



AVERTISSEMENT

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

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

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

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

LIENS

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 122. 4

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 335.2- L 335.10

http://www.cfcopies.com/V2/leg/leg_droi.php

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



**UNIVERSITE DE LORRAINE
FACULTE DE PHARMACIE**

**ETUDE DES FILTRES AUDITIFS DES NORMO-ENTENDANTS,
DES MALENTENDANTS AVEC UNE SURDITE LEGERE OU
SURDITE MOYENNE**

**MEMOIRE SOUTENU EN VUE DE L'OBTENTION DU DIPLOME D'ETAT
D'AUDIOPROTHESISTE**

**PAR
PIERRE TOUSSAINT**

Novembre 2015

Remerciements :

Je tiens à remercier les personnes qui m'ont accompagné au cours de ces trois années d'études et aussi pour la rédaction de ce mémoire :

Monsieur Ducourneau Joël, directeur du centre de formation en audioprothèse à la faculté de Nancy pour sa disponibilité, ses précieux conseils ainsi que son aide dans le choix et la rédaction de ce mémoire.

Monsieur HUSSON Mathieu, maître de stage de ma troisième année de formation, pour son aide et ses conseils.

L'Institut National de Recherche et Sécurité (INRS) de Brabois pour avoir mis à ma disposition un ordinateur et les logiciels qui m'ont permis d'effectuer les tests.

Ma famille, son aide et son soutien tant moral qu'organisationnel lors de la rédaction de ce mémoire.

Toutes les personnes qui ont gentiment accepté de participer aux différents tests.

Et pour finir, tous les professeurs, intervenants extérieurs et camarades de promotion pour les nombreux échanges que j'ai pu avoir avec eux.

TABLE DES MATIERES

I) Introduction	1
II) Rappels généraux	2
1) Rappels anatomiques	2
1-1) L'oreille externe	2
a) Le pavillon	2
b) Le conduit auditif externe	3
1-2) L'oreille moyenne	3
a) Rôle de transmission	3
b) Rôle de protection	4
1-3) L'oreille interne	4
a) L'appareil vestibulaire	4
b) La cochlée	4
c) Organe de Corti	5
d) Les cellules ciliées externes	5
e) Les cellules ciliées internes	6
1-4) Le nerf auditif	6
1-5) La voie auditive primaire	7
2) Rappels Physio-Psychoacoustiques	8
2-1) Champ audible	8
2-2) La sonie	8
a) Les courbes isosoniques	8
b) Le sone	9
c) Les bandes critiques	9
d) Les Barks	10
2-3) La tonie	10
a) Discrimination et sélectivité fréquentielle	11
b) Les Mels	11
2-4) Le masquage	11
3) Rappels Historiques	14
3-1) Spectre de puissance et filtres auditifs	14
3-2) Bruit à échancrure	16
3-3) Modèle des filtres auditifs : les fonctions « rounded exponential »	18
3-4) Les bandes rectangulaires équivalentes BRE ou ERB (Equivalent rectangular Bandwidth)	19
4) Premiers résultats	21
4-1) Première recherche de Brian Moore	21
4-2) Le logiciel Shape	21
4-3) Etude des filtres auditifs par Héту et Tran Quoc	22
III) Protocole de l'étude permettant d'estimer les filtres auditifs	24
1) Sélection des patients	24
1-1) Critères d'inclusion	24
1-2) Critères d'exclusion	24
1-3) Echantillonnage	24
2) Matériel	25
3) Passation des tests	26
3-1) Otoscopie	26
3-2) Audiométrie tonale	26
3-3) Recherche des seuils auditifs au travers d'un bruit masquant	28
4) Dépouillement des mesures	31
4-1) Le logiciel Shape	31
4-2) Programme « Traçage » écrit sous Matlab	33

5) Biais des mesures	34
IV) Résultats de l'étude	37
1) Les Normo-entendants	37
1-1) Résultats des mesures	37
1-2) Représentation des courbes de réponses des filtres auditifs chez un normo-entendant	39
1-3) Etude du bruit masquant à plus forte intensité	41
2) Les surdités légères	43
2-1) Résultats des mesures	43
2-2) Représentation des courbes de réponses des filtres auditifs d'une surdité légère	45
3) Les surdités moyennes	46
3-1) Résultats des mesures	46
3-2) Représentation des courbes de réponses des filtres auditifs d'une surdité moyenne	48
V) Biais de l'étude	53
VI) Discussion	55
VII) Conclusion	56
IX) Bibliographie	58
X) Annexes	62

I) INTRODUCTION

Comme le décrit Moore en 1987 [1], les filtres auditifs peuvent être considérés comme une fonction représentant la sélectivité fréquentielle. Ils sont donc responsables en grande partie de la compréhension en milieu bruyant, qui est un problème majeur chez les malentendants. Depuis plusieurs années, les méthodes permettant de mesurer et d'évaluer la forme des filtres auditifs ne cessent de s'améliorer et nous pouvons aujourd'hui, au moyen de plusieurs tests, tracer la réponse en fréquence des filtres auditifs d'un patient.

En deuxième année de la formation du diplôme d'Etat d'Audioprothésiste, nous avons bénéficié d'un travail pratique portant sur les filtres auditifs où nous devions déterminer et tracer un filtre auditif d'une fréquence centrale choisie. Avec l'aide de Monsieur Ducourneau, nous nous sommes donc posés la question de savoir quel était l'impact et les répercussions d'une surdité sur les filtres auditifs correspondant aux fréquences centrales allant de 250Hz à 4000Hz et de répéter cette expérience sur plusieurs degrés de surdité.

Ce mémoire a donc pour objectif d'étudier l'allure des filtres auditifs en fonction de la fréquence chez les normo-entendants, chez les personnes atteintes de surdités légères ou surdités moyennes. Le but est d'établir un filtre « type » pour chacun de ces groupes.

Pour cela, nous ferons dans un premier temps un rappel sur l'anatomie et la physiologie de l'oreille, avant de faire un rappel historique sur les filtres auditifs. Dans un second temps nous décrirons le protocole utilisé pour l'étude de ces filtres. Puis, nous traiterons les résultats obtenus.

II) Rappels généraux

Pour comprendre le fonctionnement des filtres auditifs, il est nécessaire de faire un bref rappel sur l'anatomie et la physiologie de l'oreille humaine.

