



BU bibliothèque Lyon 1

<http://portaildoc.univ-lyon1.fr>

Creative commons : Paternité - Pas d'Utilisation Commerciale -  
Pas de Modification 2.0 France (CC BY-NC-ND 2.0)



<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/2.0/fr>

**INSTITUT DES SCIENCES ET TECHNIQUES DE LA  
READAPTATION**

---

**Directeur Professeur Yves MATILLON**

---

Fonction de tonie et surdité  
Influence sur l'appareillage

MEMOIRE présenté pour l'obtention du

**DIPLOME D'ETAT D'AUDIOPROTHESISTE**

Par

PERREAUT Kevin

Autorisation de reproduction

Lyon, le 12/06/2012

**Pr Lionel COLLET**

Responsable Formation Audioprothèse

**Monsieur Gérald KALFOUN**

Directeur délégué à l'enseignement

12/10/2012

N  533

Président  
**Pr GILLY François-Noël**

Vice-Président CEVU  
**Pr LALLE Phillippe**

Vice-Président CA  
**Pr Hamda BEN HADID**

Vice-Président CS  
**Pr GILLET Germain**

Secrétaire Général  
**M. HELLEU Alain**

## **Secteur Santé**

U.F.R de Médecine Lyon Est  
Directeur  
**Pr ETIENNE Jérôme**

U.F.R d'Odontologie  
Directeur  
**Pr BOURGEOIS Denis**

U.F.R de Médecine Lyon-Sud  
Charles Mérieux  
Directeur  
**Pr KIRKORIAN Gilbert**

Institut des Sciences Pharmaceutiques  
Et biologiques  
Directrice  
**Pr VINCIGUERRA Christine**

Département de formation et  
Centre de Recherche en Biologie  
Humaine  
Directeur  
**Pr FARGE Pierre**

Institut des Sciences et Techniques de  
Réadaptation  
Directeur  
**Pr MATILLON Yves**

## Secteur Sciences et Technologies

U.F.R Des Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives (S.T.A.P.S)

Directeur

**M. COLLIGNON Claude**

Institut des Sciences Financières et d'Assurance (I.S.F.A)

Directeur

**Pr AUGROS Jean-Claude**

IUFM

Directeur

**M. BERNARD Régis**

UFR de Sciences et Technologies

Directeur

**M. DE MARCHI Fabien**

Ecole Polytechnique Universitaire de Lyon (EPUL)

Directeur

**M. FOURNIER Pascal**

IUT LYON 1

Directeur

**M. COULET Christian**

Ecole Supérieure de Chimie Physique Electronique de Lyon (CPE)

Directeur

**M. PIGNAULT Gérard**

Observatoire astronomique de Lyon

Directeur

**M. GUIDERDONI Bruno**

## **REMERCIEMENTS**

Je tiens à remercier Stéphane GALLEGO qui a accepté d'être mon maître de mémoire, je tiens à remercier également mon maître de stage Laëtitia JOUFFREY. Je les remercie ; de m'avoir accueilli dans leurs laboratoires « AUDITION JEAN ROUQUET », de m'avoir fourni le matériel nécessaire pour la réalisation de ce mémoire ainsi que pour leur encadrement efficace. Je remercie également tous les patients qui ont participé à cette étude.

Je tiens à remercier mon collaborateur David COLLIN pour tout le travail de préparation qu'il a effectué et pour la programmation des applications Matlab.

Je n'oublie pas mon collaborateur Benoit BISCH qui m'a permis de recueillir des patients supplémentaires.

Je remercie Annie Randon l'assistante audioprothésiste au laboratoire Lyon 6 ainsi que tous les collaborateurs « AUDITION CONSEIL GROUPE JEAN ROUQUET » sur Lyon.

Je tiens également à remercier le Professeur Lionel COLLET et l'ensemble des enseignants de la faculté d'audioprothèse de Lyon pour m'avoir transmis les connaissances nécessaires à l'élaboration de ce mémoire.

Pour finir je tiens à remercier particulièrement toute ma famille, Adeline et mes amis pour leur soutien indéfectible.

# Sommaire

## I. Introduction

## II. Partie Théorique

### A. Psychoacoustique

1. Tonotopie cochléaire
2. Bandes critiques
3. Codage spatio-temporel des sons purs
4. Tonie du normoentendant
5. Diplacousie
6. Pattern d'excitation
7. Déplacement basal
8. Zones inertes cochléaires
9. TEN test

### B. Plasticité auditive centrale

1. Privation auditive
2. Réversibilité de privation auditive
3. Acclimatation auditive
4. Effet fréquence de coupure

## III. Matériel et Méthodes

- A. Population d'étude
- B. Matériel de test
- C. Calibration du matériel de test
- D. Protocole déroulement et descriptions des tests
- E. Tests statistiques
- F. Objectifs de l'étude

#### **IV. Résultats**

A. Comparaison des stimuli sons pur et narrow band chez les normoentendants du groupe 1

B. Comparaison des stimuli sons purs et narrow band chez les malentendants du groupe 2.

C. Comparaison des résultats avec des stimuli narrow band entre les normoentendants du groupe 1 et les malentendants du groupe 2.

D. Comparaison de la fonction de tonie en sons pur des normoentendants du groupe 3 et des malentendants du groupe 4.

E. Comparaison de l'évolution de la fonction de tonie des malentendants du groupe 5

#### **V. Analyse des résultats**

#### **VI. Conclusion**

#### **VII. Bibliographie**

#### **VIII. Annexes**

#### **IX. Résumé**

## I Introduction

En parcourant la littérature des disciplines relatives à l'audition, on constate que depuis Helmholtz [ 10 ] et l'énonciation de la théorie de la résonance, on admet que l'oreille effectue une analyse fréquentielle des signaux acoustiques complexes. On considère que chaque composante du signal possède sa propre localisation sur la membrane basilaire et que chaque fibre nerveuse auditive est le vecteur d'une fréquence caractéristique donnée. En 1928 Von Békésy [2 , 3 , 4] introduit le concept de tonotopie cochléaire passive. Des explorations électrophysiologiques du système auditif central ont mis en exergue l'organisation tonotopique tout au long des voies auditives :

- le complexe olivaire supérieur,
- le colliculus inférieur,
- le corps genouillé médian,
- le cortex auditif.

Ce concept est la base du modèle auditif actuel admis dans ce mémoire. Il a permis d'introduire les notions fondamentales suivantes :

- la notion de zone inerte cochléaire par B.C.J Moore.
- la notion de fréquence de coupure par Mc Dermott.

Ces notions sont à la base du modèle de plasticité cérébrale fonctionnelle auditive actuel.

Ce modèle a permis l'élaboration d'algorithmes à compression fréquentielle dont un à pour appellation commerciale « SoundRecover ». Cet algorithme permet de rendre audible chez le sujets équipés les bandes spectrales qui ne sont plus décodables naturellement à cause de la présence de zones inertes cochléaires.

On propose dans ce mémoire d'étudier l'influence du port d'un appareillage auditif bilatéral sur la fonction de tonie oreilles nues des sujets testés. Pour cela on mesure la fonction de tonie à l'aide de deux types de stimulus :

- les sons purs.
- les bruits de bandes filtrés « narrow band ».

Pour se faire on a formé un groupe de référence constitué de normoentendants. On a également formé 2 grands groupes de patients malentendants :

- le premier est constitué de malentendants appareillés depuis plus d'un an.
- le second est constitué de malentendants nouvellement appareillés.

Tous les sujets sélectionnés sont appareillés de manière bilatérale soit avec des dispositifs à compression fréquentielle, soit avec des dispositifs conventionnels. Pour définir quel type de dispositif adapté, tous les sujets malentendants nouvellement appareillés ou en renouvellement d'appareillage de l'étude ont passé un TEN test.

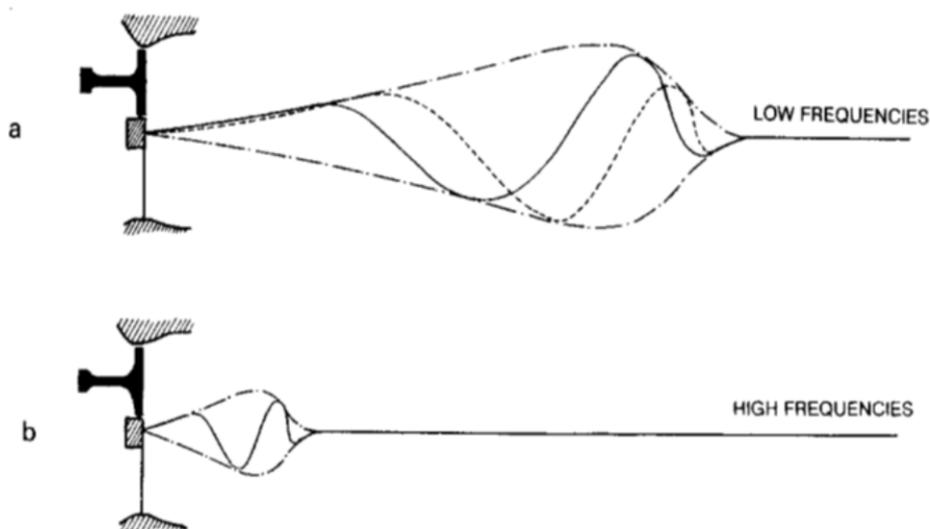


Figure 3 Réponses de la membrane basilaire haute et basse fréquence avec l'enveloppe temporelle [ 5 ].

## II) Partie théorique

### A) Psychoacoustique

#### 1) Tonotopie cochléaire

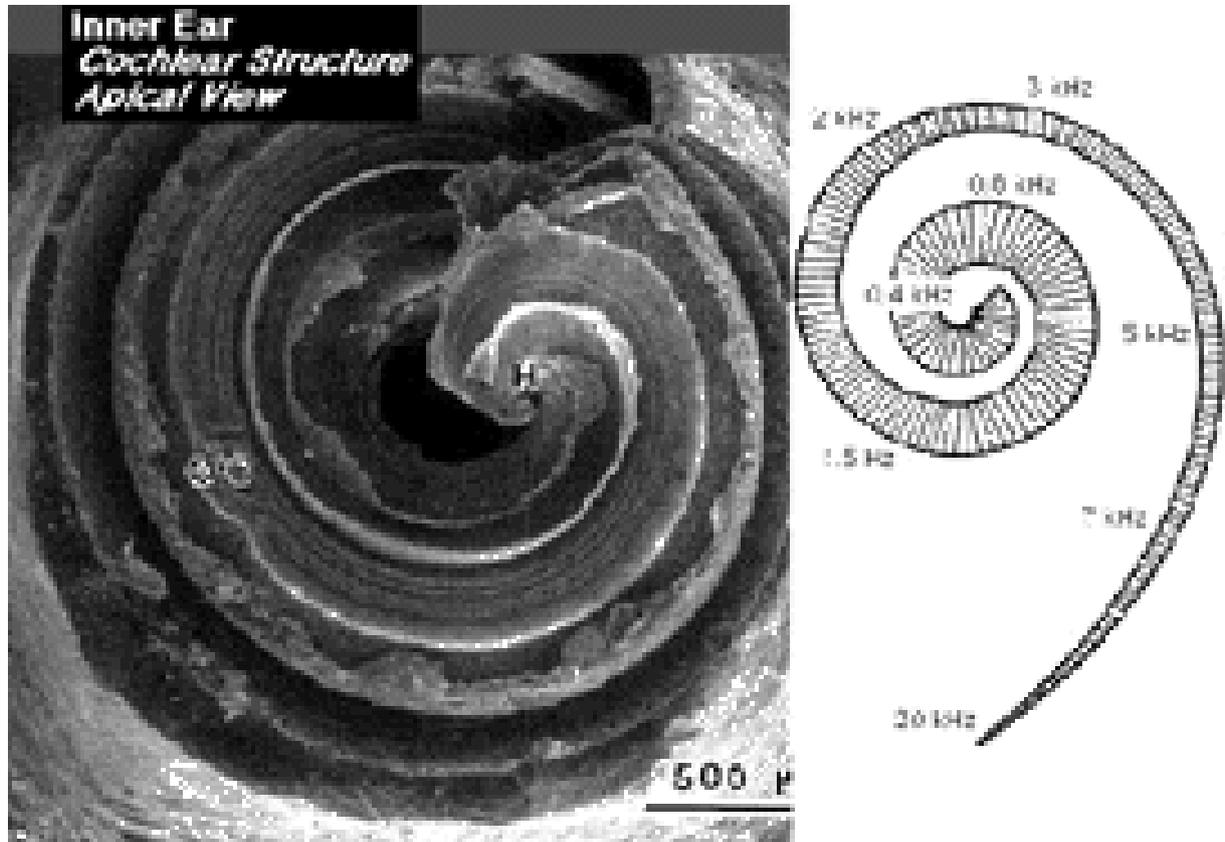


Figure 2 : A gauche, IRM d'une cochlée saine de 2 tours et demie de spire vue du dessus « coté apical ». A droite un schéma de la cochlée combiné à une cartographie fréquentielle.

Le modèle de la tonotopie cochléaire énoncé par Békézy [ 2 , 3 , 4 ] décrit et explique la perception par la cochlée des différents stimuli sonores selon une cartographie fréquentielle. La transduction mécano-électrique des fréquences les plus aiguës se s'effectue à la base de la cochlée. En remontant vers l'apex, graduellement, on retrouve les sièges de la transduction des fréquences de plus en plus graves.

Un normoentendant est capable de percevoir des fréquences de 20Hz à 20kHz.

Ce modèle repose sur les propriétés fondamentale suivantes :

- les capacités contractiles des CCE sont à la base de la sélectivité fréquentielle cochléaire. On leur attribue le rôle de second filtre,
- les CCE protègent les CCI des intensités fortes,
- les CCE permettent de moduler l'information acoustique parvenant aux CCI,
- les CCI sont des transducteurs mécano-acoustiques passifs chargés de traduire l'énergie acoustique en phénomènes bioélectriques,
- les fibres du nerf auditif codent le signal en fréquence et en intensité,
- chaque fibre cochléaire est dévolue à une fréquence caractéristique donnée,
- le codage de l'intensité met en jeu deux mécanismes:
  - d'une part la cadence des spikes parcourant chaque fibre,
  - d'autre part le nombre de fibres stimulées (l'un et l'autre augmentant avec l'intensité).

## 2) Bandes critiques

En 1940 FLETCHER [ 7 , 32 ] a modéliser le système auditif en un banc de filtres qui se chevauchent et dont les fréquences centrales s'échelonnent continûment. En les mettant bout à bout, il y a 24 bandes critiques juxtaposés non figées. Cependant le nombre de filtres est plus élevé car chaque bande se définit par rapport à sa fréquence centrale.

La largeur de la bande critique dépend de la fréquence centrale, elle d'autant plus large que la fréquence centrale est aiguë. Elle est :

- d'environ 100 Hz et relativement constante lorsque la fréquence centrale est en-dessous de 500 Hz ;
- de 160 Hz lorsque la fréquence centrale est 1000 Hz ;
- de 700 Hz lorsque la fréquence centrale est 4000 Hz.

Elle peut aller jusqu'à 3500 Hz pour les fréquences sur-aiguës.

