acoust Soc Am*, 2004 Oct; 116(4 Pt 1): 2311-23
- [9] Boyle PJ, Büchner A. Comparison of dual-time-constant and fast-acting automatic gain control (AGC) systems in cochlear implants. *International Journal of Audiol*, 2009 Apr; 48(4): 211-21.
- [10] Moore B.C. The Choice of Compression Speed in Hearing Aids: Theoretical and Practical Considerations and the Role of Individual Differences. *Trends Amplif*, 2008 Spring; 12(2): 103-112
- [11] Gatehouse, S., & Noble, W. (2004). The Speech, Spatial and Qualities of Hearing Scale (SSQ). *International Journal of Audiology*, 43, 85-99.
- [12] Stone, M. A., & Moore, B. C. J. (2008). Effects of spectrotemporal modulation changes produced by multi-channel compression on intelligibility in a competing-speech task. *Journal of the Acoustical Society of America*, 123, 1063-1076.
- [13] Vaerenberg B, Govaerts P. A Uniform Graphical Representation of Intensity Coding in Current-Generation Cochlear Implant Systems. *Ear Hear*, 2014 Mar 27; 1-11.

- [14] Boyd P.J (2006). Effects of programming threshold and maplaw settings on acoustic thresholds and speech discrimination with the MED-EL COMBI 40+ cochlear implant. *Ear & Hearing*, Vol. 27 n°6.
- [15] Loizou PC, Dorman M. The effect of reduced dynamic range on speech understanding: implications for patients with cochlear implants. *Ear Hear*, 2000 Feb; 21(1): 25-31.
- [16] Spahr AJ, Dorman MF, Loisel MF. Performance of Patients Using Different Cochlear Implant Systems: Effects of Input Dynamic Range. *Ear Hear*, 2007 Apr; 28(2): 260-75
- [17] Benoît R.. Comparaison des seuils audiométriques tonals avec les processeurs d'implants cochléaires Neurelec Digi SP et Saphyr Selon le type de signal utilisé. Mémoire en vue de l'obtention du diplôme d'audioprothèse. Université de Rennes 1. 2011.
- [18] Renard C. Azema B. Précis d'audioprothèse production phonétique acoustique. Données fréquentielles et temporelles de la parole. 284. Masson
- [19] Delgutte B, Hammond B. Traitement de la parole par le système auditif. *Les Cahiers de l'Audition*. 1997 ; 10 Juill/Aout.
- [20] Gallego S. Contrainte Psycho-Physiques et Electrophysiologiques sur le codage de la stimulation électrique chez les sujets porteurs d'un implant cochléaire. Doctorat. Université de Lyon I. 1999.
- [21] Shannon CE & Al. Speech recognition with primarily temporal cues. *Sciences*. 1995; 270. 303-304.
- [22] Tyller & Al. Performance of some of the better cochlear implant patients. *Journal of speech & hearing research*. 1989; 32, 887-911.
- [23] Truy & Al. Implantation cochléaire, perception corticale et stratégies d'utilisation. *Les Cahiers de l'Audition*. 2001 ; jan/fev.
- [24] Camilleri M. Perception phonétique chez l'implanté cochléaire et le malentendant appareillé. Mémoire en vue de l'obtention du diplôme d'Etat d'audioprothèse. Université de Nancy I. 2006
- [25] Roux G. Synthèse et réalisation d'études cliniques sur l'implant cochléaire. Mémoire en vue de l'obtention du diplôme d'Etat d'audioprothèse. Université de Rennes I. 2001
- [26] Seldran F, Collet L, Gallego S. Implant cochléaire et intelligibilité : comment expliquer la disparité des performances. *Les Cahiers de l'audition*. 2011 ; sept/oct.