1) Rappels anatomiques

1-1) L'oreille externe

Elle est constituée du pavillon et du conduit auditif externe et son rôle est d'amplifier et de transmettre les sons à l'oreille moyenne [2].

a) Le pavillon

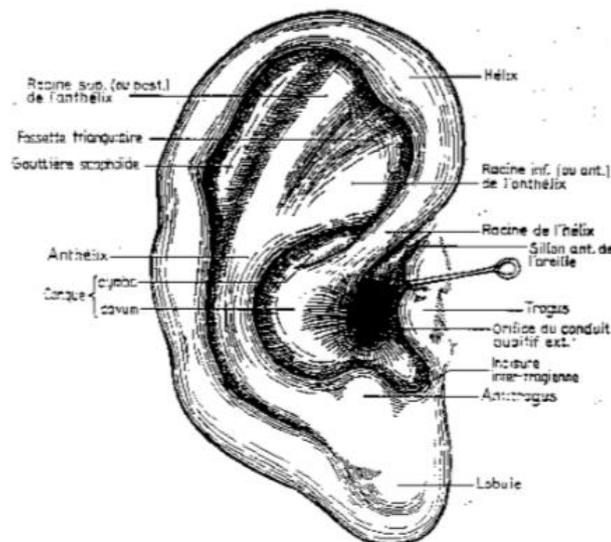


Figure 1 Anatomie du pavillon [2]

Le pavillon, principalement formé de cartilage, permet un filtrage sélectif suivant l'azimut du son et de sa fréquence. Au centre de ce pavillon, nous trouvons la conque qui ouvre le chemin vers le conduit auditif externe.

b) Le conduit auditif externe

Le conduit auditif externe va de la conque à la membrane tympanique. Son rôle est de guider les ondes acoustiques jusqu'au tympan et de la protéger. Il est composé d'un tiers externe fibro-cartilagineux et de deux tiers internes osseux. Il est en forme de S et sa longueur est d'environ 25 à 30 mm chez l'adulte [3].

1-2) L'oreille moyenne

L'oreille moyenne a principalement deux fonctions, la transmission des ondes sonores et la protection de l'audition.

a) Rôle de transmission

Située dans le rocher, l'oreille moyenne est une cavité d'air qui renferme trois osselets articulés assurant la transmission des vibrations acoustiques aux liquides de l'oreille interne [4] :

- Le marteau, dont le manche est inséré dans la membrane tympanique,
- L'enclume,
- L'étrier, inséré dans la fenêtré ovale.

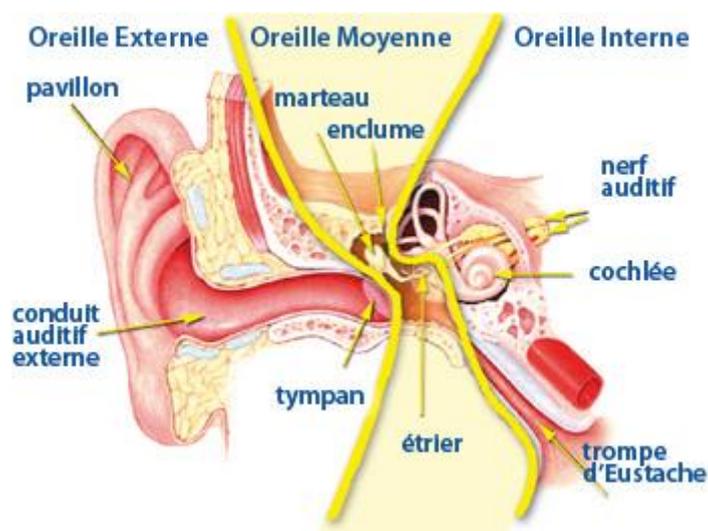


Figure 2 Anatomie de l'oreille moyenne [2]

b) Rôle de protection

L'oreille moyenne joue également un rôle essentiel dans la protection de l'oreille par le réflexe stapédien.

En effet, le réflexe stapédien a pour but de protéger l'oreille interne contre des bruits de trop fortes intensités. Il se déclenche pour des intensités autour de 85-90 dB et produit une atténuation pouvant atteindre 40 dB [5].

1-3) L'oreille interne

L'oreille interne se compose de l'appareil vestibulaire et de la cochlée.

a) L'appareil vestibulaire

Il est situé dans le labyrinthe osseux à l'intérieur duquel, nous trouvons le labyrinthe membraneux. Le labyrinthe membraneux est essentiellement composé de la cochlée, de trois canaux semi-circulaires ainsi que l'utricule et le saccule qui servent à l'équilibre du sujet, conjointement avec la vue et la proprioception [6].

b) La cochlée

La cochlée, enroulée sur deux tours et demi de spires, est un transducteur mécano-sensoriel. Elle est divisée en deux sur sa longueur par une lame osseuse à laquelle s'attachent la membrane basilaire et la membrane tectoriale [7].

Le liquide qui remplit la cochlée est incompressible, ce qui stimule toute la longueur de la membrane basilaire lors d'une vibration sonore.

Cependant, la membrane basilaire est plus mince et plus raide à la base et devient de plus en plus large et souple vers l'apex de la cochlée ; ce qui provoque une apparition d'ondes progressives de la base vers l'apex. Cette enveloppe des ondes varie en fonction de la composition fréquentielle du son. Elle présentera un maximum en un point proche de la base si le son est aigu ou un maximum en un point proche de l'apex si le son est grave.

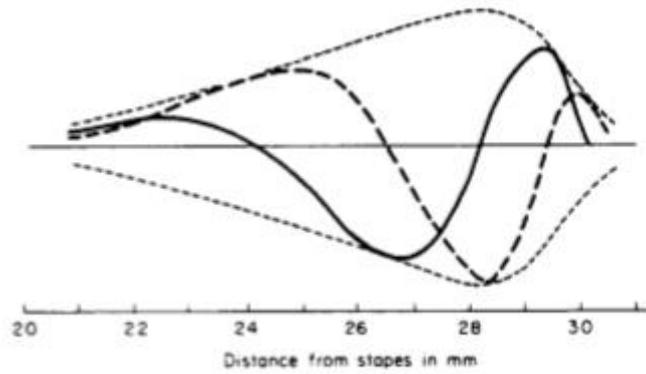


Figure 3 Onde progressive le long de la membrane basilaire [8]

Les rampes vestibulaire et tympanique sont remplies de périlymphe tandis que le canal cochléaires est rempli d'endolymphe. Les rampes vestibulaire et tympanique ont un rôle hydromécanique tandis que le canal cochléaire renferme l'organe de Corti qui est à l'origine de la transduction mécano sensorielle.

Cet organe de Corti se situe entre la membrane basilaire et la membrane tectoriale [9].

c) Organe de Corti

Il se compose essentiellement de cellules ciliées et du canal cochléaire.

d) Les cellules ciliées externes

Elles sont couvertes de stéréocils arrangés en forme de W. Chaque cellule ciliée comporte 3 rangées de stéréocils dont l'extrémité est plantée dans la membrane tectoriale.