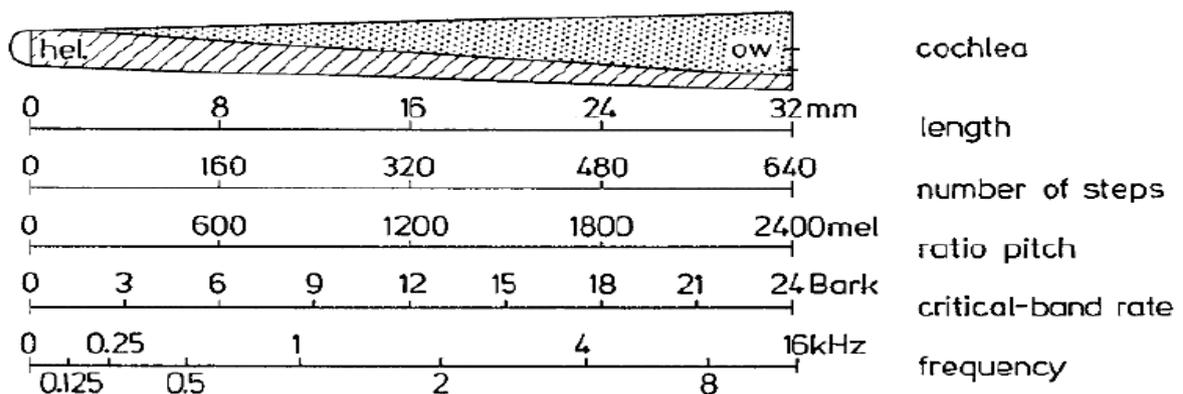


Figure 4 Modélisation du fonctionnement de la cochlée

### **3) Codage spatio-temporel de la hauteur**

Le codage spatial repose sur l'organisation tonotopique du système auditif depuis la cochlée jusqu'au cortex. Au niveau de la cochlée ce bio-mécanisme n'agit pas avec la même finesse pour les fréquences graves et les fréquences aiguës car la portion de membrane excitée par un stimulus est d'autant plus large que sa fréquence est basse. En conséquence, la résolution spatiale est d'autant plus faible que la fréquence est élevée.

Le codage temporel s'appuie sur la capacité des neurones du système auditif à synchroniser leur activité sur la périodicité du signal acoustique : on parle de « phase-locking ». Dans la cochlée [ 9 ], les potentiels de récepteurs produits par les cellules ciliées internes en réponse à l'excitation de la membrane basilaire suivent fidèlement la fréquence de vibration de cette membrane jusqu'à 4-5 kHz. De fait, l'activité des cellules ciliées internes préserve la structure fine des stimuli jusqu'à 5 kHz. Des mesures psychoacoustiques montrent que les seuils de discrimination fréquentielle se dégradent brutalement au-dessus de 4 kHz. A partir de 4kHz cette dégradation est d'autant plus marquée que la fréquence des stimuli augmente. On souligne que plus la fréquence des stimuli est élevée, plus la discrimination fréquentielle devient sensible à la durée de présentation des stimuli.

Lorsque la fréquence des stimuli présentés excède 5kHz, les neurones ne peuvent plus suivre les variations fines des ondes sonores. Cependant ils déchargent en synchronie de l'enveloppe temporelle.

Les sons purs sont codés de manière spatiale et temporelle de par leur nature périodique.

Les bruits de bande filtrés ou « narrow band (NB) » sont codés essentiellement de manière spatiale de par leur nature aléatoire.

#### 4) Tonie du normoentendant

La tonie est le caractère de la sensation auditive liée essentiellement à la fréquence des sons [ 8 ]. On parle généralement de la tonie des sons pur car :

- Pour les sons complexes la perception fréquentielle ne se fait pas que par tonotopie pure [ 13 ].
- Pour les sons complexes la perception de la hauteur n'est jamais indépendante de celle du timbre [ 13 ].
- Lorsqu'on stimule l'oreille par un signal constitué de l'addition de deux sons purs sinusoïdaux de fréquence  $f_1$  et  $f_2$ . Il se produit un effet de distorsion d'intermodulation due au caractère non linéaire de la réponse cochléaire. Le complexe membrane basilaire/organe de corti est probablement le siège de ce phénomène. En conséquence, l'oreille perçoit des sons recombinaés qui ne sont pas physiquement présent. Les sons recombinaés d'intensités les plus amples sont ceux qui apparaissent aux fréquences  $(2*f_2-f_1)$ ,  $(f_2-f_1)$  et  $(f_2+f_1)$  [7].

Ces exemples montrent qu'on ne peut définir simplement la tonie d'un son complexe.

Par définition 1 Mel est la tonie d'un son pur de fréquence 1000Hz et d'intensité 40 dB HL [ 7 ].

Dans la littérature on considère globalement qu'un normoentendant perçoit un son pur de manière :

- GRAVE lorsque  $f < 400$  Hz
- MEDIUM lorsque  $400 \text{ Hz} < f < 2000$  Hz
- AIGUE lorsque  $f > 2000$  Hz

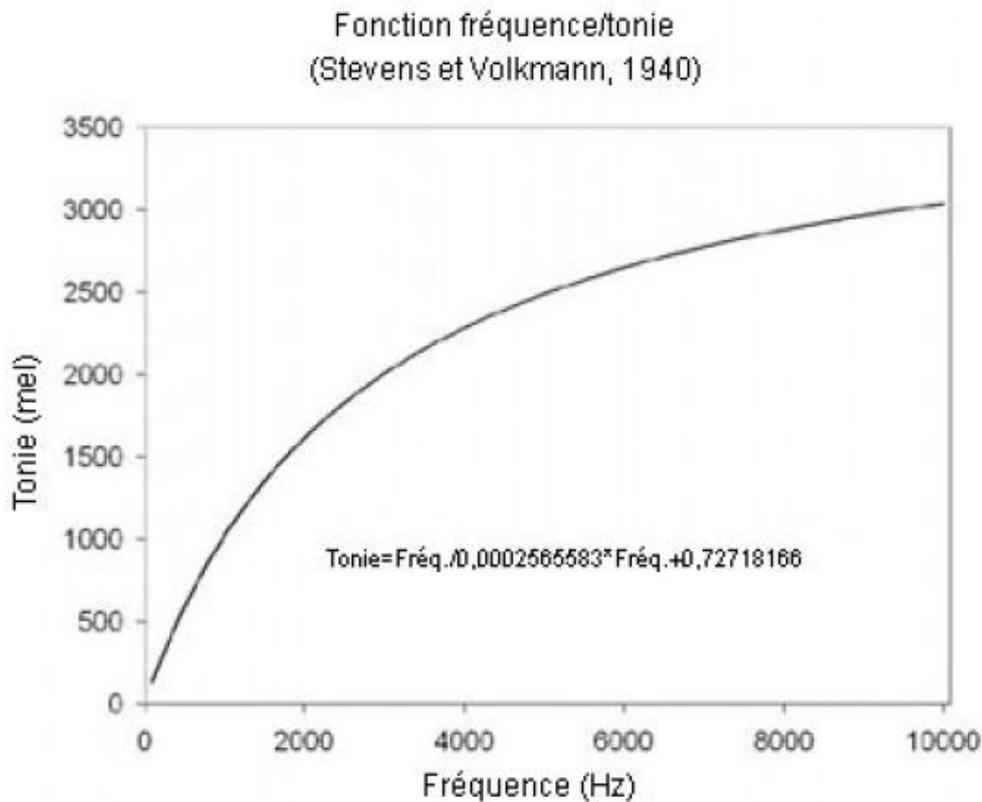


Figure 5 Fonction fréquence/tonie [25]

### 5) Diplacousie

La diplacousie est un trouble de l'audition qui se traduit par une perception erronée, par une ou par les deux oreilles. Il existe deux types de diplacousie qui peuvent être cumulatives :

La diplacousie dysharmonique conduit à la perception d'une hauteur différente dans chaque oreille d'un stimulus.

La diplacousie en écho conduit à la perception de deux sons séparés par un court intervalle de temps d'un stimulus [ 16 ].

## **6) Pattern d'excitation**

Le pattern d'excitation de la cochlée représente sa réponse en dB sur la membrane basilaire.

En utilisant en entrée un son pur de fréquence fixe :

- Pour les sons de faible intensité, l'enveloppe spectrale obtenue est symétrique et centrée sur la fréquence testée.
- Pour les sons de forte intensité, l'enveloppe spectrale obtenue est asymétrique. En effet la zone des hautes fréquences est plus stimulée que la zone des basses fréquences. On définit ainsi le phénomène du déplacement basal « Basal Shift ».

## **7) Déplacement basal**

Le déplacement basal « basal-shift » est un phénomène qui se produit pour les sons à forte intensités pour le normoentendant.

Chez le malentendant il se produit pour toutes les intensités qui lui sont perceptibles du fait de la dégradation des seuils de perception.

## **8) Zones inertes cochléaires**

D'un point de vue physiopathologique les ZIC correspondent à une partie de la cochlée caractérisée par l'absence totale de cellules ciliées internes et/ou de neurones afférents primaires [ 21 , 23 ].

D'après les études de Moore et Vickers, l'amplification des zones mortes cochléaires induit un bruitage du signal de parole dans les neurones afférents ce qui provoque une dégradation de la compréhension [ 22 , 29 ].

## **9) TEN test SPL**

Le TEN test « Threshold Equalizing Noise » ou test du bruit égalisateur de seuil fut mis au point par B.C.J Moore en 2000. Il permet le dépistage des zones inertes cochléaires. La procédure du TEN Test SPL comporte un bruit TEN de bande passante 250 à 8000 Hz.

## **B) Plasticité auditive centrale**

### **1) La privation auditive**

Le phénomène de privation auditive résulte d'une disparition ou de l'atténuation de l'information acoustique parvenant au système nerveux central.

Cette disparition peut être progressive, la presbycusie en représente l'exemple le plus courant. Elle peut également être brutale comme dans le cas d'une surdité brusque sans causes objectives apparente ou post-traumatique. [ 26 , 27, 30 ]

La privation auditive :

- implique une diminution systématique des performances auditives au cours du temps associée à une réduction de la disponibilité de l'information acoustique [ 1 ].
- induit des modifications plastiques neurales dont l'effet fréquence de coupure [ 27 ].

### **2) Réversibilité de la privation auditive**

L'appareillage auditif avec un port régulier permet la réversibilité de la privation auditive. La durée de la réhabilitation auditive varie selon les auteurs de 3 mois à 11,5 ans [ 1 , 11 , 12 ].

### **3) Acclimatation auditive**

L'acclimatation auditive est le phénomène qui correspond au changement des performances auditives au cours du temps lié à un changement de l'information acoustique disponible au sujet. Il implique une augmentation des performances qui n'est pas attribuée purement à la tâche, aux effets de l'apprentissage procédurale ou d'entraînement [ 1 ].

Le phénomène d'acclimatation auditive concerne plusieurs aptitudes telles que la reconnaissance de mots, la discrimination en intensité, discrimination fréquentielle, résolution temporelle, catégorisation de sonie,... [ 6 , 30 ].

### **4) Effet fréquence de coupure**

L'effet fréquence de coupure résulte d'une ou plusieurs lésions de l'organe périphérique cochléaire. Ces lésions provoquent une déafférentation des neurones dans les zones lésés. Il s'en suit une réorganisation de la carte tonotopique qui mène à la réafférentation de ces neurones au profit des cellules qui codent pour la fréquence de coupure (seuls les neurones dont la fréquence caractéristique est supérieure à la fréquence de coupure sont concernés) [ 14 , 20 ].

La corrélation entre les fréquences de coupures audiométriques et les zones inertes cochléaires a été mise en évidence par B.C.J Moore [ 21 , 26 ] .

L'effet fréquence de coupure résulte de la corrélation de la pente audiométrique et des tests de discrimination fréquentielle.

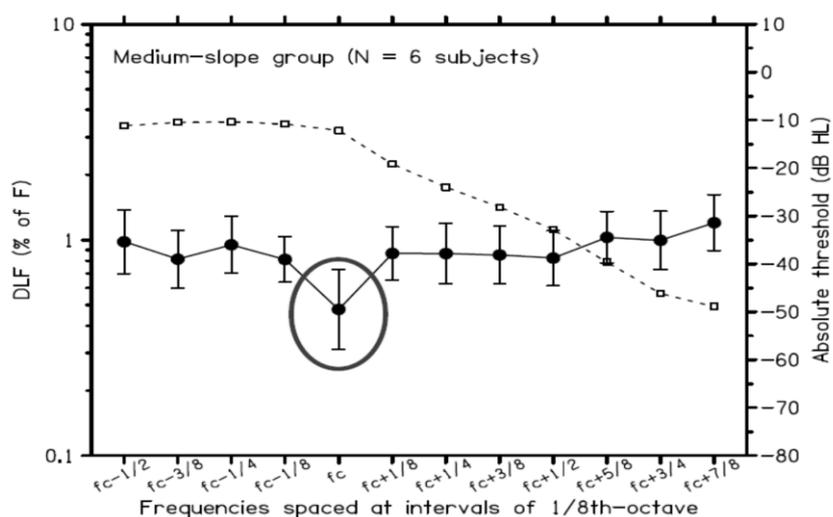


Figure 6 Schéma d'une étude de 6 sujets. Audiogramme associé à une mesure de discrimination fréquentielle.

### **III Matériels et méthode**

#### **A) Population d'étude**

##### **Les groupes de la pré-étude :**

Le 1<sup>er</sup> groupe est le groupe de référence de la pré-étude, il est constitué de 11 normoentendants. Il comporte 7 femmes et 4 hommes. Le sujet le plus jeune à 16 ans et plus âgé 59 ans. L'âge moyen du groupe est de 39,63 ans.