Répertoire des figures

Figures	Pages
FIGURE 1 : Dynamique de l'audition humaine	Page 8
FIGURE 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	Page 10
FIGURE 3 : Système de compression en une seule étape.	Page 11
FIGURE 4 : Système de compression en deux étapes	Page 12
FIGURE 5 : Schéma d'un système à double boucle avec détecteur lent et rapide	Page 13
FIGURE 6: Représentation d'un système AGC : niveau de sortie en fonction du niveau d'entrée	Page 14
FIGURE 7 : Représentation d'un système AGC rapide et d'un système AGC lent.	Page 15
FIGURE 8 : Fonction de codage de l'intensité dans les implants cochléaires Représentation des trois grandes étapes de traitement du son par l'implant cochléaire.	Page 17
FIGURE 9 : Représentation de la fenêtre adaptative au sein de l'IDR pour les implants MED-EL	Page 18
FIGURE 10 : Représentation des différentes étapes du système XDP	Page 20
FIGURE 11 : Représentation de la fonction de transfert de compression	Page 22
FIGURE 12 : Représentation de la modification de l'IDR sur le logiciel Digimap	Page 23
FIGURE 13 : Positionnement du processeur dans la boîte anéchoïque	Page 29
FIGURE 14 : Représentation des réglages des T et C sur le logiciel Digimap.	Page 30

FIGURE 15 : Mode de visualisation du preset calme sur le logiciel DigiMap lors du réglage	Page 43
FIGURE 16 : Représentation de l'énergie en fonction du temps à 50 dB pour l'électrode 19 avec les presets calme, intermédiaire et sonore.	Page 35
FIGURE 17 : Représentation de l'énergie en fonction du temps à 60 dB pour l'électrode 19 avec les presets calme, intermédiaire et sonore.	Page 35
FIGURE 18 : Représentation de l'énergie en fonction du temps à 70 dB pour l'électrode 19 avec les presets calme, intermédiaire et sonore.	Page 36
FIGURE 19 : Représentation grossie de l'énergie en fonction du temps à 50 db	Page 37
FIGURE 20 : Représentation grossie de l'énergie en fonction du temps à 60 db	Page 38
FIGURE 21 : Représentation grossie de l'énergie en fonction du temps à 70 db	Page 39
FIGURE 22 : Boite à moustache du pourcentage de phonèmes reconnus pour les listes à 50dB SPL	Page 40
FIGURE 23 : Moyenne des pourcentages de phonèmes reconnus en fonction des différents presets à 50dB SPL	Page 41
FIGURE 24 : Boite à moustache du pourcentage de phonèmes reconnus pour les listes à 60dB SPL	Page 42
FIGURE 25 : Moyenne des pourcentages de phonèmes reconnus en fonction des différents presets à 60dB SPL	Page 43
FIGURE 26 : Boite à moustache du pourcentage de phonèmes reconnus pour les listes à 70dB SPL	Page 44
FIGURE 27 : Moyenne des pourcentages de phonèmes reconnus en fonction des différents presets à 70dB SPL	Page 45
FIGURE 28 : Boite à moustache du pourcentage de consonnes reconnues pour les listes à 50dB SPL	Page 46

FIGURE 29 : Moyenne des pourcentages de consonnes reconnues en fonction des différents presets à 50dB SPL	Page 47
FIGURE 30 : Boite à moustache du pourcentage de consonnes reconnues pour les listes à 60dB SPL	Page 48
FIGURE 31 : Moyenne des pourcentages de consonnes reconnues en fonction des différents presets à 60dB SPL	Page 49
FIGURE 32 : Boite à moustache du pourcentage de consonnes reconnues pour les listes à 70dB SPL	Page 50
FIGURE 33 : Moyenne des pourcentages de consonnes reconnues en fonction des différents presets à 70dB SPL	Page 51
FIGURE 34 : Boite à moustache du pourcentage de voyelles reconnues pour les listes à 50dB SPL	Page 51
FIGURE 35 : Moyenne des pourcentages de voyelles reconnues en fonction des différents presets à 50dB SPL	Page 52
FIGURE 36 : Boite à moustache du pourcentage de voyelles reconnues pour les listes à 60dB SPL	Page 53
FIGURE 37 : Moyenne des pourcentages de voyelles reconnues en fonction des différents presets à 60dB SPL	Page 54
FIGURE 38 : Boite à moustache du pourcentage de voyelles reconnues pour les listes à 70dB SPL	Page 54
FIGURE 39 : Moyenne des pourcentages de voyelles reconnues en fonction des différents presets à 70dB SPL	Page 55
FIGURE 40 : Histogramme des moyennes de des seuils auditifs d'audiométrie tonale liminaire par fréquence pour les presets Calme, Intermédiaire, et Sonore.	Page 56