Elles jouent un rôle important à travers deux mécanismes actifs [10] :

- La contraction rapide des cellules ciliées externes en phase avec les vibrations de la membrane basilaire augmente la sensibilité avec un gain pouvant atteindre 40 à 50 dB,
- La contraction lente qui régule les contractions rapides qui permet une adaptation de la sonie et une protection aux fortes intensités.

e) Les cellules ciliées internes

Les cellules ciliées internes sont également recouvertes de stéréocils alignés en forme de palissade sur une seule rangée. Les cils flottent librement dans l'endolymphe qui, lors d'un mouvement de la membrane basilaire vont être à l'origine de la naissance d'un potentiel d'action. Les cellules ciliées internes sont donc essentielles pour la perception car leur seuil d'excitation présente une résonance pour une fréquence donnée. Cette fréquence est appelée « fréquence caractéristique » [10].

1-4) Le nerf auditif

Avec le nerf vestibulaire, ils forment la huitième paire crânienne. Les fibres de ce nerf transmettent les potentiels d'action au système nerveux central. La réponse obtenue d'une fibre en fonction de la fréquence stimulée constitue une courbe d'accord. Elles sont caractérisées par leur forme en V. Au sommet de chaque courbe correspond une fréquence caractéristique et l'ensemble des sommets de ces courbes correspond au potentiel d'action cochléaire [11].

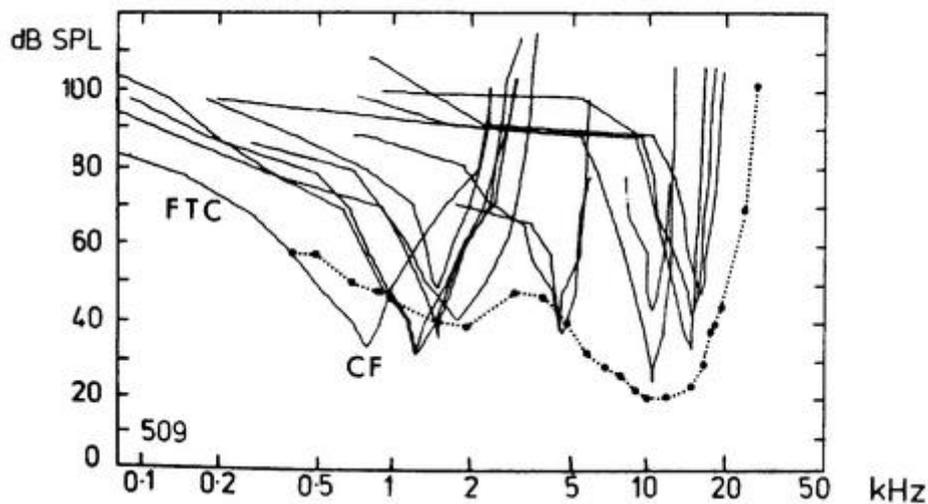


Figure 4 Courbes d'accord pour une audition normale [11]

Les courbes d'accord sont reliées de manière directe aux filtres auditifs. En effet, nous remarquons des passe-bandes pointus centrés sur les fréquences d'excitation. L'idée de la modélisation est de considérer la membrane basilaire et les cellules ciliées comme un banc de filtres passe-bandes, appelés filtres auditifs.

C'est grâce à ces courbes d'accord qu'en 1940 [12], Fletcher a pu élaborer un test permettant d'estimer la réponse en fréquence des filtres auditifs. En effet, les filtres auditifs comme les courbes d'accord représentent la réponse du nerf auditif en fonction de la fréquence et de l'intensité d'une stimulation.

Cette méthode de mesure sera expliquée plus en détail dans la première partie « Spectre de puissance et filtre auditif » du paragraphe 3 intitulé « Rappels historiques » du chapitre I.

1-5) La voie auditive primaire

La voie auditive primaire est celle qui va transmettre l'information sonore de la cochlée jusqu'au cortex auditif. L'information va traverser plusieurs relais ayant chacun un rôle spécifique dans l'analyse et le codage du son. On y trouve :

- Les noyaux cochléaires, qui sont responsables du décodage en fréquence, intensité et durée,
- L'olive supérieure et le Colliculus inférieur, qui ont un rôle dans la localisation du son,
- Le Thalamus, responsable de l'interprétation et de la mémoire acquise,
- Le Cortex auditif qui va déterminer la réponse comportementale [13].

Cette voie auditive peut être caractérisée par le schéma suivant.

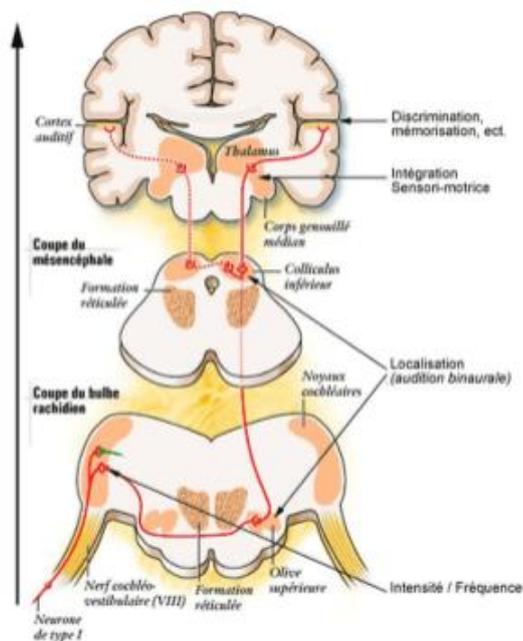


Figure 5 Voie auditive primaire [13]

2) Rappels Physio-Psychoacoustiques

2-1) Champ audible

Le champ auditif humain représente l'ensemble des sons définis par leur fréquence et leur intensité, pouvant être perçus par l'oreille. Le seuil de perception correspond à l'intensité minimale pouvant être perçue par l'oreille humaine tandis que le seuil de douleur correspond à l'intensité maximale [14].