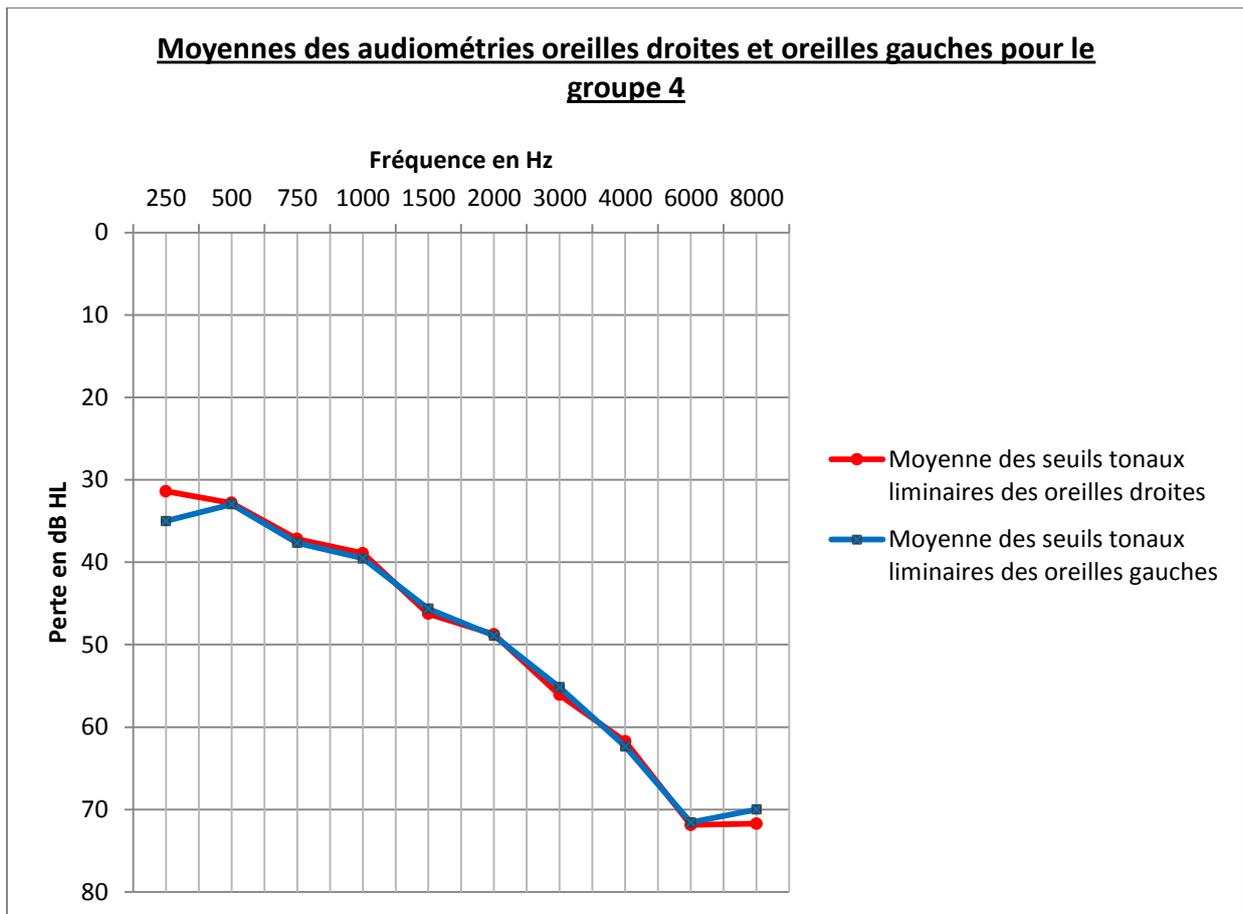
Tous les sujets de ce groupe ont des seuils auditifs situés entre 0 et 20 dB(HL) pour chaque demi-octave de 0 à 8000 Hz Tous les sujets ont suivis le protocole 1.

Le 2<sup>ème</sup> groupe est également un groupe de la pré-étude, il est constitué de 10 malentendants. Il comporte 3 femmes et 7 hommes. Le sujet le plus jeune à 47 ans le plus âgé 86 ans. L'âge moyen du groupe est de 69,63 ans. Tous les sujets de ce groupe ont suivis le protocole 1.

##### **Les groupes de l'étude transversale :**

Le 3<sup>ème</sup> groupe est un groupe de référence de l'étude. Il est constitué de 21 normoentendants. Il comporte 10 femmes et 11 hommes. Le patient le plus jeune à 16 ans et le plus âgé 59 ans. L'âge moyen du groupe est de 33,95 ans. Tous les patients de ce groupe ont des seuils auditifs situés entre 0 et 20 dB(HL) pour chaque demi-octave de 0 à 8000 Hz. Tous les sujets de ce groupe ont suivis le protocole 2. Annexes 1 et 2.

Le 4<sup>ème</sup> groupe est constitué de 32 patients appareillés bilatéralement depuis plus d'un an. Il est constitué de 16 hommes et de 17 femmes. Dans ce groupe 7 sujets sont appareillés avec des aides auditives en compression fréquentielle et les 25 autres sont équipés avec en appareillage conventionnel. Le sujet le plus jeune à 31 ans et le plus âgé à 88 ans. L'âge moyen du groupe est de 73,48 ans. Les sujets de ce groupe présentent des surdités moyennes à sévères. Des coefficients de dissymétrie ODG ont été calculés pour chaque sujet à titre indicatif. Tous les sujets de ce groupe ont suivis le protocole 2. Annexes 4, 5, 6, 7 et 8



### Le groupe de l'étude longitudinale :

Le 5ème groupe est constitué de 7 sujets nouvellement appareillés bilatéralement. Il comporte 5 hommes et 1 femme. Parmi eux 4 sujet sont équipés de dispositifs en CF. Les 3 autres sont équipés d'appareils conventionnels. Le sujet le plus jeune à 47 ans et le plus âgé à 86 ans. L'âge moyen du groupe est de 74,16 ans. Les sujets de ce groupe présentent des surdités moyennes à sévères. Ils ont suivi le protocole 3.

### **B) Matériel de test**

La phase d'expérimentation a débuté en octobre et a duré 2 mois et demi. Dans la cabine d'audioprothèse on dispose d'un ordinateur, d'une chaîne de mesure Aurical GN OTOMETRICS muni du module audiométrique avec un casque TDH 39 ainsi qu'un serre tête vibreur. On dispose également d'un amplificateur de puissance Bose avec 2 enceintes Bose en champs libre.

Afin de réaliser les tests spécifiques du mémoire, on dispose d'un ordinateur portable présentant les caractéristiques suivantes :

- assembleur : asus modèle X54L
- système d'exploitation : Windows 7 version familiale premium 64 bits
- processeur Intel(R) Pentium(R) CPU B940 @ 2,00Ghz

On dispose également d'une carte son externe USB Creative - Sound Blaster X-Fi N°70SB124000002 et d'un casque sennheiser HD 202. Les applications TEN test semi automatisé et d'évaluation de la fonction de tonie ont été mis au point sous la plateforme MatLab v°7.12.0 (R2011a).

### **C) Calibration du matériel de test**

Le matériel de la cabine d'audioprothèse a été calibré par un technicien habilité 2 mois avant le début du stage. On a configuré le matériel de l'étude en prenant pour référence le matériel de la cabine en effectuant des audiométries pour les fréquences de 250 Hz à 8000 Hz en quart d'octave sur un échantillon de 3 normoentendants.

La calibration a permis de déterminer la pondération à appliquer et de définir les limites d'utilisation et de saturation du matériel. Annexe 9.

### **D) Protocole déroulement et description des tests**

La phase d'expérimentation est subdivisée en deux étapes, la pré-étude et l'étude. La fonction de tonie des sujets de la pré-étude a été évaluée avec des stimuli en sons purs et en bruits de bandes filtrés afin d'en sélectionner un pour l'étude. A la fin de la pré-étude, ce sont les stimuli sons purs qui ont été sélectionnés car ils génèrent plus de différences significatives de la fonction de tonie entre les normoentendants et les malentendants avec notre test.

Dans ce cadre 3 protocoles ont été mis au point :

- Le protocole 1 qui s'adresse aux groupes 1 & 2 de la pré-étude.
- Le protocole 2 qui s'adresse aux groupes 3 & 4 de l'étude transversale.
- Le protocole 3 qui s'adresse au groupe 5 de l'étude longitudinale.

### Les similitudes entre les 3 protocoles :

Tous les protocoles débutent par une audiométrie tonale en demi-octave avec le matériel de l'étude où l'on détermine les seuils tonaux liminaires et les seuils subjectifs d'inconfort supraliminaires. Les consignes pour ces 2 épreuves sont :

- « Dès que vous entendez un son même si il est très faible, veuillez me l'indiquer en levant la main. »
- « On utilise les mêmes sons que pour le test précédent mais je vous demande cette fois-ci de lever la main dès que le son commence à devenir inconfortable ». Durant ce test, on observe attentivement le comportement du patient en recherchant les prémices du réflexe cochléo-palpébrale.

Ces données permettent à l'application Matlab chargée d'évaluer la fonction de tonie d'estimer les intensités confortables moyennes théoriques pour chaque fréquence en quart d'octave.

Pour l'évaluation de la fonction de tonie on procède en deux temps. Dans un premier temps on conditionne le sujet en lui faisant passer un pré-test puis dans un second temps on évalue sa fonction de tonie. Durant toute la procédure le sujet est muni d'une échelle de tonie. Il doit indiquer parmi les choix qui lui sont proposés de quelle manière il ressent chaque stimulus qui lui est présenté.

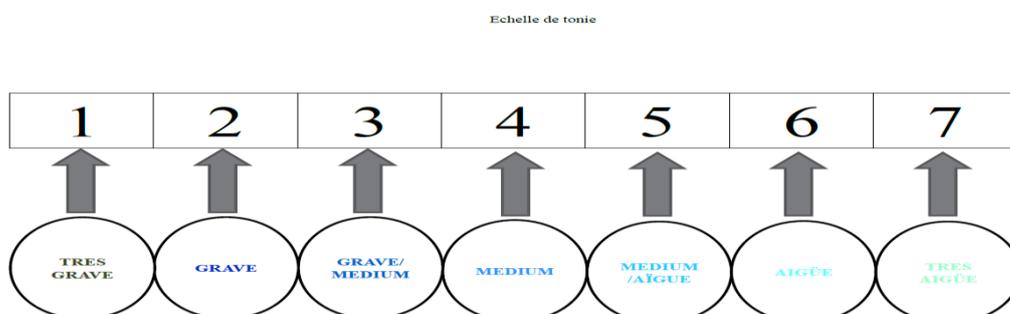


Figure 9 : Echelle de tonie

Dans le Pré-test on choisit le nombre de répétition minimum soit 1 sachant qu'on test 2 oreilles en quart d'octave cela fait 22 stimuli par oreille donc 44 en tout. Les stimuli sont envoyés de manière aléatoire.

L'intensité de chaque stimulus générée varie aléatoirement jusqu'à 5 dB par pas de 1 dB autour de l'intensité confortable théorique.

Les éléments de consignes suivant sont communiqués aux sujets :

- L'ordinateur va générer les sons de manière aléatoire, ce n'est pas l'opérateur qui décide de ce qui va vous être envoyé.
- Si la stimulation change d'oreille il n'est pas nécessaire de l'indiquer.
- Si vous avez l'impression que l'intensité à laquelle vous percevez le son diffère il faut en faire abstraction et se concentrer sur la consigne suivante ;
- Indiquez la tonalité des sons qui vous sont présentés.
- Il faut dans la mesure du possible utiliser les 7 choix.

Le but du pré-test est de familiariser le sujet et de vérifier si il a assimilé les consignes.

Pour la dernière étape on procède à l'évaluation de la fonction de tonie, on utilise la même application que le pré-test cependant cette fois -ci le nombre de répétition choisie est 4 ce qui fait 88 stimuli par oreille donc 176 stimuli en tout.

#### Les différences entre les 3 protocoles :

Dans le protocole 1 on évalue la fonction de tonie des sujets avec des sons purs et des bruits de bandes filtrées. Ce protocole est celui de la pré-étude, il a abouti sur la sélection des sons purs.

Dans le protocole 2 on évalue la fonction de tonie des sujets avec des sons purs. Pour effectuer l'audiométrie tonale et le pré-test on utilise des stimuli en bruits de bandes filtrées.

Dans le protocole 3, on procède comme dans le protocole 2 mais le sujet passe deux fois le protocole à J = 0 et J = 1 mois.

Certains sujets appareillés avec des dispositifs conventionnels et tous les sujets appareillés avec des dispositifs en compression fréquentielle ont passé un TEN TEST SPL qui se déroule de la manière suivante ;

Il débute par une audiométrie tonale pour les points 250, 500, 1000, 2000, 3000, 4000, 5000, 6000, 8000 (Hz) comme le préconise B.C.J Moore. Les stimuli utilisés sont des sons purs pulsés. Dans le logiciel, le test se déroule de manière semi automatisée. Le niveau du bruit TEN ipsilatéral est défini à 80 dB HL par défaut. Cependant on peut le diminuer pour le confort du patient si les conditions audiométriques le permettent.

Pour la passation du test les consignes données au sujet sont :

- Vous allez entendre des bips sonores et un bruit semblable au vent dans l'oreille droite ou l'oreille gauche ou bien les deux.
- Il faut que vous fassiez abstraction des bruits semblables au vent et m'indiquer uniquement lorsque vous percevez les bips sonores.

Pour définir une zone morte, deux conditions doivent être remplies :

- Le seuil masqué doit se trouver au moins à 10 dB au-dessus du seuil absolu.
- Le seuil masqué doit se trouver au moins à 10 dB au-dessus du bruit TEN.

Si ces deux conditions sont remplies pour un point donné alors on considère qu'il se situe dans une zone inerte cochléaire. D'un point de vue pratique, on préconise les dispositifs en compression fréquentielle pour les personnes présentant des zones inertes cochléaire à partir de 5-6 kHz.

### **E) Tests statistiques**

Afin d'analyser les données, on opte pour le test de student. On aurait pu utiliser le test d'analyse de variance multivariée (MANOVA) mais on a choisi de comparer uniquement 1 critère entre 2 groupes pour chaque test statistique sans prendre en compte le questionnaire.

## **F) Objectifs de l'étude**

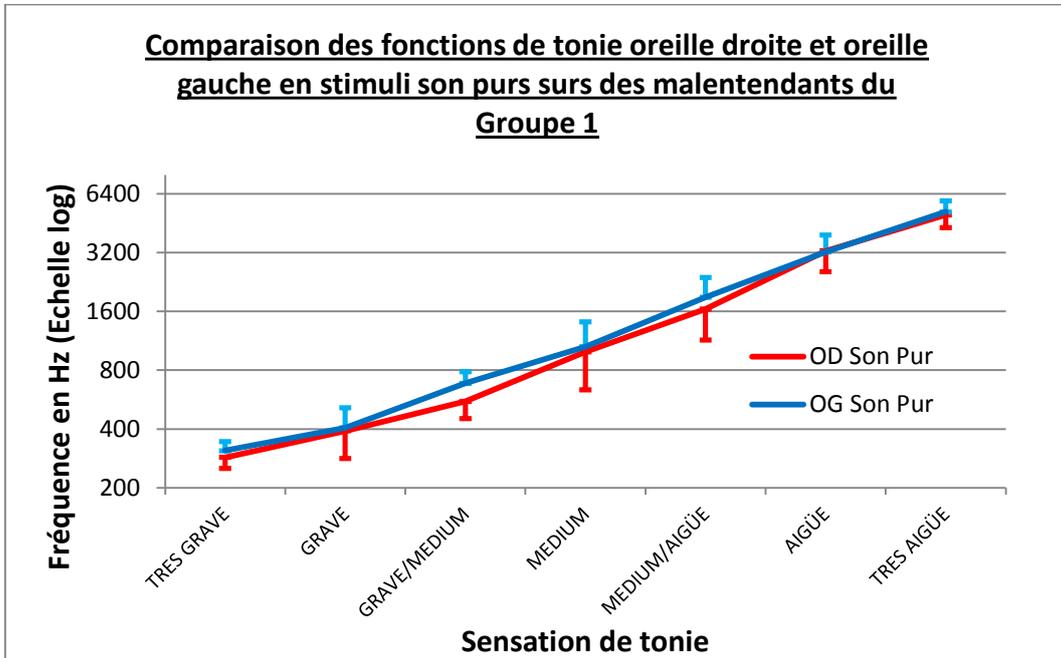
Cette étude a pour objectifs de traiter les interrogations suivantes :

- En préalable à tous les autres questions. Est 'ce que le test choisi pour l'élaboration de cette étude est assez sensible pour visualiser une modification de la fonction de tonie due à une perte auditive ?
- Est 'ce que l'utilisation de stimuli en sons purs et en bruits de bande filtrées induisent des fonctions de tonie équivalente chez les normoentendants et les malentendants ?
- Est 'ce qu'il existe une dissymétrie des fonctions de tonie entre les deux oreilles ?
- Est 'ce Le port régulier par le malentendant de dispositifs électro-acoustique de manière bilatérale modifie la fonction de tonie oreille nue ?