Répertoire des tableaux

Tableaux	Pages
TABLEAU 1 : Pourcentage des confusions phonétiques faites par les implantés.	Page 25
TABLEAU 2 : Listes des patients ayant participé à l'étude clinique	Page 28
TABLEAU 3 : Récapitulatif des valeurs de p suivant les fréquences	Page 56

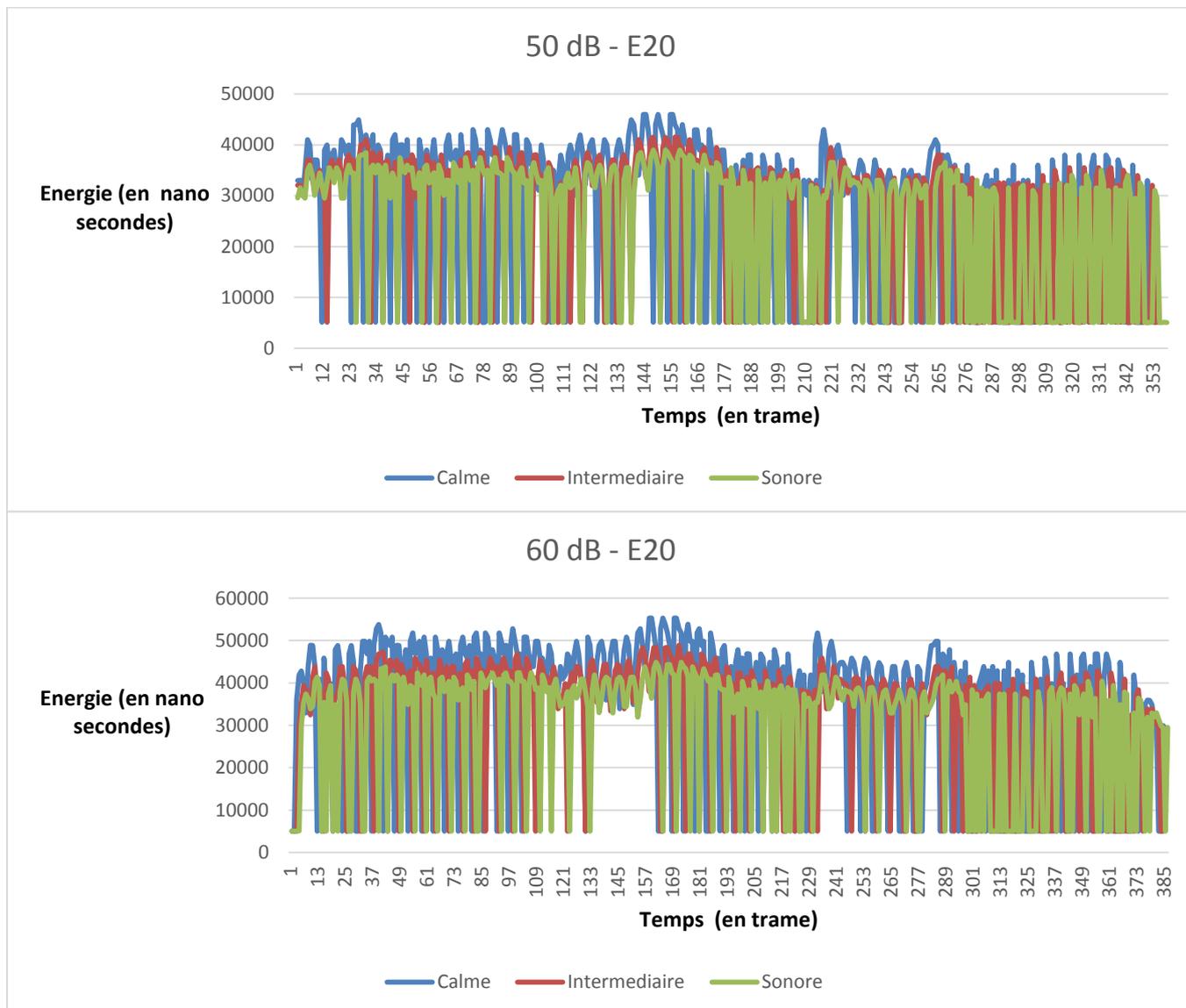
Annexes

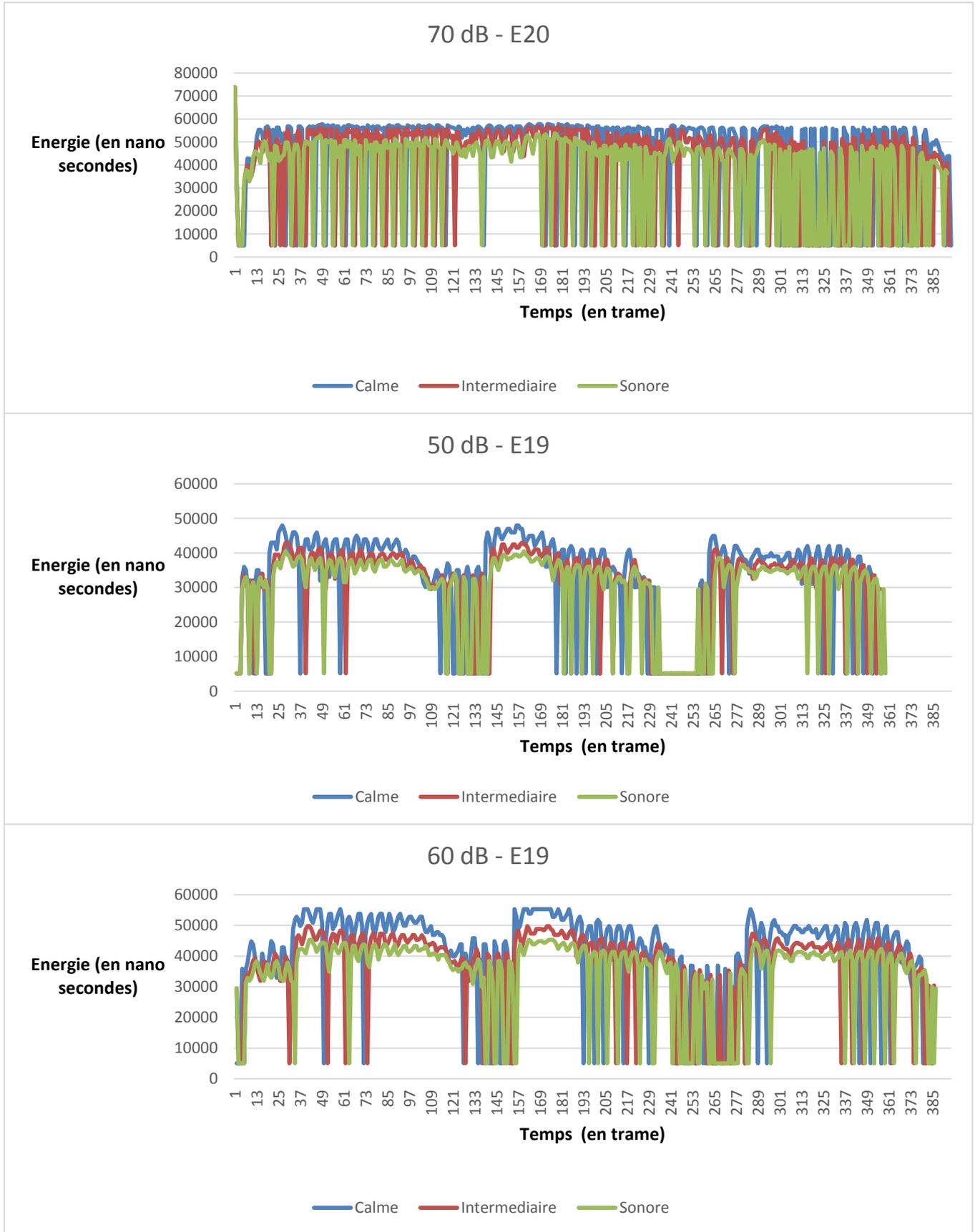
ANNEXE 1 : Résultats de l'étude physique