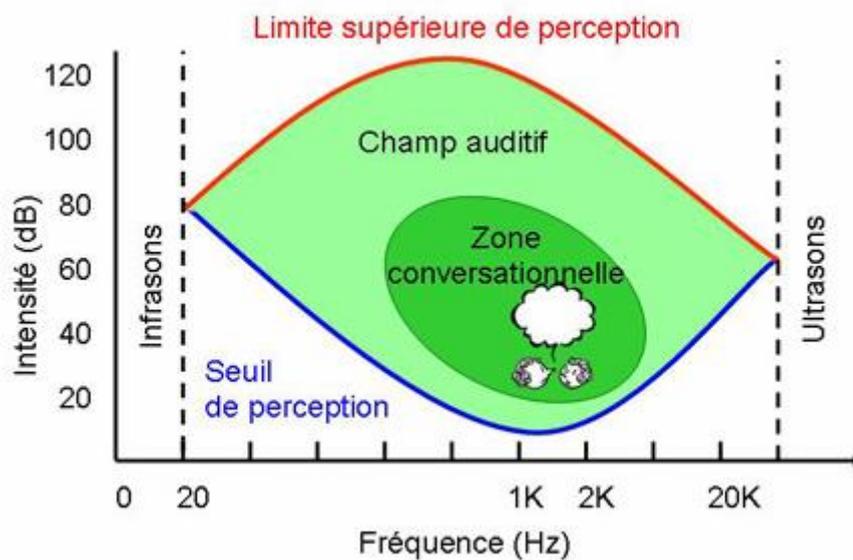


Figure 6 Champ auditif de l'oreille humaine [14]

2-2) La sonie

La sonie est la sensation subjective d'intensité sonore qui détermine la magnitude de la sensation auditive produite par un son en fonction de la pression acoustique et de la structure du son [15].

a) Les courbes isosoniques

Une courbe isosonique est l'ensemble des sons purs qui procurent une même sensation d'intensité. Nous faisons varier la fréquence tout en gardant la même sensation sonique. Les courbes isosoniques sont représentées sur la figure 7 et le phone est l'unité qui caractérise une ligne isosonique [16].

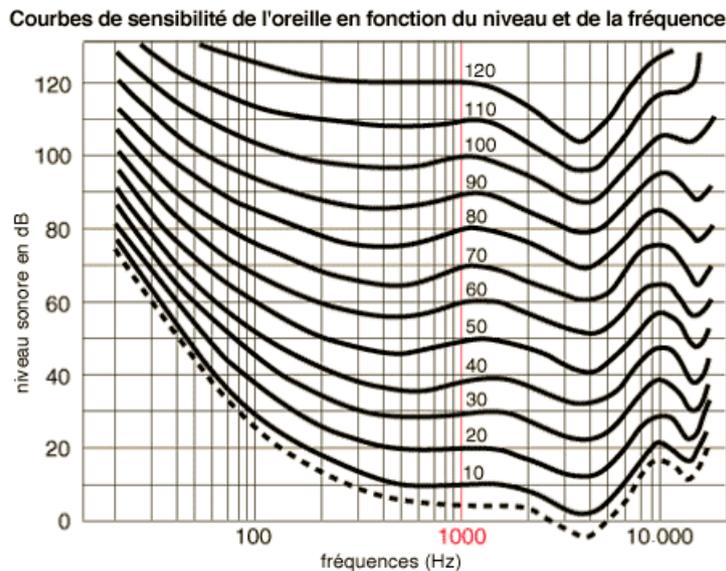


Figure 7 Lignes isosoniques [19]

b) Le sone

Le sone est une unité qui traduit la bruyance d'un bruit large bande. C'est une échelle linéaire qui est telle que les sensations s'additionnent. Une augmentation de 10 dB à 1000Hz entraîne une sensation double de sonie [16].

c) Les bandes critiques

Les bandes critiques représentent la largeur de bande des filtres auditifs de l'oreille interne. Elles rappellent donc l'existence des filtres auditifs dans le système auditif périphérique et correspondent à la largeur de bande d'un bruit en-deçà de laquelle la sonie reste constante si la pression sonore est maintenue constante [17].

Si nous écoutons avec la même oreille un son complexe composé de deux sons purs de fréquences différentes mais très proches, cela va provoquer une sensation de sonie. Dès que l'écart entre ces deux fréquences va dépasser une certaine valeur appelée bande critique, le son perçu paraîtra plus fort.

Les bandes critiques ont pu être définies grâce à Zwicker [18] qui a étudié les variations de sonie avec la largeur de bande du signal. Pour cela, il a constitué des bruits de bandes variables en ajoutant des sons purs de fréquences voisines autour d'une fréquence de référence, en maintenant le niveau SPL constant.

La répétition de cette expérience à différentes fréquences a permis de montrer que le système auditif se comporte comme un jeu de filtres de fréquences centrales variables.

Il a alors pu définir que la cochlée réagit comme une multitude de filtres passe-bande et que le spectre audible se divise en 24 bandes critiques adjacentes.

d) Les Barks

Sur la base de ses résultats précédents, Zwicker [20] en a déduit une échelle de fréquence proportionnelle à la largeur des bandes critiques. Elle est basée sur l'existence des bandes critiques où elles se forment en n'importe quel point de la membrane basilaire, là où se trouve l'excitation. Cette échelle a pour unité le « Bark » et elle représente la plage fréquentielle audible, divisée en 24 bandes critiques réparties sur une échelle allant de 0 à 24 Barks comme le montre le tableau 1.

Tonie z [Bark]	f [Hz]	Δf [Hz]	Tonie z [Bark]	f [Hz]	Δf [Hz]	Tonie z [Bark]	f [Hz]	Δf [Hz]
0	0	100	8	920	160	16	3150	550
1	100	100	9	1080	190	17	3700	700
2	200	100	10	1270	210	18	4400	900
3	300	100	11	1480	240	19	5300	1100
4	400	110	12	1720	280	20	6400	1300
5	510	120	13	2000	320	21	7700	1800
6	630	140	14	2320	380	22	9500	2500
7	770	150	15	2700	450	23	12000	3500
						24	15500	

Tableau 1 : Relation entre tonie et fréquence [19]

2-3) La tonie

La tonie ou sensation de hauteur tonale est la sensation auditive qui permet de différencier un son grave d'un son aigu. Ce caractère de sensation est lié en grande partie à la fréquence du son. On dit que la tonie est double si un autre son est perçu deux fois plus aigu [20].

a) Discrimination et sélectivité fréquentielle

La discrimination fréquentielle est la propriété de l'oreille à percevoir la différence entre deux sons purs de même niveau mais de fréquences différentes et présentés l'un après l'autre.

En 1987, Zwicker a déterminé que pour des niveaux d'intensité compris entre 40 et 70 dB, la plus petite variation de tonie à laquelle est sensible une oreille saine est de 0.0035 Hz [20]

La sélectivité fréquentielle, quant à elle est la capacité de distinguer deux sons émis simultanément.

b) Les Mels

Comme pour la sonie, une échelle a été créée pour permettre de traduire la perception de deux sons de hauteurs différentes, c'est l'échelle de tonie dont l'unité est le mel [20].