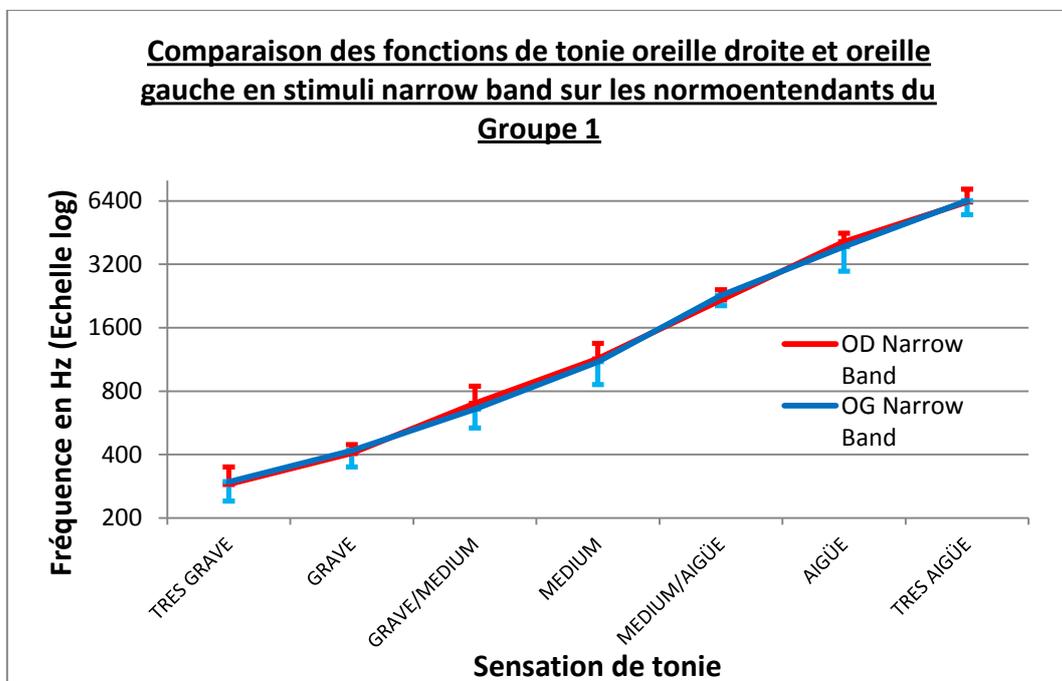
## IV) Résultats

### A) Comparaison des stimuli sons pur et narrow band chez les normoentendants du groupe 1

Groupe 1 n = 11 normoentendants



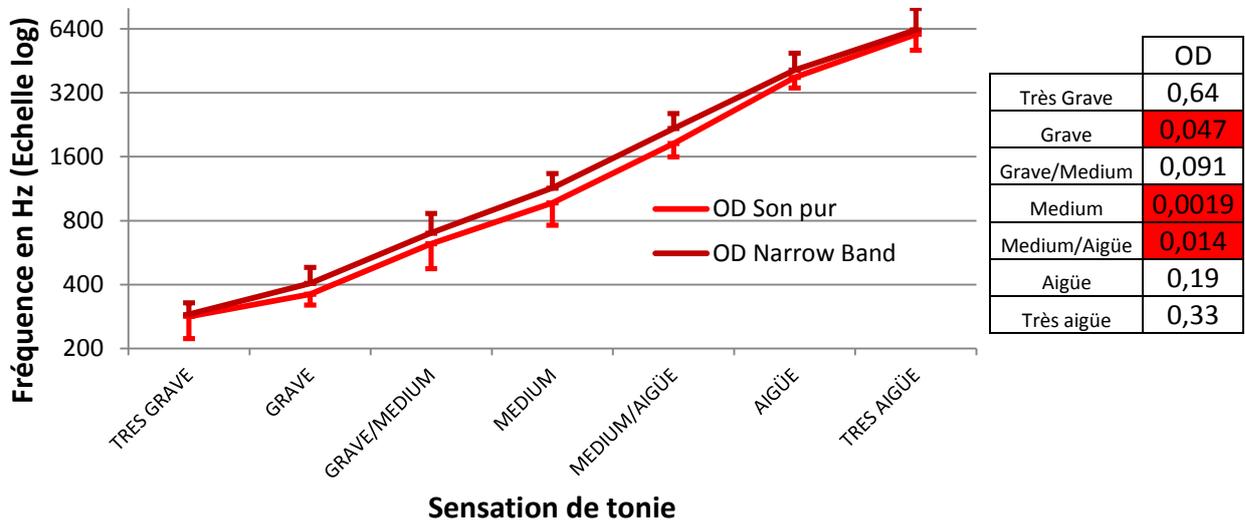
On confronte les résultats OD et OG en son pur et comme montre le graphique, il n'y a que peu de différences. Toutes les valeurs affichées correspondent aux moyennes logarithmiques ramenées à une échelle linéaire.



On confronte les résultats OD et OG en narrow band et comme montre le graphique il n'y a que peu de différences.

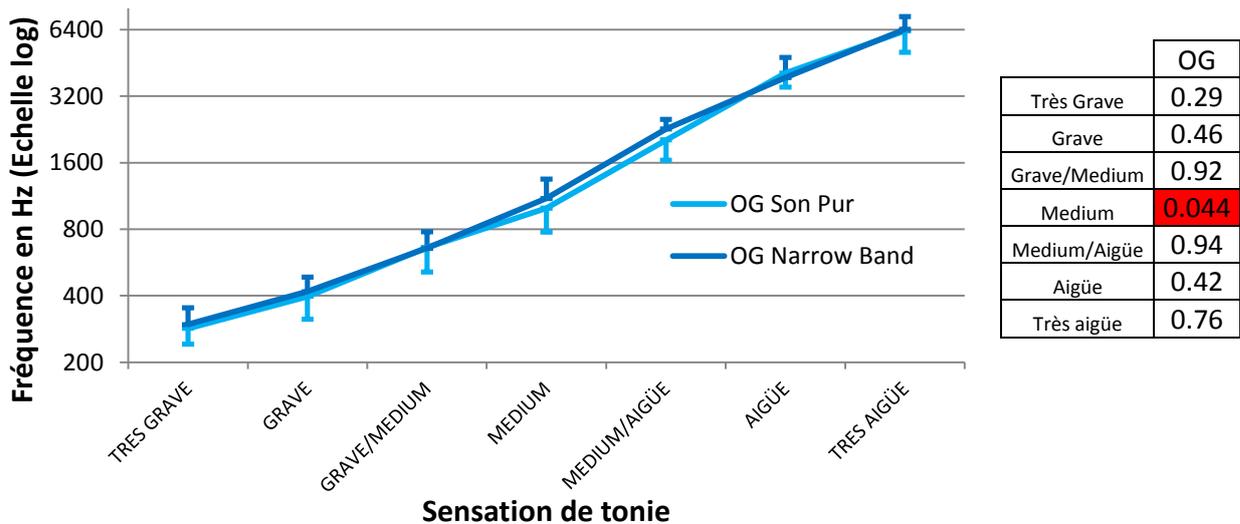
**Groupe 1 n = 11 normoentendants**

**Comparaison des fonctions de tonie en stimuli sons purs et narrow band sur les oreilles droites des normoentendants du Groupe 1**



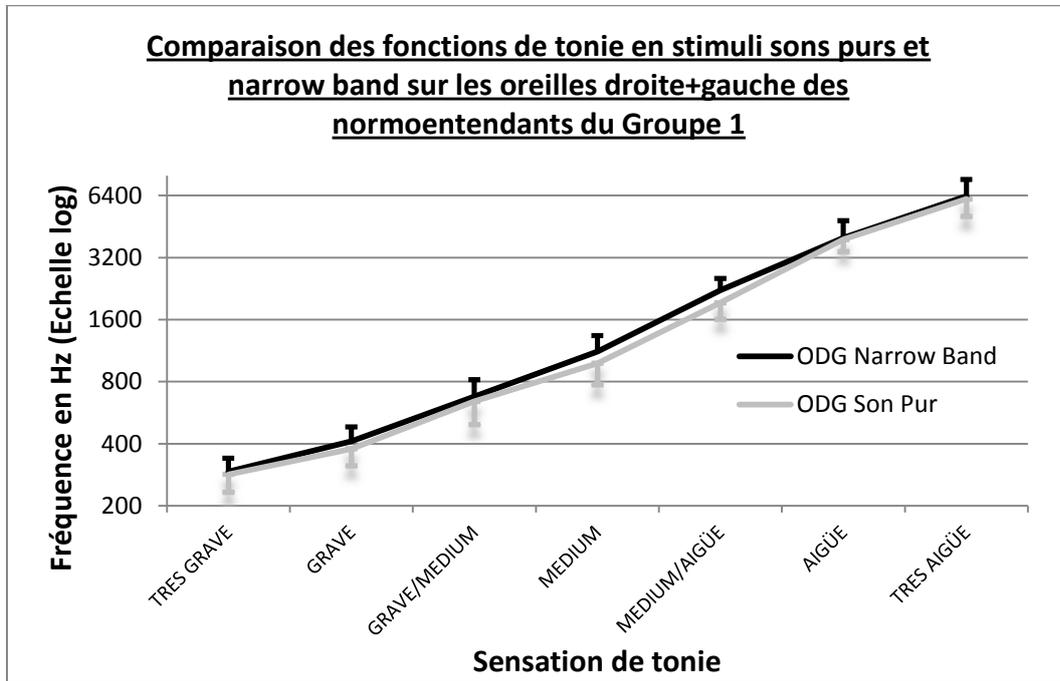
En comparant les oreilles droites on obtient une différence significative pour les réponses grave, medium et medium/aigüe.

**Comparaison des fonctions de tonie en stimuli sons purs et narrow band sur les oreilles gauches des normoentendants du Groupe 1**



La comparaison des oreilles gauches donne une différence significative pour la réponse medium.

Groupe 1 n = 11 normoentendants

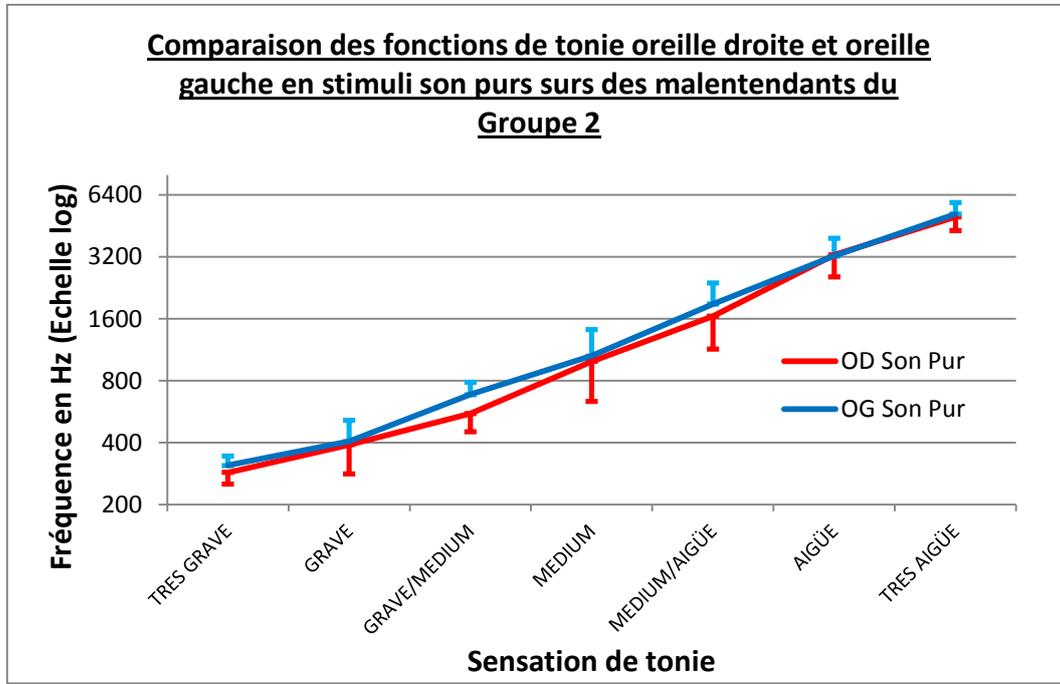


	G+D
Très Grave	0,29
Grave	0,058
Grave/Medium	0,23
Medium	2,1E-04
Medium/Aigüe	0,0027
Aigüe	0,67
Très aigüe	0,35

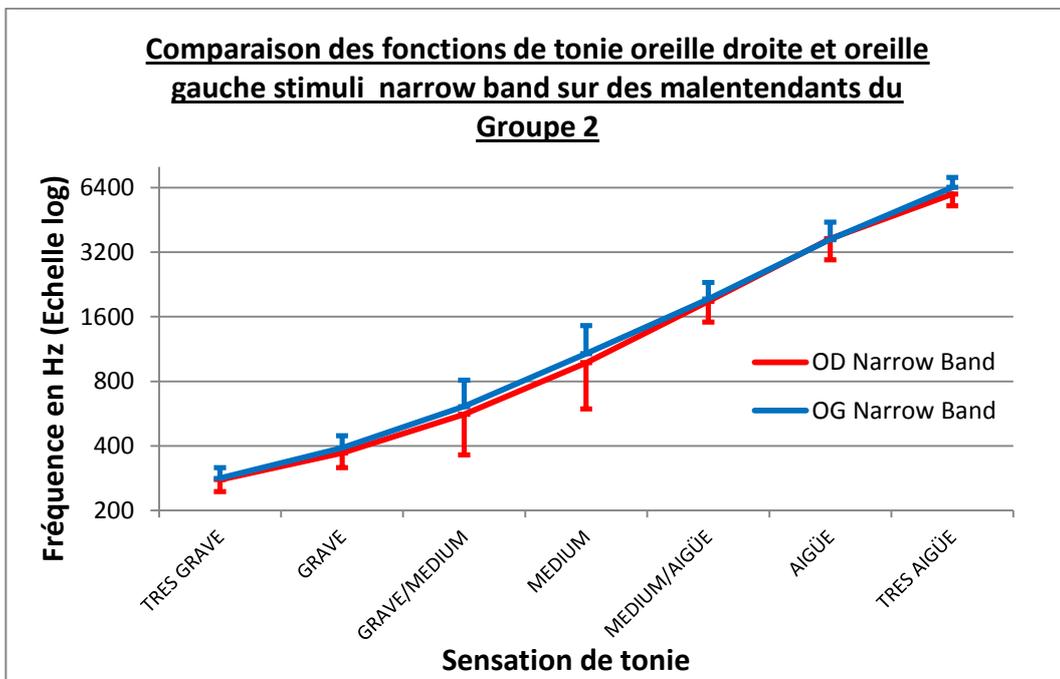
Quand on compare les deux oreilles en même temps la différence est significative pour les réponses medium et medium/aigüe.