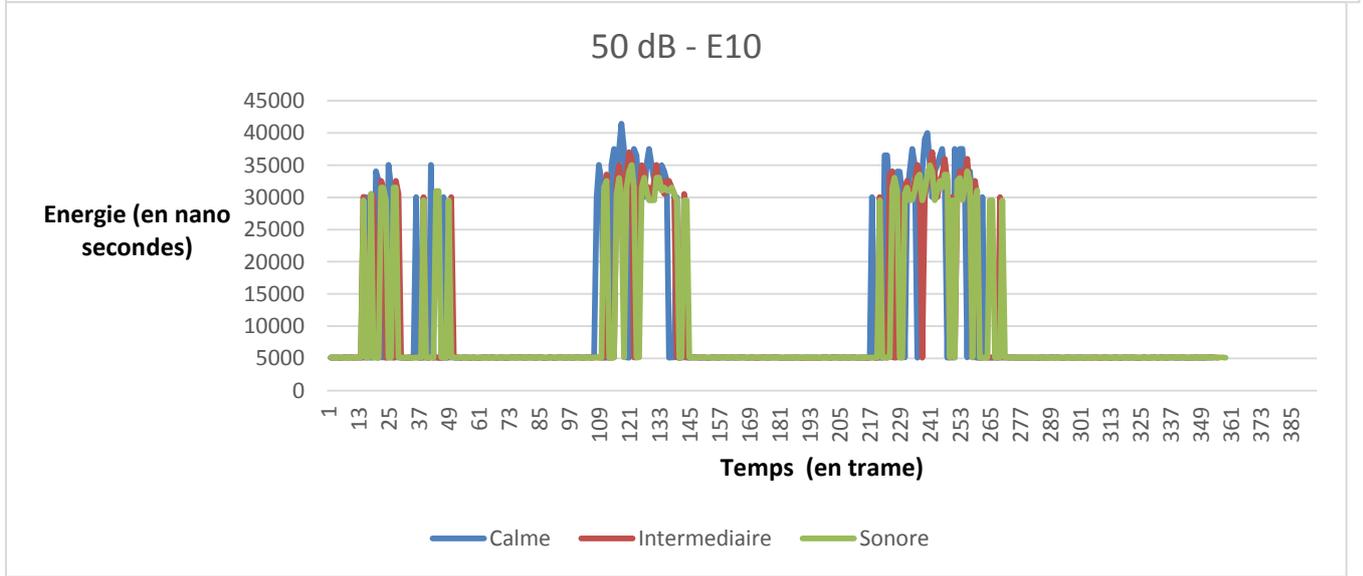
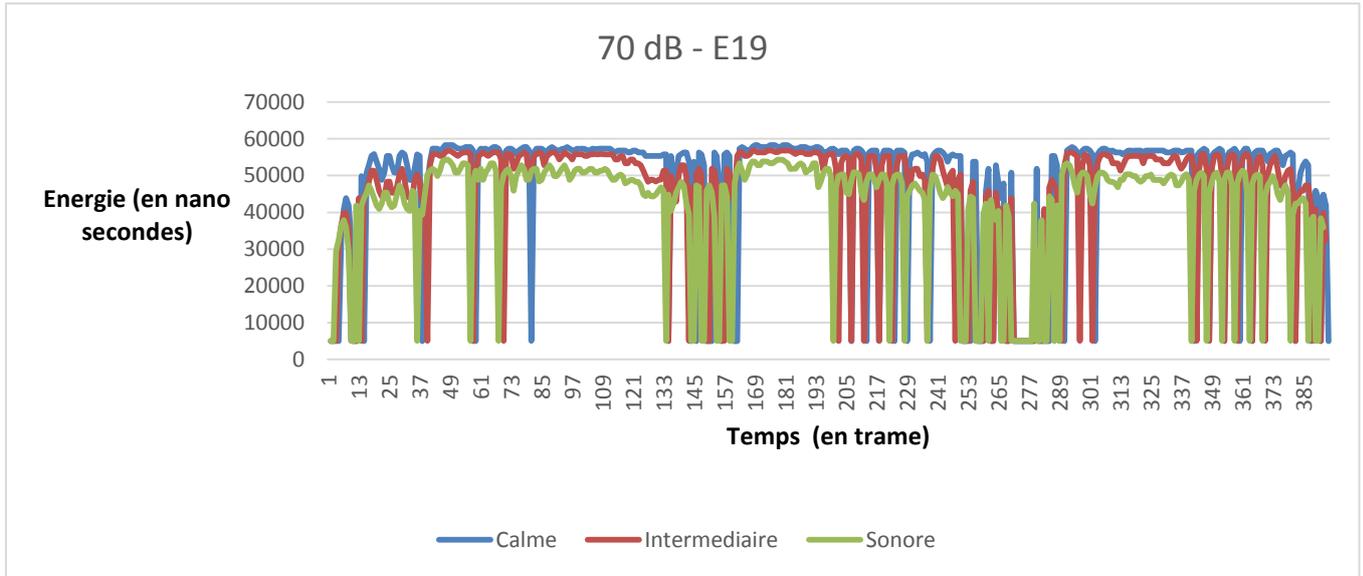
ANNEXE 2 : Feuille de test