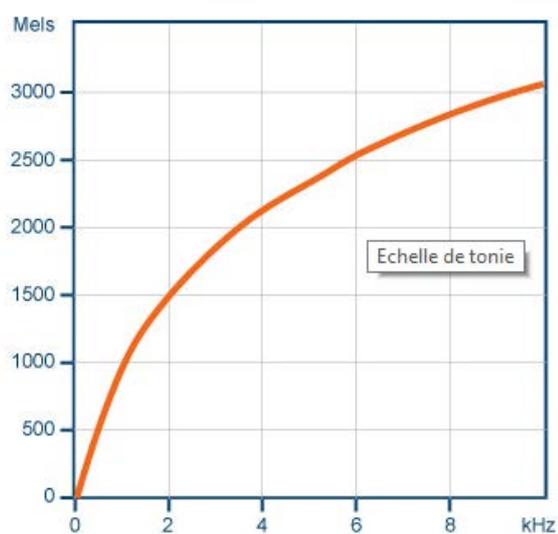


Figure 8 Echelle de mel [20]

Nous constatons sur ce graphique que dans les basses fréquences, la tonie est proportionnelle à la fréquence. Entre 500 et 1000 Hz, les mels sont égaux aux fréquences mais qu'au-dessus de 1500 Hz, la sensation de hauteur diminue.

2-4) Le masquage

La connaissance des filtres auditifs en chaque point de la membrane basilaire permet d'estimer l'allure d'une zone de masquage en réponse à un son donné [21]. Cette zone de masquage est aussi appelée pattern d'excitation. Le pattern d'excitation d'une stimulation sonore peut être représenté en juxtaposant les excitations produites pour chaque filtre par cette stimulation.

Un exemple de pattern d'excitation est représenté sur la figure 9 pour une stimulation à 1000 Hz chez un normo-entendant.

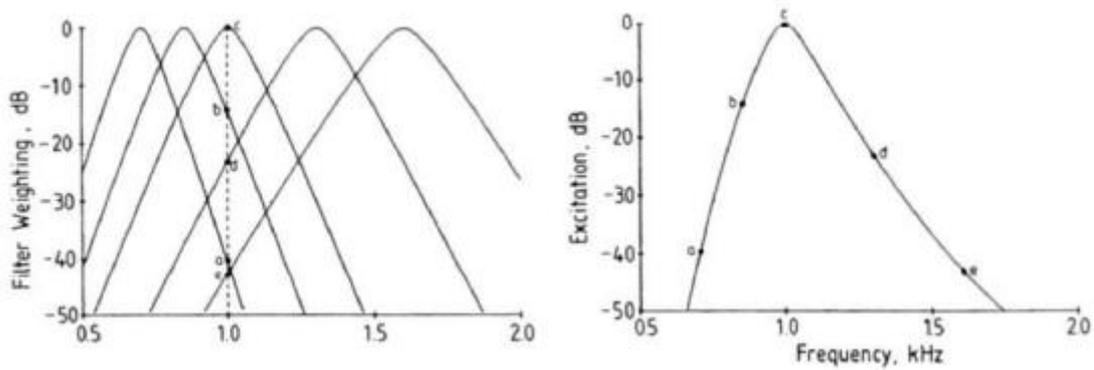


Figure 9 Pattern d'excitation correspondant à une stimulation à 1000 Hz [21]

La représentation de l'allure des patterns d'excitation permet d'en connaître plus sur la perception d'un son complexe.

La perception des composantes d'un son complexe se fait de manière très définie par l'oreille. En effet, la perception de certaines fréquences empêche la perception d'autres composantes. C'est ce qu'on appelle l'effet de masque. Il va se caractériser de deux manières [22] :

- Un son fort masque facilement un son faible,
- Un son masque facilement ceux dont la fréquence est supérieure.

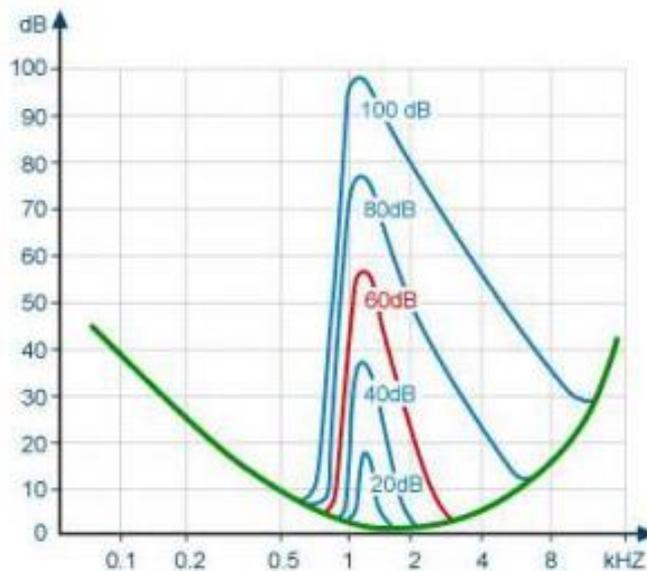


Figure 10 Représentation de l'effet de masque [22]

La courbe délimitant la zone du plan fréquence/amplitude dans laquelle un autre son ne sera plus perçu est appelée courbe de masquage ou pattern de masquage.

On observe ici sur cette figure 10 que le pattern de masquage d'un son pur présente une pente raide du côté des fréquences graves et une pente plus faible du côté des fréquences aiguës. Ceci confirme le fait que les fréquences graves masquent les fréquences aiguës.

Nous savons aussi qu'un son fort produit une réponse plus ou moins forte dans les canaux proches de la fréquence stimulée. L'enveloppe de cette réponse constitue le pattern d'excitation qui peut être assimilé à l'enveloppe des vibrations de la membrane basilaire renforcée par les mécanismes actifs des cellules ciliées externes comme nous l'avons vu précédemment dans le paragraphe 1-3) du chapitre I. La modélisation des filtres auditifs permet donc une représentation schématique de la membrane basilaire en réponse à un stimulus.

Un lien peut donc être établi entre l'allure des filtres auditifs et l'allure des courbes de masquages. En effet, nous pouvons observer sur la figure 11 le pattern d'excitation de deux sons purs de fort niveau, le premier étant un son pur de 500 Hz émis 90 dB SPL et le second un son pur de 1200 Hz émis 60 dB SPL.