**B) Comparaison des stimuli sons purs et narrow band chez les malentendants du Groupe 2**

**Groupe 2 n = 10 malentendants**



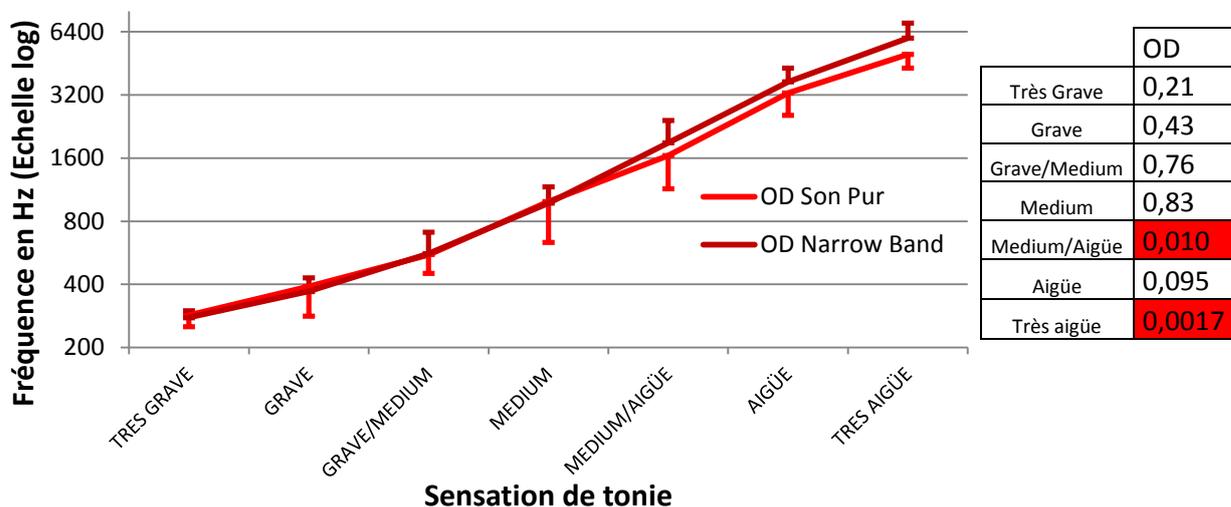
Quand on compare OD et OG pour les stimuli sons purs on observe une différence mais il n'y a rien de significatif.



Quand on compare OD et OG pour les stimuli narrow band on observe une différence mais il n'y a rien de significatif.

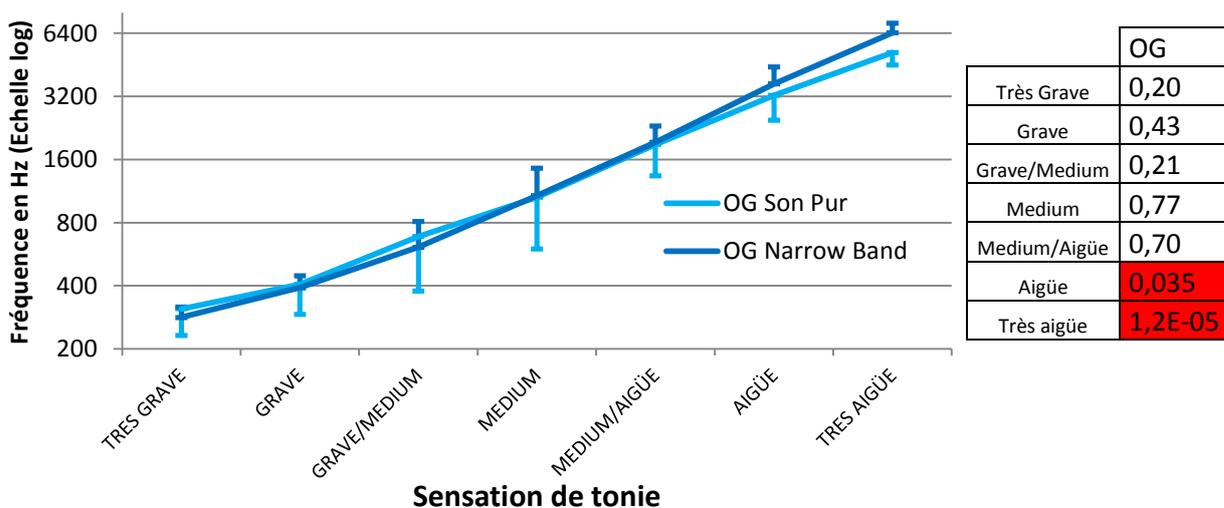
## Groupe 2 n = 10 malentendants

### Comparaison des fonctions de tonie en stimuli sons purs et narrow band sur des oreilles droites des malentendants du Groupe 2



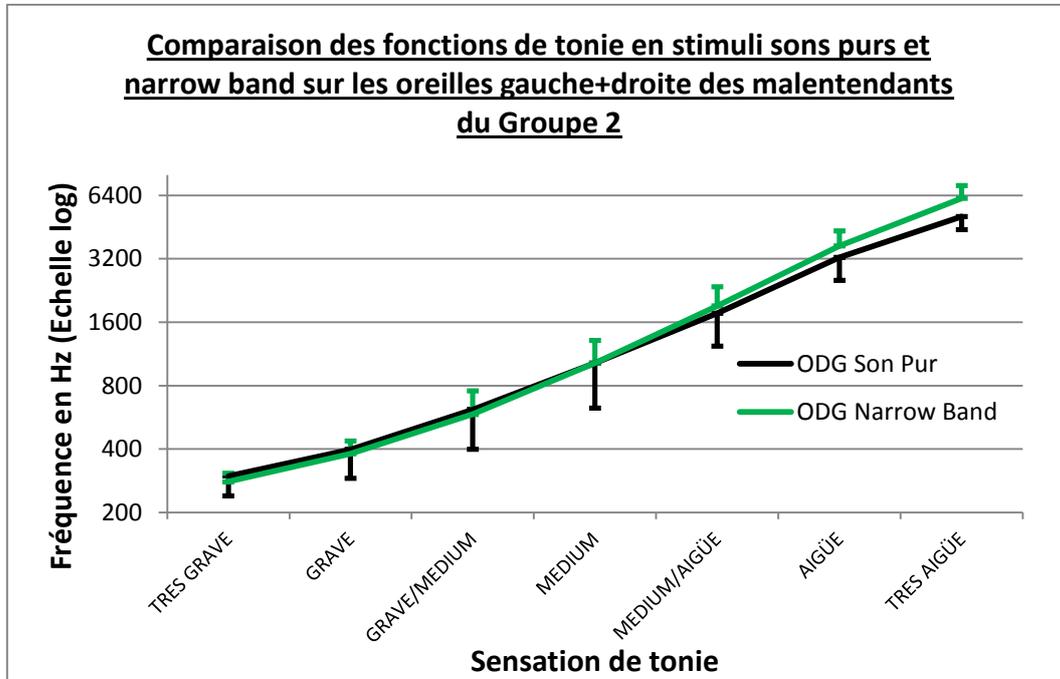
Quand on compare les oreilles droites en sons purs et en narrow-band il y a une différence significative pour les réponses medium/aigüe et très aigüe.

### Comparaison des fonctions de tonie en stimuli sons purs et narrow band sur des oreilles gauches des malentendants du Groupe 2



En comparant les oreilles gauches en sons purs et en narrow-band il y a une différence significative pour les réponses aigüe et très aigüe.

**Groupe 2 n = 10 malentendants**



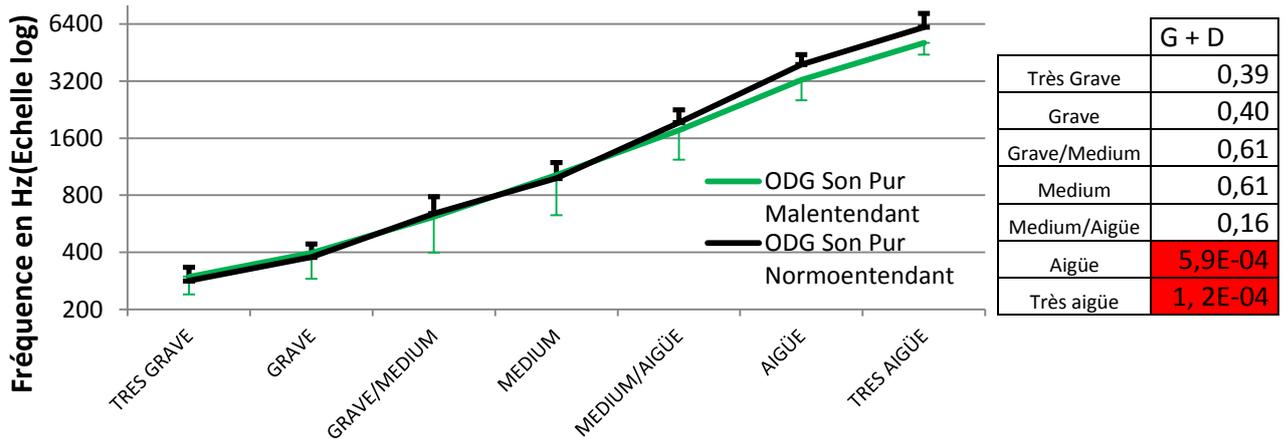
	G+D
Très Grave	0,074
Grave	0,24
Grave/Medium	0,33
Medium	0,98
Medium/Aigüe	0,047
Aigüe	0,0064
Très aigüe	9,0E-08

Lorsqu'on confronte les deux oreilles en sons purs contre les narrow band on obtient une différence significative pour les réponses medium/aigüe, aigüe et très aigüe.

**C) Comparaison des résultats entre les normoentendants du Groupe 1  
les malentendants du Groupe 2**

**Groupe 1 n=11 normoentendants// //Groupe 2 n=10 malentendants**

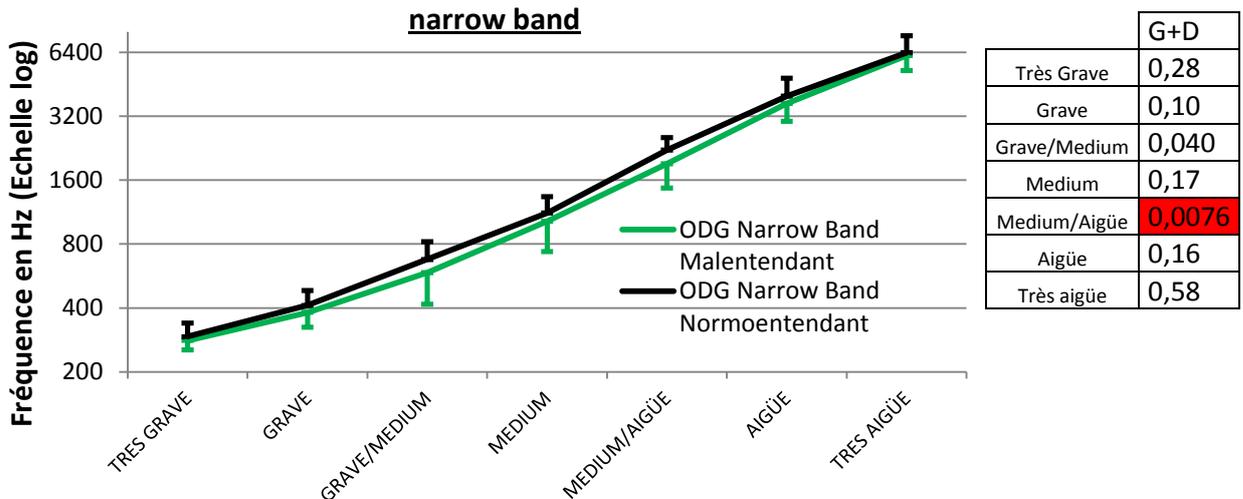
**Comparaison des fonctions de tonie entre les  
normoentendants du Groupe 1 et les malentendants du  
Groupe 2 pour les oreilles droite+gauche en stimuli sons purs**



**Sensation de Tonie**

Lorsqu'on compare les deux oreilles chez les normoentendants et les malentendants pour les sons purs. Il y a une différence significative pour les réponses aigües et très aigües.

**Comparaison des fonctions de tonie entre les  
normoentendants du Groupe 1 et les malentendants du  
Groupe 2 pour les oreilles droite+gauche en stimuli  
narrow band**



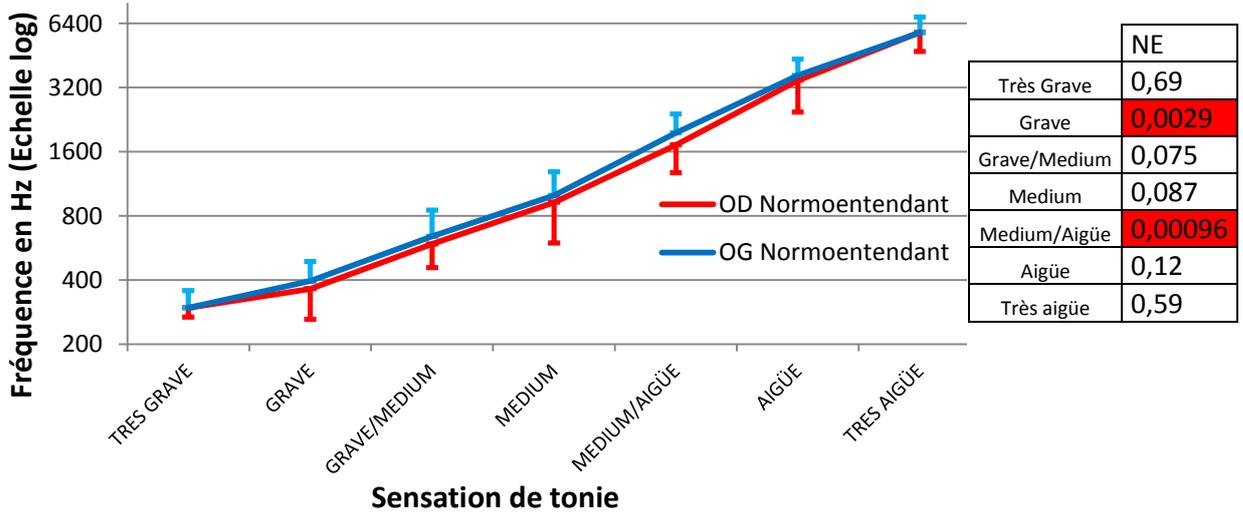
**Sensation de tonie**

Lorsqu'on compare les deux oreilles chez les normoentendants et les malentendants pour les narrow band. Il y a une différence significative pour la réponse médium/aigüe.