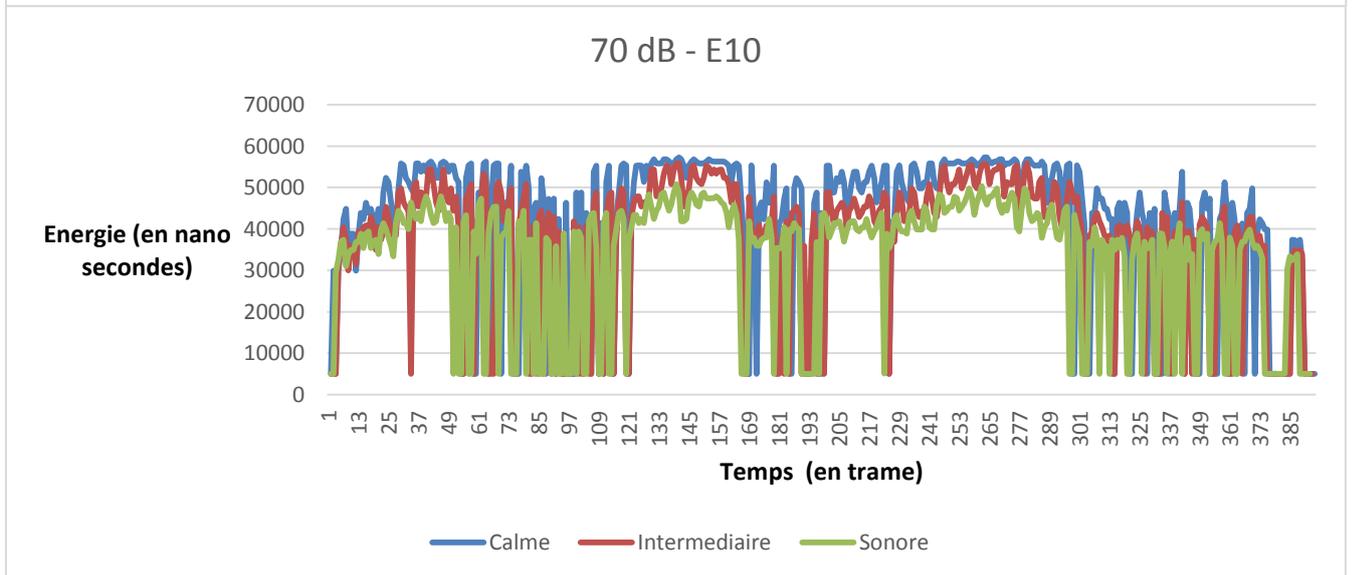
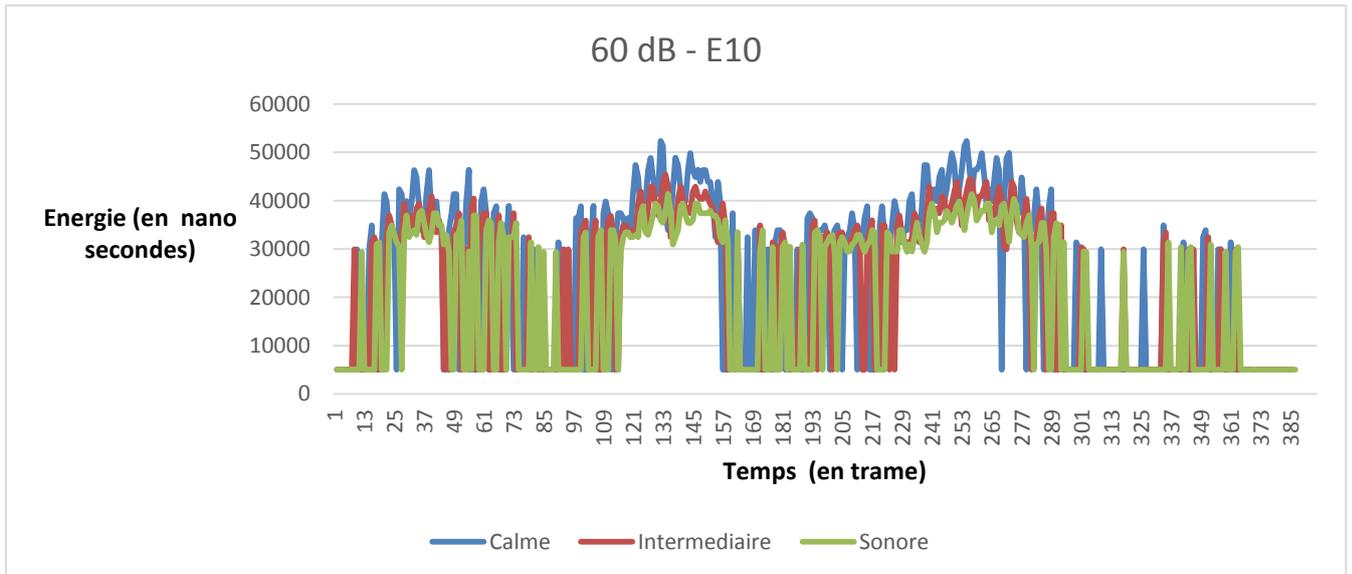
ANNEXE 3 : Feuille à remplir par le régleur