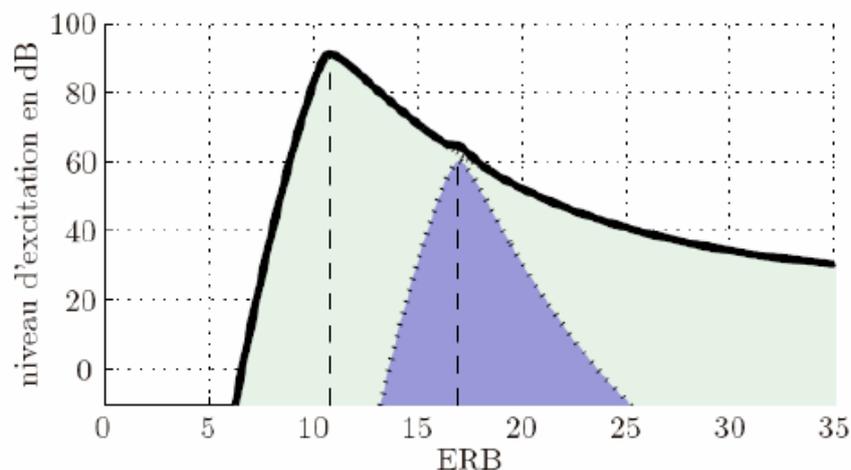


Figure 11 Pattern d'excitation de deux sons purs de fort niveau [23]

Nous constatons sur la figure 11 que le pattern d'excitation du premier son en bleu clair recouvre complètement le second pattern d'excitation du deuxième son pur représenté en bleu foncé.

Le pattern d'excitation résultant est donc confondu avec le premier pattern du son pur et ne présente plus qu'un seul pic fréquentiel [23]. Ceci laisse apparaître clairement le phénomène de masquage.

3) Rappels Historiques

3-1) Spectre de puissance et filtres auditifs

Le concept de bande critique est fondamental pour comprendre le mécanisme d'un son dans le système auditif. Ce concept a été introduit par Fletcher en 1940 [21] pour expliquer les actions de filtrage de l'appareil auditif humain. Il a observé le masquage d'un son par divers bruits à large bande. Il a pu déterminer que seule l'énergie contenue dans la bande de fréquence étudiée contribue au masquage du son pur émis [21].

Fletcher a donc pu proposer le premier modèle théorique des filtres auditifs. Il a mesuré les courbes d'accords psychophysiques au moyen d'expériences de masquage. Le but étant de mesurer le niveau nécessaire du masque suivant sa position spectrale pour qu'il masque le signal envoyé. Pour cela, il a postulé que le seuil de détection d'un son pur était directement proportionnel à la puissance du bruit masquant à travers un filtre rectangulaire centré à la fréquence du signal.

Cette expérience a permis de mesurer les courbes d'accords psychophysiques pour des oreilles normales et des oreilles malentendantes comme le montre la figure 12.

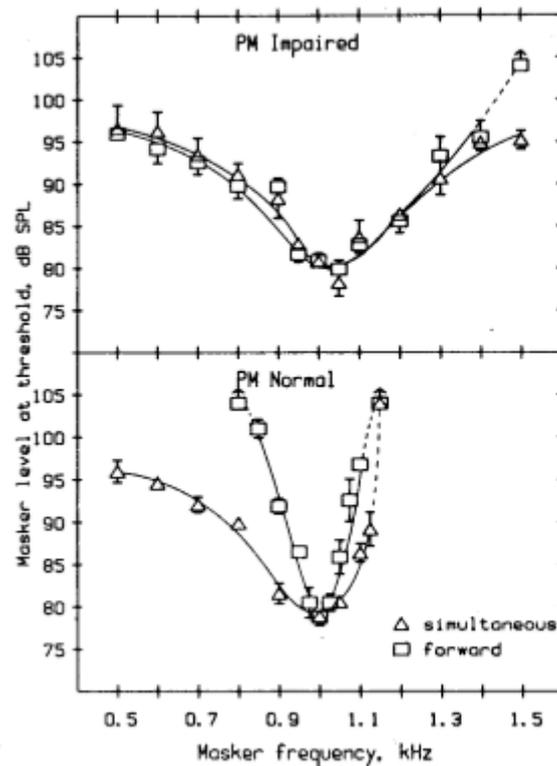


Figure 12 Courbes d'accords psychophysiques, oreille saine, oreille malentendante [21]

Cette expérience a permis d'élaborer un modèle du masquage basé sur les hypothèses suivantes [21] :

- Le système auditif peut être considéré comme un ensemble de filtres linéaires appelé filtres auditifs,
- La détection d'un son pur fait appel à un seul de ces filtres, celui où le rapport signal/bruit est maximum,
- Seules les composantes du bruit passant dans ce filtre ont une incidence sur le masquage,
- Le seuil de détection de la sinusoïde est à peu près égal au niveau du bruit dans le filtre.

Nous savons aujourd'hui qu'aucune de ces hypothèses n'est juste cependant, malgré ces imperfections, le modèle des filtres auditifs reste largement utilisé.

Par la suite, sur le modèle de Fletcher, Patterson [24] a montré en 1974 que la réponse en fréquence des filtres auditifs notée $W(f)$ pouvait être mesurée de manière précise au moyen d'expériences de masquage. Pour cela, il a mesuré des seuils de sons purs P_s , au travers d'un bruit masquant caractérisé par sa densité spectrale $N(f)$. Le seuil de détection étant défini comme étant proportionnel à la puissance du bruit masquant, il a appliqué une constante de proportionnalité noté K [24].

Cette formule s'écrit de la façon suivante :

$$P_s = K \cdot \int_0^{\infty} N(f) \cdot W(f) df$$

P_s : puissance émise du son pur

K : constante de proportionnalité

$N(f)$: densité spectrale du bruit masquant

$W(f)$: réponse en fréquence des filtres auditifs

Dans cette série de mesures, Patterson a eu recours à l'utilisation d'un bruit passe-bas puis d'un bruit passe-haut de niveau fixe mais de fréquence de coupure variable. Cependant, en analysant ses résultats, Patterson remarque un phénomène incontrôlable : l'écoute hors fréquence. Ce phénomène provient du fait que le signal émis est perçu par un filtre adjacent où le rapport signal/bruit est meilleur [25].

3-2) Bruit à échancrure

Pour limiter ce phénomène d'écoute hors fréquence, Patterson en 1976 a utilisé un bruit comportant une échancrure centrée à la fréquence du son pur à étudier [25].

Cependant, cette méthode de calcul suppose que les filtres auditifs sont symétriques ce qui est seulement le cas lorsque le niveau spectral du bruit blanc est environ de 40 dB SPL comme le montrent Egan et Hake en 1950 [26] et Weber en 1977 [27].

A des niveaux plus ou moins élevés, les filtres sont asymétriques Weber 1977 [27], Lufti et Patterson 1984 [28].