**D) Comparaison de la fonction de tonie en sons pur des normoentendants du Groupe 3 n=21 et des malentendants du Groupe n=32**

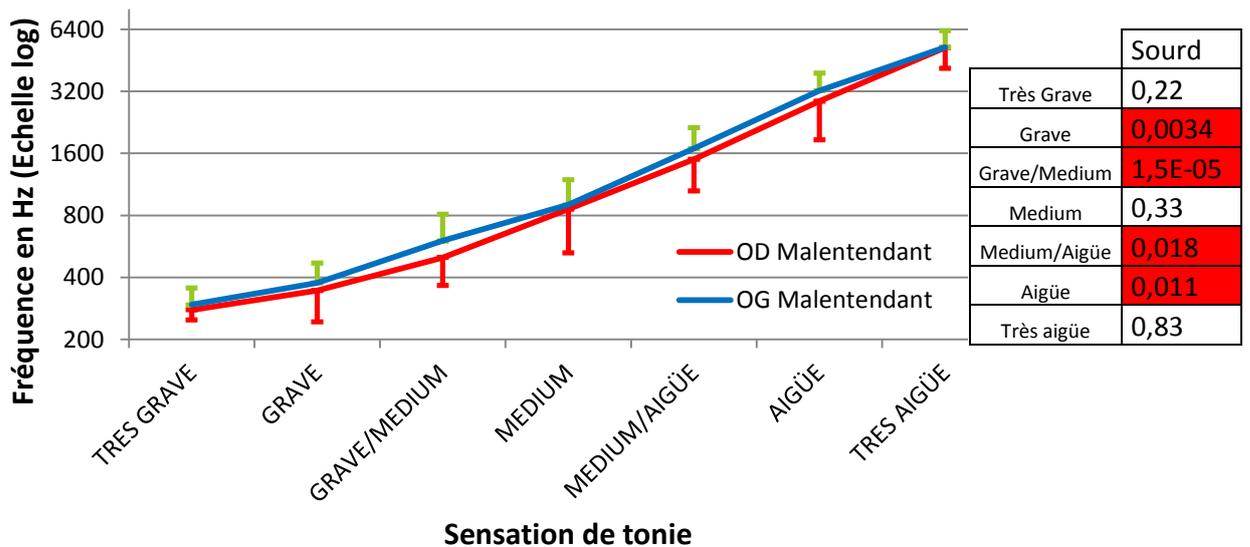
Groupe 3 n=21 normoentendants// //Groupe 4 n=32 malentendants

**Comparaison des fonctions de tonie oreille droite et oreille gauche en stimuli sons purs des normoentendants du Groupe 3**



En comparant les oreilles droites et gauches chez les normoentendants du Groupe 3 n=21 on constate qu'il y a une différence significative pour les réponses grave et medium aigüe, ce n'était pas le cas lors de l'analyse du Groupe 1 n=11.

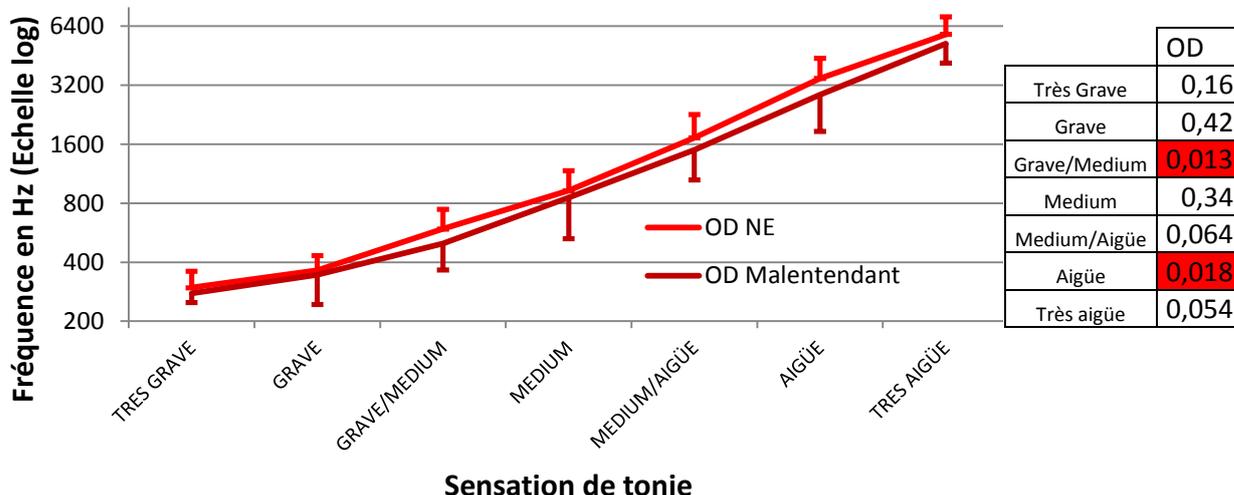
**Comparaison des fonctions de tonie oreille droite et oreille gauche en stimuli sons purs des malentendants du Groupe 4**



Lorsqu'on compare les résultats oreille droite et oreille gauche chez le groupe 4 des malentendants n = 31. On obtient une différence significative pour les réponses grave, grave/medium, medium/aigüe et aigüe. Ce n'était pas le cas lors de l'analyse des malentendants du Groupe 2

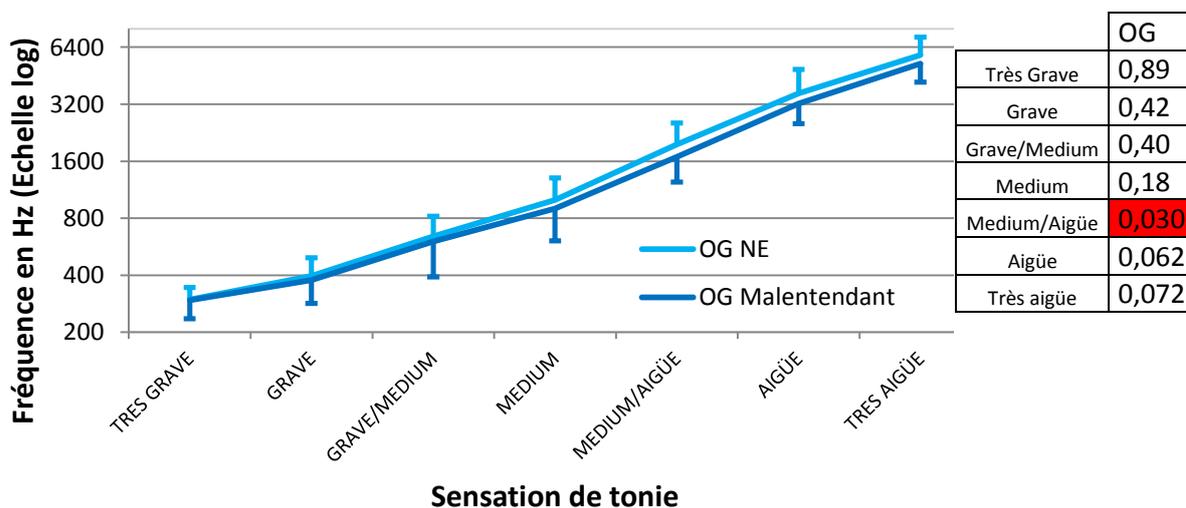
Groupe 3 n=21 normoentendants// //G4 n=32 malentendants

**Comparaison des fonctions de tonie entre les normoentendants du Groupe 3 et les malentendants du Groupe 4 pour les oreilles droites en stimuli sons purs**



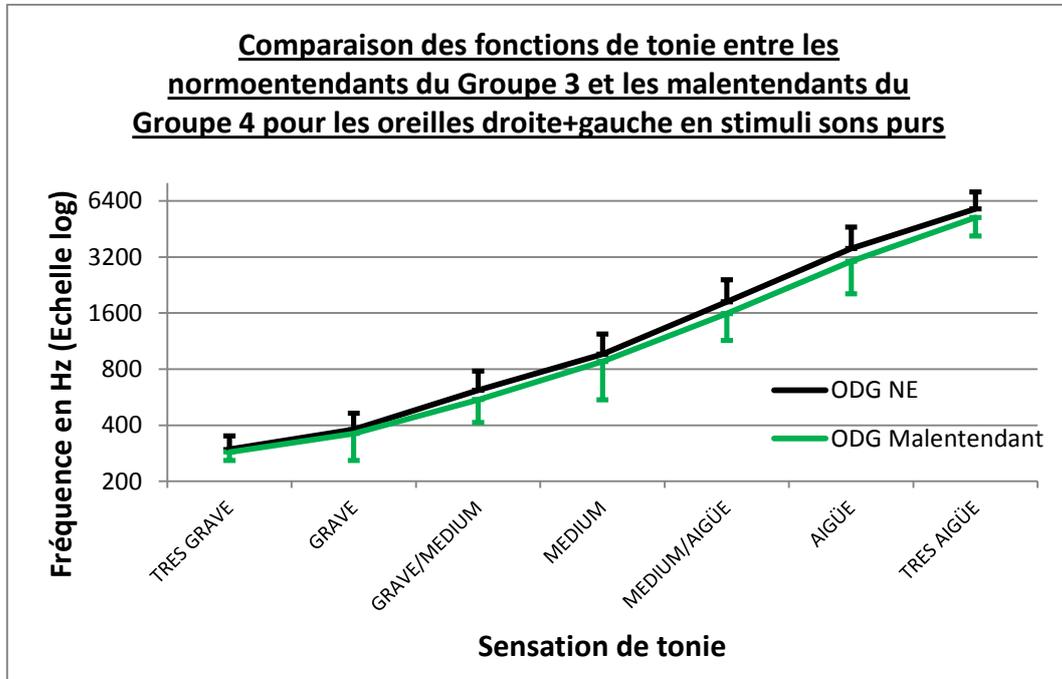
En confrontant les résultats pour l'oreille droite entre les groupes 3 et 4 on obtient une différence significative pour les réponses grave/medium, medium/aigüe et aigüe.

**Comparaison des fonctions de tonie entre les normoentendants du Groupe 3 et les malentendants du Groupe 4 pour les oreilles gauches en stimuli sons purs**



En comparant les résultats pour l'oreille gauche entre les groupes 3 et 4 on trouve une différence significative pour la réponse medium/aigüe.

G3 n=21 normoentendants// //G4 n=32 malentendants

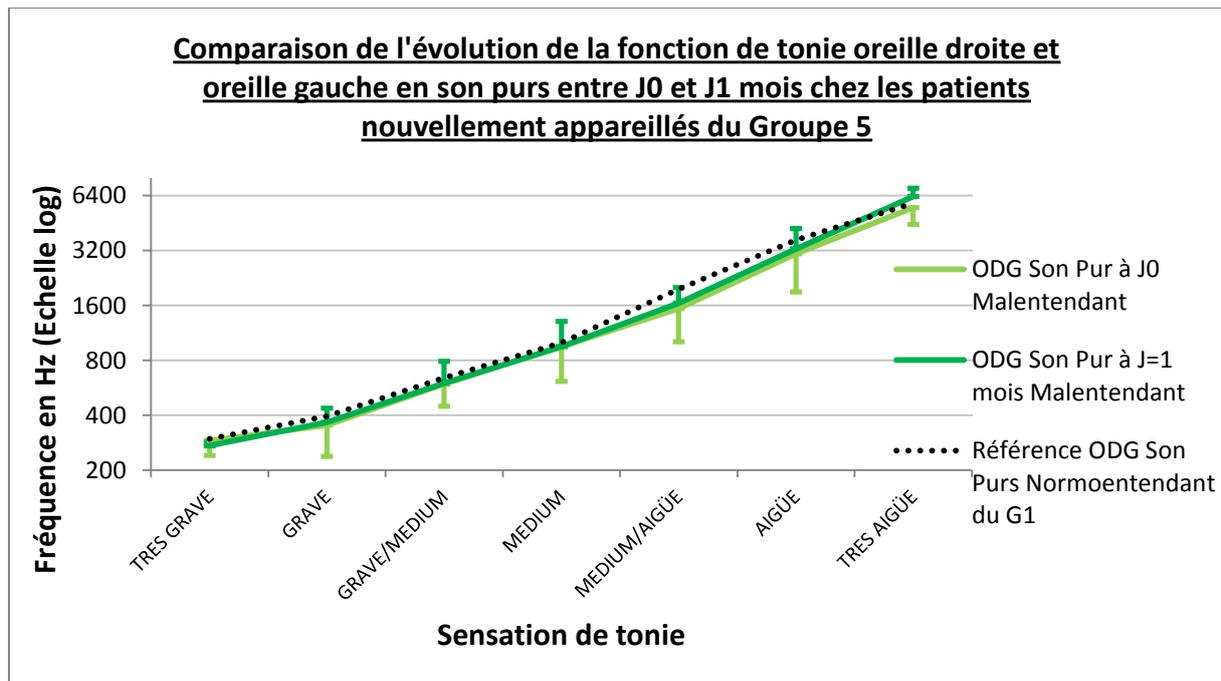


	G + D
Très Grave	0,32
Grave	0,26
Grave/Medium	0,028
Medium	0,10
Medium/Aigüe	0,0054
Aigüe	0,0028
Très aigüe	0,0077

Quand on compare les deux oreilles des normoentendants avec les oreilles des malentendants ; on obtient une différence significative pour les réponses grave/medium, medium/aigue, aigue et très aigue.

**E) Comparaison de l'évolution de la fonction de tonie des malentendants du groupe 5.**

**G5 n = 7 malentendants**



	G + D
Très Grave	0,27
Grave	0,89
Grave/Medium	0,94
Medium	0,99
Medium/Aigüe	0,21
Aigüe	0,22
Très aigüe	<b>0,024</b>

Lorsqu'on compare l'évolution de la fonction de tonie chez les 7 patients du groupe 5 on remarque une différence significative pour la réponse très aigüe.

## **V Analyse des résultats**

En comparant les courbes oreilles droites et gauches confondues des malentendants des groupes 2 et 4 et des normoentendants des groupes 1 et 3. On observe des différences significatives que ce soit en stimuli sons purs ou bruits de bandes filtrées même si ces différences sont plus prononcées avec les stimuli sons purs. De plus on remarque que les courbes des malentendants se situent toutes en dessous des courbes des normoentendants.

Nous en déduisons qu'une perte auditive influe significativement sur la fonction de tonie. Comme les courbes des malentendants se situent toutes en dessous des courbes des normoentendants on en déduit qu'ils perçoivent leur environnement sonore de manière plus aigüe que les normoentendants. On met en évidence le phénomène de déplacement basal décrit dans la littérature.

Lorsqu'on étudie les normoentendants du Groupe 1. En analysant les oreilles droites et gauches séparément. On remarque qu'il y a une différence significative des résultats que l'on utilise les stimuli sons purs ou les stimuli bruits de bandes filtrés. Cette différence est d'autant plus marquée à droite qu'à gauche.

En étudiant les malentendants du Groupe 2, en analysant les oreilles droites et gauches séparément. On remarque une différence significative des résultats que l'on utilise les stimuli sons purs ou les stimuli narrow band. Cependant la différence entre la droite et la gauche n'est pas aussi marquée que chez les normoentendants.

En comparant les courbes oreilles droites et gauches confondues des normoentendants du groupe 1 et des malentendants du groupe 2 quant à la différence entre les fonctions de tonie en sons purs et en bruits de bandes filtrées.

On remarque que chez le normoentendant il y a une faible disparité entre les 2 types de stimuli. Elle n'est significative que pour la réponse medium/aigüe. Alors que chez le malentendant il y a une la disparité significative plus étendue sur les réponses aigües et très aigües. La mesure de la fonction de tonie effectuée avec des stimuli bruits de bandes filtrées est plus proche de la normale que celle réalisée avec des stimuli sons purs. On remarque également que la zone fréquentielle où l'on observe une différence entre ces réponses se situe au-dessus de 4kHz.