ANNEXE 1 : Résultats de l'étude physique









ANNEXE 2 : Feuille de test

Nom :

Prénom :

Résultats

Audiométrie Tonale

	125	250	500	1000	2000	4000	6000

Audiométrie Vocale

Le =	P1	P2	P3
gé			
chau			
ti			
fan			
pain			
vou			
sa			
deu			
bon			
lu			
mi			
cou			
zo			
nain			
gué			
pu			
gan			
ceu			
von			
ma			
Nb erreurs			
% PR			

Le =	P1	P2	P3
jou			
bé			
quin			
chi			
mu			
za			
peu			
gau			
non			
tan			
fau			
li			
vé			
su			
don			
nan			
vain			
feu			
pou			
da			
Nb erreurs			
% PR			

Le =	P1	P2	P3
pa			
té			
si			
zin			
lon			
tou			
beu			
fu			
vau			
mé			
quan			
bi			
dain			
chan			
ju			
na			
gou			
cheu			
zon			
lau			
Nb erreurs			
% PR			

ANNEXE 3 : Feuille à remplir par le régleur

Fiche patient

Nom :

Prénom :

- **Programme 1 :** Calme Intermédiaire Sonore
- **Programme 2 :** Calme Intermédiaire Sonore
- **Programme 3 :** Calme Intermédiaire Sonore
- **Programme 4 :** Calme Intermédiaire Sonore

Réglages identiques entre P1, P2, P3. Merci de noter la position du point d'inflexion (preset choisi) pour chaque programme.