C'est donc pour cette raison que Patterson a modifié sa méthode de masquage et a situé l'échancrure du bruit masquant de façon à ce qu'elle soit parfois symétrique et d'autres fois asymétrique par rapport à la fréquence centrale du son pur étudié [24].

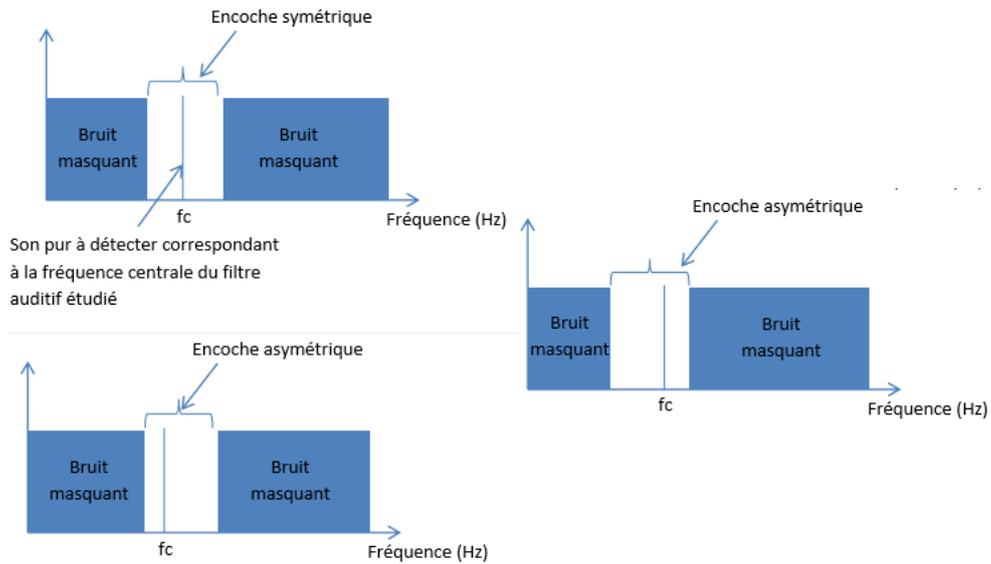


Figure 13 Représentation des différentes encoches [24]

Nous pouvons également noter qu'en 1984 Glasberg et Moore [29] ont mesuré les filtres auditifs des mêmes sujets en utilisant trois types de bruits masquant différents : un bruit blanc à échancrure, un signal masquant constitué de deux sinusoïdes et un bruit dont le spectre varie de façon sinusoïdale.

Les résultats ont montré que pour ces trois types de spectres, l'allure des filtres auditifs est globalement similaire. Cependant, les résultats obtenus avec un signal masquant constitué de deux sinusoïdes montrent quelques distorsions dans la zone passante du filtre dues à l'effet de battement. Pour rappel, le phénomène de battement est un exemple d'interférence qui intervient lorsque deux sources sonores sont de fréquences très proches mais non identiques [30].

De plus, les filtres obtenus à partir du bruit masquant dont le spectre varie de façon sinusoïdale sont plus larges à cause de l'écoute hors fréquence caractéristique.

Ils en ont donc conclu que c'est l'utilisation du bruit à échancrure qui conduit aux résultats les plus fiables [31].

3-3) Modèle des filtres auditifs : les fonctions « rounded exponential »

En 1982, Patterson et al [32] ont émis une nouvelle fonction permettant de rendre compte de la forme des filtres auditifs. Cette fonction est appelée « rounded exponential » ou roex.

Dans ce modèle de filtres, il convient de dire que les filtres sont symétriques sur une échelle logarithmique et que l'étalement de ces filtres loin de la fréquence centrale est négligeable.

Cette fonction s'écrit alors sous la forme suivante :

$$W(g) = (1 + pg)e^{-pg}$$

Où g représente l'écart relatif entre la fréquence f de calcul à la fréquence centrale f_c du filtre, et p est un paramètre déterminant la largeur du filtre [33].

Sous l'hypothèse que les filtres auditifs sont cette fois-ci asymétriques sur une échelle logarithmique, on considère deux fonctions pour déterminer la partie inférieure et la partie supérieure de la courbe de réponse du filtre auditif à la fréquence centrale.

Ces fonctions s'écrivent respectivement sous la forme suivante :

Pour la partie basse : $W_l(g) = (1 - r) \cdot (1 + plg) \cdot e^{-plg} + r$

Pour la partie haute : $W_u(g) = (1 - r) \cdot (1 + pug) \cdot e^{-pug} + r$

Où p_l et p_u (l pour « low » et u pour « up ») représentent un paramètre déterminant la largeur des filtres relatifs à la partie basse et à la partie haute du spectre et r est un paramètre qui permet d'atténuer l'allure des filtres sur les extrémités du spectre.

La courbe de réponse sera obtenue avec la formule $W_l(g)$ pour la partie basse du spectre et avec la formule $W_u(g)$ pour la partie haute du spectre comme nous le montre la figure 14.

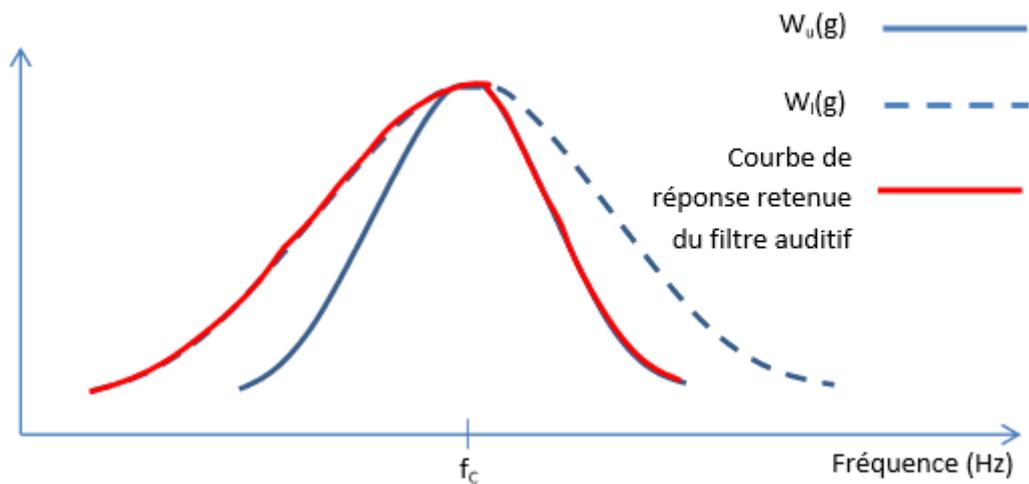


Figure 14 Illustration de la forme des filtres auditifs [34]

C'est grâce à ces trois valeurs, p_l , p_u et r que nous déterminerons plus tard la forme de nos filtres auditifs.