Ces premiers résultats s'expliquent par la différence même de la nature des stimuli sons purs et bruits de bandes filtrées. En effet les stimuli en sons purs sont codés de manière spatio-temporelle alors que les stimuli bruits de bandes filtrées sont codés essentiellement de manière spatiale.

Au-dessus de 4-5 kHz, les limites de la biomécanique cochléaire font que les cellules ciliées internes ne peuvent plus transmettre fidèlement l'information acoustique. En conséquence le codage temporel fin fait place à un codage spectral de la périodicité qui est moins précis. En conclusion les malentendants du groupe 2 semblent présenter une altération disparate des systèmes de codage spatial et temporel.

En analysant les résultats du groupe 5, on remarque une différence significative pour les fréquences très aigüe entre les résultats à J=0 et J=1 mois.

On en conclut qu'après un mois de port, les dispositifs électro-acoustiques utilisés bilatéralement ont induit une plasticité cérébrale de réhabilitation. Cependant vu la faiblesse de l'échantillon qui n'est constitué que de 7 individus on ne peut établir de règle généralisée.

En analysant les normoentendants du groupe 3 OD et OG séparément. On remarque que pour les stimuli en sons purs qu'il y a une dissymétrie significative entre l'oreille droite et l'oreille gauche pour les réponses graves et medium/aigües.

Lorsque l'on analyse les malentendants du groupe 4 on observe une dissymétrie entre les deux oreilles qui est plus marquée que chez les normoentendants du groupe 3.

Ces résultats sont à nuancer avec ceux obtenus avec les normoentendants du groupe 1 et les malentendants du groupe 2. En se référant aux résultats obtenus avec les groupes 1 et 2. On remarque qu'une perte auditive atténuée l'asymétrie naturelle présente chez le normoentendant. Cependant, si on se réfère aux résultats obtenus entre les groupes 3 et 4, la présence d'une perte auditive accentuée l'asymétrie naturelle par rapport aux normoentendants. On est confronté ici à un biais dû à la dissymétrie des pertes auditive chez certains individus du groupe 4.

## **VI Conclusion**

Ce mémoire a pour objectif d'étudier l'effet d'un l'appareillage auditif sur la fonction de tonie oreilles nues.

Les résultats des tests réalisés ont permis d'établir qu'une perte auditive bilatérale influe significativement sur la fonction tonie, on met en évidence le phénomène de déplacement basal. De plus on observe qu'une perte auditive tend à atténuer l'asymétrie des fonctions de tonie entre les oreilles droite et gauche présente naturellement chez le normoentendant. Enfin, on a vu que l'expérience auditive des patients appareillés depuis un mois influe de manière significative sur la tonie des extrêmes aigus. Cependant, il est prudent de ne pas établir de règle définitive en raison du faible effectif de l'échantillon.

En comparant les dispositifs à compression fréquentielle par rapport aux dispositifs conventionnels. On n'a pas pu démontrer une différence significative d'influence des deux types de dispositifs sur la fonction de tonie. Cependant, certains indices laissent à supposer une différence de réhabilitation auditive entre ces deux types de dispositifs.

L'évaluation plus précise de la surdité apportée par les tests complémentaires effectués dans le cadre de l'étude n'a pas laissé indifférent les patients. En effet elle permet éventuellement des réglages plus fins et/ou un meilleur choix d'appareillage. De plus, les sujets ont fait preuve de beaucoup de patience et de motivation rendant ainsi mon travail agréable et passionnant.

Je pense qu'il serait intéressant d'étendre cette étude en augmentant la taille de l'échantillon, en corrélant les résultats avec les audiométries tonales, les TEN tests et différents facteurs prépondérants comme la musicalité, l'expérience auditive et la latéralité à l'aide d'un outil d'analyse de variance multifactorielle.

## VII Bibliographie

1. Arlinger, S., Gatehouse, S., Bentler, R.A., Byrne, D., Cox, R.M., Dirks, D.D., et col. Report of the Eriksolm workshop on auditory deprivation and acclimatization. Ear & Hearing ,1996, "P. 87-98.
2. Békésy, G. Von. Zur Theorie des Hörens. Die Schwingungsform der Basilarmembran . Physic. Z, 1928, P. 793-810.
3. Békésy, G. Von. Experiments in Hearing. McGraw-Hill Book Company ,1960, New York.
4. Békésy, G. von., Rosenblith, W.A. The Mechanical Properties of the Ear. Handbook of Experimental
5. CARRAT, R. Théorie de l'échantillonnage cochléaire. Audition et information, 1986 collection Arnette.
6. COLLET, L., MICHEYL, C., VEUILLET, .Variabilité et Plasticité De L'audition Humaine de l'Adulte: Modèle Du Cochléo-Lésé.
7. C.N.A. édit Précis d'Audioprothèse. L'appareillage de l'adulte. Tome I : Le Bilan d'Orientation Prothétique. 2ème édit. p62
8. C.N.A. édit Précis d'Audioprothèse. L'appareillage de l'adulte. Tome I : Le Bilan d'Orientation Prothétique. 2ème édit. P67
9. Christopher J. Plack,Andrew J. Oxenham,Richard R. Pitch: neural coding and perception. Birkhäuser, 2005, P.12.
10. Friedrich, Vieweg ,. Sohn, Die Lehre .Von den Tonempfindungen als physiologische Grundlage für die Theorie der Musik. Braunschweig , 1863, P. 600.
11. Gatehouse, S. Apparent auditory deprivation effects of late onset : The role of presentation level. Journal of the Acoustical Society of America, 1989, P. 2103-2106.
12. Gelfand, S.A., Silman, S., Ross, L. Long term effect of monaural, binaural and no amplification in subjects with bilateral hearing loss. Scandinavian Audiology, 1987, P. 201-207.
13. Goyé, A . (cours P.A.M.U.) La Perception Auditive. (2002), P 45.
14. Irvine, D. R. F., Rajan, R., McDermott, H.J . Injury-induced reorganization in adult auditory cortex and its perceptual consequences. Hearing Research, 2000, P. 188-199.
15. GELFAND, S., SILMAN, S. Apparent auditory deprivation in Children : Implications of Monaural versus binaural Amplification. J Am Acad Audiol, 1993,vol 4.

16. J ACOUST SOC AM Pure-tone pitch anomalies. II. Pitch-intensity effects and diplacusis in impaired ears, 1986 , P. 1530-40.
17. J NEUROPHYSIO L . Statistical method for detection of phase-locking episodes in neural oscillations, 2004 Apr, P. 1883-98.
18. JOURNAL OF AMERICAN ACADEMY OF AUDIOLOGY, mars 2001, vol 12 n 3.
19. McDermott, H.J . The importance of wide perceptual bandwidth . Background Story, 2010. SoundRecover.
20. McDermott, H.J., Lech, M., Kornblum, M.S., Irvine, D.R.F. Loudness perception and frequency discrimination in subjects with steeply sloping hearing loss: possible correlates of neural plasticity. Journal of the Acoustical Society of America, 1998, P. 2314-2325.
21. Moore, B.C.J., Huss, H., Vickers, D.A., Glasberg, B.R., Alcantara, J.I . A test for the diagnosis of dead regions in the cochlea . British Journal of Audiology, 2000, vol 34.
22. Moore, B.C.J. Dead regions in the cochlea : conceptual foundations, diagnosis, and clinical application. Ear Hear , 2004, vol 25(2), P. 98-116.
23. Moore, B.C.J . The use of psychophysical tuning curves to explore dead regions in the cochlea. Ear and Hearing, 2001, vol.22.
24. Parent T.C., Chmiel R., Jerger. Comparison of performance with frequency transposition hearing aids and conventional hearing aids. J. Am. Acad. Audiol , 1997 , P. 355-365.
25. Stevens., John Volkman. The relation of pitch to frequency, a re-vised scale. This JOURNAL, 1940, vol 53, P. 329-353.
26. Thai-Van H., Michelyl C., Moore B.C.J., Collet L . Enhanced frequency discrimination near the hearing loss cut-off: a consequence of central auditory plasticity induced by cochlear damage ?. Brain, 2003, P. 2235-2245.
27. Thai-Van H., Michelyl C., Norena A., Collet L . Local improvement in auditory frequency discrimination is associated with hearing-loss slope in subjects with cochlear damage. Brain, 2002, P. 2235-2245.
28. Turner, C.W., Hurtig, R.R . Proportional frequency compression of speech for listeners with sensorineural hearing loss. J. Acous. Soc. Am, 1999 Aug, P. 877-886.
29. Vickers, D.A, Moore, B.C.J., Baer, T. Proportional frequency compression of speech for listeners with sensorineural hearing loss. J.acous.soc.am , 1999 Aug , P. 877-886.

30. WILLOT, JF . Physiological Plasticity in the Auditory System and its Possible Relevance to Hearing Aid Use, Deprivation Effects, and Acclimatization. *Ear and Hearing* ,1996 , vol 17.

31. Xiao X., Hu G., Liu C., Liu J. Improving speech intelligibility of severely hearing-impaired people by frequency-lowering technique. *Scientific Research and Essay*, 2008 June, P. 259-266.

32. Zwicker, E., Fastl, H. Critical Bands. *Psychoacoustics Facts & Models*, 2003 , Chapter 6, Ed. Springer, P.162-163.

33. ZWICKER, E., FELDKELLER, R . L'oreille récepteur d'information . *Psychoacoustique*, 1981 , Edition Masson.

## VIII Annexes

### Annexe 1 : Audiométries tonales normoentendants

AUDIOMETRIE SEUILS TONAUX LIMINAIRE NE												
		250	500	750	1000	1500	2000	3000	4000	6000	8000	ENRHUME
BLAIN	OD	20	15	5	10	0	-5	5	15	10	0	
	OG	15	15	10	5	5	0	-5	10	5	-5	
DUREZ	OD	10	5	5	10	5	10	15	10	20	20	
	OG	15	5	10	10	5	5	5	15	15	20	
GALLARDO	OD	20	15	10	5	0	-5	-5	0	0	-10	ENRHUME
	OG	15	20	5	0	5	0	0	5	5	0	
GAUDILLOT	OD	10	5	0	5	0	0	5	5	0	-5	
	OG	5	0	0	5	5	0	5	5	5	0	
GROS	OD	20	15	10	5	0	-5	-5	0	0	0	
	OG	15	15	15	5	0	0	5	5	0	5	
LEAULT	OD	5	0	0	0	-5	-5	0	0	-5	0	
	OG	10	5	5	0	0	-5	0	-5	0	0	
JOUFFREY	OD	10	5	5	15	10	5	10	5	5	0	
	OG	15	5	10	5	5	0	5	10	10	0	
JURUS	OD	10	5	5	5	0	10	5	0	5	10	
	OG	10	10	0	0	5	5	5	0	5	0	
PERREAUT	OD	15	10	5	5	10	5	0	5	5	5	
	OG	10	5	0	10	10	10	0	5	10	5	
FRANCOISE	OD	10	5	10	10	15	15	10	20	10	10	ENRHUME
	OG	15	15	5	10	15	10	5	10	5	5	
HERVE	OD	5	10	10	5	5	10	15	10	10	10	
	OG	10	10	5	5	10	5	5	10	10	10	
CLEMENT	OD	5	0	0	5	0	0	5	0	-5	-5	
	OG	10	0	0	0	0	0	0	0	-5	0	
LAURA	OD	15	0	10	0	5	5	5	0	0	0	
	OG	10	5	10	5	0	0	0	5	0	0	
MARIE-JOSEE	OD	15	15	10	10	10	15	5	10	5	0	ENRHUME
	OG	10	10	10	5	5	10	5	5	10	0	
NOELIE	OD	20	5	5	5	0	0	5	0	0	5	
	OG	10	10	0	5	5	0	0	0	-5	-10	
PARRACINO	OD	5	0	5	5	0	5	10	5	0	5	
	OG	10	5	0	0	5	5	0	0	10	0	
PERRIN	OD	5	0	0	5	0	0	-5	-5	0	0	
	OG	10	5	0	0	5	-5	0	0	-5	0	
ROBERT	OD	15	5	5	10	5	0	5	10	0	-5	
	OG	20	10	15	5	10	0	5	10	5	5	
NICOLAS	OD	15	5	10	5	5	0	5	0	10	5	
	OG	15	10	5	10	10	5	5	10	5	5	
RANDON	OD	5	5	10	5	5	10	10	15	20	20	
	OG	5	5	5	10	5	10	5	10	20	20	

## Annexe 2 : Données normoentendants

	Age	Sexe	Rapport musique	
BLAIN	28	1	1	2
DUREZ	59	2	2	2
GALLARDO	22	1	1	1
GAUDILLOT	22	2	2	1
GROS	25	1	1	1
LEAULT	22	1	1	3
JOUFFREY	31	2	2	2
JURUS	23	1	1	1
PERREAUT.L	47	2	2	2
MARGUET.F	49	2	2	1
MARGUET.H	47	1	1	1
MORSY.C	16	1	1	1
MORSY.L	18	1	1	1
MORSY.M	51	2	2	1
PERREAUT.N	16	2	2	1
PARRACINO	22	1	1	2
PERRIN	24	1	1	3
PERREAUT.R	50	1	1	4
SARTOUT	29	1	1	2
RANDON	54	2	2	1
VERGELY	62	2	2	2

1 homme/2 femme

1 - N'écoute pas ou peu de musique

2 - Amateur de musique au quotidien ou/et chanteur chorale

3 - A jouer d'un instrument plus de 10 ans

4 - Musicien

### Annexe 3 : Légendes pour les 4 annexes suivantes (Données du groupe 4)

Sexe:

- 1 - Homme
- 2 - Femme

Latéralité:

- 1 - Droitier
- 2 - Gaucher

Rapport à la musique :

- 1 - N'écoute pas ou peu de musique
- 2 - Amateur de musique au quotidien ou/et chanteur chorale
- 3 - A jouer d'un instrument plus de 10 ans
- 4 - Musicien

Travail dans le bruit :

- 1 - OUI
- 2 - NON

Chasseur :

- 1 - OUI
- 2 - NON

Acouphènes :

- 1 - OUI OD
- 2 - OUI OG
- 3 - OUI ODG ou non localisé (dans la tête)
- 4 - NON

Etiologie :

- 1 - Presbycousie
- 2 - Génétique
- 3 - Traumatique
- 4 - Presbycousie + génétique
- 5 - Presbycousie + traumatique

Type de courbe : (critère d'inclusion à la dénomination « pente de ski » 20 dB par octave pour au moins 2 octaves consécutives):

- 1 - Pente douce ODG
- 2 - Pente de ski ODG
- 3 - Pente douce OD : Pente de ski OG
- 4 - Pente de ski OD : Pente douce OG

Temps de port des appareils

- 1 - Peu
- 2 - Intermittent
- 3 - Régulièrement

Type d'embout :

- 1 - Sur mesure avec évent > 1mm
- 2 - Sur mesure avec évent < 1mm
- 3 - Standard ouvert
- 4 - Standard fermé

Légendes : Les couleurs rouges et bleus désignent les patients équipés avec un appareillage classique. Le rouge représente les patients qui ont passé un TEN TEST. Le bleu représente les patients qui n'ont pas passé le TEN TEST. Le noir correspond aux patients équipés avec des aides auditives à compression fréquentielle.

# Annexe 4

Audiométrie OD										
	BONNARD	BOSIA	BRUE *	BURNICHON	CHATELAIN	CHAUMARTIN	COLCOMBET *	DELESCLUSE*	DESMARRE	
250	25	30	35	45	20	45	45	50	20	
500	30	30	45	55	25	50	50	50	20	
750	35	35	55	50	30	55	70	75	25	
1000	35	40	55	55	30	55	65	70	25	
1500	50	45	50	65	40	65	70	70	35	
2000	50	45	40	60	45	65	80	55	40	
3000	50	60	65	65	70	60	75	45	80	
4000	60	75	75	60	70	55	80	55	75	
6000	80	75	80	75	85	60	120	95	80	
8000	80	70	105	70	80	65	110	120	75	
Audiométrie OG										
250	25	30	50	35	25	55	50	55	30	
500	20	25	50	45	25	40	55	60	15	
750	25	25	55	50	35	45	55	65	25	
1000	30	40	50	55	35	50	65	65	25	
1500	40	45	50	65	40	55	60	65	30	
2000	50	45	60	60	50	50	55	65	35	
3000	55	50	70	65	60	50	55	75	45	
4000	55	60	85	70	70	60	65	90	55	
6000	80	70	75	70	90	65	75	120	60	
8000	80	65	100	65	85	70	80	120	50	
Age (années):	84	72	81	31	74	85	85	52	74	
Sexe :	2	2	1	1	2	1	2	2	1	
Latéralité :	1	1	2	1	1	1	1	2	1	
Rapport a la musique :	1	1	2	2	2	4	2	1	1	
Travail dans le bruit :	2	2	2	1	2	1	2	2	1	
Chasseur :	2	2	2	2	2	1	2	2	2	
Durée de la perte ?	1	15	4	20	2	2	3	4	8	
Etiologie de la perte :	1	5	1	3	4	5	1	4	4	
Type de courbe : Pente douce ou pente de ski	2	2	2	1		1	2	2	2	
FC audiogramme :										
OD (Hz) :	4000	2000	2000				3000	3000	1500	
OG (Hz) :	4000	3000	1500				4000	2000	2000	
Acouphène : OUI NON OD OG 4 critères	4	4	3	4		3	3	4	4	
Durée d'appareillage :	7 ans	7 ans	51 an et 6 mois		29 ans		69 ans	8 ans		
Temps de port moyen des appareils/jours :	3	3	3	3	3	3	3	3	3	
Marque :	SIEMENS	OTICON	SIEMENS	SIEMENS	SIEMENS	SIEMENS	SIEMENS	SIEMENS	SIEMENS	
Modèle :	PURE 500	VIGO	CIELO LIFE	PURE 700 SX	PURE 700	ACURIS INTRA	CIELO 2	Nitro	CIELO	
Type d'embout:	3	3	1	4	4	1	3	2	3	

## Annexe 5

Audiométrie OD										
	DE LENTAIGNE	GANGOLPHE	MATHON	MORAT	PHELIP*	ROUSSIN*	SAMOUILLET	SANABRIA	VIGNES*	
250	30	20	40	15	50	65	35	20	20	
500	30	20	35	20	65	70	40	25	15	
750	35	25	35	25	60	60	40	35	20	
1000	30	20	45	20	60	60	45	35	25	
1500	30	30	65	25	65	50	55	50	30	
2000	30	30	70	40	75	50	55	50	45	
3000	40	35	65	70	70	55	55	45	50	
4000	40	40	70	75	70	80	50	50	60	
6000	60	45	90	85	70	90	60	40	65	
8000	60	40	75	85	105	85	65	30	70	
Audiométrie OG										
250	50	30	20	30	50	55	50	20	15	
500	40	40	20	20	50	55	45	30	15	
750	45	35	40	25	45	55	45	35	25	
1000	40	30	40	20	50	55	45	35	35	
1500	40	35	50	30	50	55	55	45	45	
2000	40	45	50	50	55	50	50	45	55	
3000	40	50	55	65	60	45	50	40	60	
4000	50	45	50	70	65	65	55	40	60	
6000	60	55	75	75	75	75	70	55	85	
8000	70	65	70	75	75	75	65	55	70	
Age (années):	79	69	82	1	88	72	87	57	87	
Sexe :	2	2	1		2	1	2	2	1	
Latéralité :	1	1	2		2	2	1	1	1	
Rapport a la musique :	1	2	3		2	3	4	3	4	
Travail dans le bruit :	2	2	2		2	1	2	2	1	
Chasseur :	2	2	2		2	2	2	2	2	
Durée de la perte ?	2	4	2		2	5	2	1	2	
Etiologie de la perte :	1	4	1		1	5	1	4	5	
Type de courbe : Pente douce ou pente de ski	1	1	2		4	2	3	1	2	
FC audiogramme :										
OD (Hz) :			2000		6000	3000			1500	
OG (Hz) :			3000			3000	3000		3000	
Acouphène : OUI NON OD OG 4 critères	2	3	4		4	4	4	3	4	
Durée d'appareillage :	1	3	9 ans		4	8	4	2	2	
Temps de port moyen des appareils/jours :	3	3	3		3	3	3	3	3	
Marque :	HANSATON	PHONAK	SIEMENS		PHONAK	SIEMENS	SIEMENS	SIEMENS	PHONAK	
Modèle :	ESPERIA	MICRO SAVIA 100	CIELO		SAVIA ART	PURE 700	PURE 700	PURE 500	MILO	
Type d'embout:	2	1	1		1	4	3	1	1	

## Annexe 6

### Audiométrie OD

	CAVILLE	GIDON*	HETROY	MORTAL*	RAVETIER	RAVIER*	QUIOC	
250	25	35	50	10	25	30	45	45
500	35	55	40	5	25	30	40	40
750	30	50	35	10	45	35	45	45
1000	30	45	35	20	45	35	40	40
1500	35	65	50	40	35	50	30	30
2000	45	60	60	50	30	55	25	25
3000	55	70	70	55	45	70	15	15
4000	75	65	65	55	45	75	20	20
6000	75	75	70	50	55	80	55	55
8000	85	90	70	45	60	90	25	25

### Audiométrie OG

250	40	40	20	10	30	45	45	45
500	35	40	20	15	20	40	40	40
750	35	55	25	20	20	35	45	45
1000	45	50	35	15	10	30	40	40
1500	45	50	45	45	25	55	30	30
2000	45	55	50	60	20	55	20	20
3000	55	55	50	60	45	50	20	20
4000	70	60	50	65	50	50	30	30
6000	75	70	55	70	55	55	55	55
8000	70	65	60	65	60	60	30	30

Age (années):	87	77	85	69	70	82	73	73
Sexe :	2	2	2	1	2	2	2	2
Latéralité :	1	1	1	1	2	1	1	1
Rapport a la musique :	4	2	2	3	1	2	3	3
Travail dans le bruit :	2	2	2	1	2	2	1	1
Chasseur :	2	2	2	1	2	2	2	2
Durée de la perte ?	10	3	23ans		5	26	20 ans	20 ans
Etiologie de la perte :	1	1	1	5	1	5	4	4
Type de courbe : Pente douce ou pente de ski	2	1	3	2	3	4	1	1
FC audiogramme :								
OD (Hz) :	3000		1500	1000		2000		
OG (Hz):	3000			1000	2000			
Acouphène : OUI NON OD OG 4 critères	4	4	3	4	4	4	3	3
Durée d'appareillage :	3	1	3	4 ans	1	6	9 ans	9 ans
Temps de port moyen des appareils/jours :	3	3	3	3	3	3	3	3
Marque :	SIEMENS	SIEMENS	SIEMENS	SIEMENS	SIEMENS	PRODITION	PHONAK	PHONAK
Modèle :	PURE 700	PURE	PURE 701 SX	INTUIS LIFE	PURE 701 SX	SYNCRO	CERTENA	CERTENA
Type d'embout:	3	3	4	1	3	3	1	1

## Annexe 7

Audiométrie OD								
	BRETTE	CLEACH*	POPOT*	POURQUET	ROUX*	LEMAIRIE*	SPAGNOLE	
250	35	15	30	25	40	15	15	
500	25	15	20	20	40	10	15	
750	35	15	30	25	45	10	15	
1000	40	20	35	35	45	15	35	
1500	40	35	35	50	60	20	45	
2000	50	35	45	35	65	25	55	
3000	45	70	55	40	55	40	55	
4000	45	75	70	45	65	70	65	
6000	60	90	85	50	70	65	65	
8000	70	80	70	45	75	45	55	
Audiométrie OG								
250	40	20	45	40	40	20	10	
500	30	15	30	45	35	25	15	
750	40	20	35	40	40	40	25	
1000	40	15	40	45	45	45	45	
1500	50	15	45	50	50	45	55	
2000	50	35	50	50	60	50	55	
3000	55	55	65	80	60	75	50	
4000	50	90	75	85	75	75	60	
6000	65	95	75	95	65	70	60	
8000	75	85	70	75	75	60	55	
Age (années):	77		83					
Sexe :	2	1	1		1	1	1	
Latéralité :	1	1	1		1	1	1	
Rapport a la musique :	2		2	1	2	2	2	
Travail dans le bruit :	2		2					
Chasseur :	2		2					
Durée de la gêne ?	2		2					
Etiologie de la perte :	1		1					
Type de courbe : Pente douce ou pente de ski	1	2	2	2				
FC audiogramme :								
OD (Hz) :		2000	2000	1000				
OG (Hz) :		1500	1500	2000				
Acouphène : OUI NON OD OG 4 critères	4		2					
Durée d'appareillage :	7	1 an	2	18 mois	1 an	1	1	
Temps de port moyen des appareils/jours :	3		2					
Marque :	PHONAK	PHONAK	PHONAK	PHONAK	PHONAK	PHONAK	PHONAK	
Modèle :	AUDEO 9	AUDEO SMART 5	AUDEO YES	AUDEO SMART 5	CASSIA MICRO P	AUDEO SMART 9	AUDEO SMART 3	
Type d'embout:	3		3					
Compression OD (X : 1) :		2,5	2,4	2,8	2,4	2,8	2,7	
Compression OG(X : 1) :		2,5	2,4	2,8	2,4	2,8	2,7	
FC OD(Hz):		3900	3800	4500	3800	4500	4500	
FC OG(Hz):		3900	3800	4500	3800	4500	4500	

## Annexe 8

Faute de l'existence d'une formule officielle pour définir le degré de dissymétrie. Nous optons pour une formule décrite dans le mémoire intitulé « L'équilibrage isosonique » de S.Pradel 2006.

$$\text{Coefficient de dissymétrie} = \sum |\text{OD-OG}|/400$$

	Moyennes des pertes des OG en dB (HL)	Moyenne des pertes OD en dB (HL)	Valeurs absolues de l'écart interaural en dB	Différences ODG en %
BONNARD	46	49,5	3,5	7
BOSIA	45,5	50,5	5	10
BRUE *	64,5	60,5	4	8
BURNICHON	58	60	2	4
CHATELAIN	51,5	49,5	2	4
CHAUMARTIN	54	57,5	3,5	7
COLCOMBET *	61,5	76,5	15	30
DELESCLOSE*	78	68,5	9,5	19
DESMARRE	37	47,5	10,5	21
DE LENTAIGNE	47,5	38,5	9	18
GANGOLPHE	43	30,5	12,5	25
MATHON	47	59	12	24
MORAT	46	46	0	0
PHELIP*	57,5	69	11,5	23
ROUSSIN*	58,5	66,5	8	16
SAMOUILLET	53	50	3	6
SANABRIA	40	38	2	4
VIGNES*	46,5	40	6,5	13
CAVILLE	51,5	49	2,5	5
GIDON*	54	61	7	14
HETROY	41	54,5	13,5	27
MORTAL*	42,5	34	8,5	17
RAVETIER	33,5	41	7,5	15
RAVIER*	47,5	55	7,5	15
QUIOC	35,5	34	1,5	3
BRETTE	49,5	44,5	5	10
CLEACH*	44,5	45	0,5	1
POPOT*	53	47,5	5,5	11
POURQUET	60,5	37	23,5	47
ROUX*	54,5	56	1,5	3
LEMAIRIE*	50,5	31,5	19	38
SPAGNOLE	43	42	1	2
<b>Moyenne</b>	<b>49,8</b>	<b>49,6</b>	<b>0,20</b>	<b>13</b>

## Annexe 9

### Calibration des seuils

La pondération est appliquée au quart d'octave sous MatLab de 250 à 8000 Hz. Elle a été mesurée entre les deux cabines avec stimuli sons purs sur un échantillon de 3 normoentendants.

### Pondérations entre les deux cabines appliquées dans le logiciel pour les stimuli sons purs (Pure Tone)

Fréquence en Hz	Pondération en dB
250	15
297	13,5
353	12
420	10,5
500	9
594	7,5
707	6
840	4,5
1000	3
1189	1,5
1414	0
1681	-1,5
2000	-3
2378	-3,25
2828	-3,5
3363	-3,75
4000	-4
4756	0,25
5656	4,5
6727	8,75
8000	13

### Pondération entre les deux cabines appliquées dans le logiciel pour les stimuli narrow band

$NB = L(\text{Pure Tone}) + 10 \text{ dB}$  (Pour toutes les fréquences)

### Intensités de saturation du matériel de mesure pour les stimuli sons purs (Purs Tone)

Fréquence en Hz	250	500	1000	2000	4000	6000	8000
Niveau de saturation en sortie en dB SPL	110	105	103	100	105	100	95

### Intensités de saturation du matériel de mesure pour les stimuli narrow band

$NB = \text{Pure Tone} - 20 \text{ dB}$  (Pour toutes les fréquences)

## **IX Résumé**

Ce mémoire a pour objectif d'évaluer l'influence du port de dispositifs électroacoustiques conventionnelles et à compression fréquentielle sur la fonction de tonie oreilles nues des sujets testés.

Pour cela les points suivants sont étudiés :

- Est-ce que l'utilisation de stimuli en sons purs et en bruits de bandes filtrées induit des fonctions de tonie équivalentes chez les normoentendants et les malentendants ?
- Est-ce qu'il existe une dissymétrie des fonctions de tonie entre les deux oreilles ?
- Est-ce que le port régulier de dispositifs électro-acoustique de manière bilatérale par le malentendant entre (J0 et J=1 mois) modifie la fonction de tonie oreille nue ?

Le protocole de l'étude comporte les tests suivants : une audiométrie tonale liminaire et supraliminaire, un TEN test (Threshold equalizing noise) et une évaluation de la fonction de tonie avec deux types de stimulus grâce à une échelle de sensation. Au niveau des résultats, premièrement on observe que les malentendants présentent une fonction de tonie significativement différente des normoentendants dans les aigus. De plus ces différences sont disparates entre les normoentendants et les malentendants selon le type de stimuli. Deuxièmement, chez les normoentendants, on observe qu'il existe une dissymétrie des fonctions de tonies entre les deux oreilles et qu'une perte auditive tend à l'atténuer. Dernièrement, on observe qu'après 1 mois de port bilatéral d'aides auditives, la fonction de tonie sur les extrêmes aigus des sujets testés évolue vers la normale. Cependant, il est prudent de ne pas établir de règle définitive en raison du faible effectif de l'échantillon.