3-4) Les bandes rectangulaires équivalentes BRE ou ERB (Equivalent rectangular Bandwidth)

Moore et Glasberg en 1983 [35], ont introduit le concept de la bande rectangulaire équivalente (ERB) dans le but de remplacer l'échelle de barks dans les bandes critiques décrites précédemment dans le paragraphe 2-2) du chapitre I. ERB est la bande rectangulaire équivalente qui correspond à la même surface et donc à la même énergie que la bande passante d'un filtre auditif défini à -3dB.

Cette bande rectangulaire équivalente peut être définie par les formules suivantes :

$$ERB = 24.7(4.37f_c + 1) \quad [35]$$

$$ERB = 4 \cdot \frac{f_c}{p} \quad \text{Si } p_l = p_u \quad [35]$$

$$ERB = 6.23 \cdot f_c^2 + 93.39f_c + 28.52 \quad [34]$$

Où f_c est exprimé en kHz.

La bande rectangulaire équivalente peut être représentée sous la forme suivante.

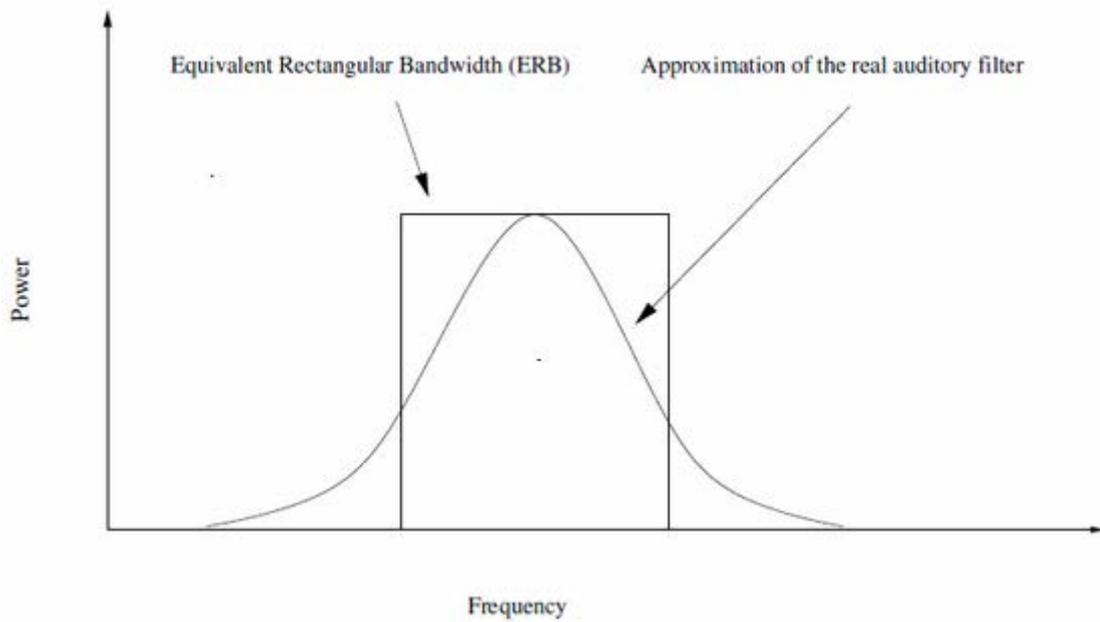


Figure 15 Principe du filtre rectangulaire équivalent au filtre auditif [35]

Suite à cela, Patterson et Coll [37] ont pu définir une nouvelle échelle fréquentielle en concurrence à celle des barks comme nous le montre la figure ci-dessous.

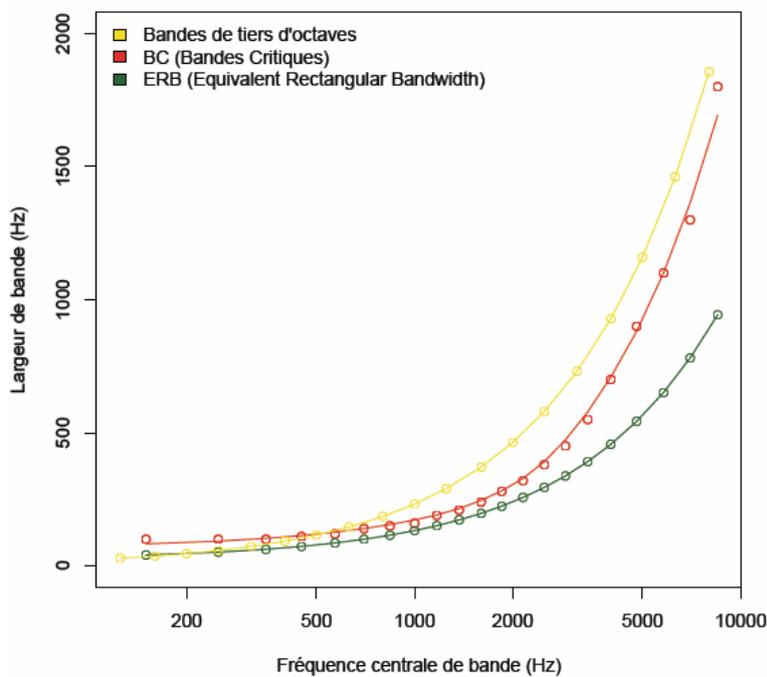


Figure 16 Comparaison ERB, bandes critiques et 1/3 d'octave [35]

Nous remarquons sur la figure 16 que les ERB ont une largeur de bande en Hertz similaire aux bandes critiques et aux tiers d'octave pour les fréquences graves et mediums, la différence se fait surtout au niveau des fréquences aiguës où les ERB ont une largeur de bande plus étroite.

C'est grâce à cette similitude entre ERB et tiers d'octave que nous pouvons noter que lors d'une mesure acoustique, pour déterminer un niveau sonore avec un sonomètre, nous procédons souvent à une décomposition du spectre du bruit étudié par bandes de tiers d'octave. Cela s'explique par le fait qu'une décomposition spectrale en 1/3 d'octave permet de se rapprocher de l'analyse fréquentielle opérée par notre système auditif.

4) Premiers résultats

4-1) Première recherche de Brian Moore

A l'aide de la méthode précédemment décrite du bruit à échancrure dans le paragraphe 3-2) du chapitre I, Moore en 1986 [38] a pu établir une première distribution statistique de la largeur des ERB pour des sujets ayant une audition normale, c'est-à-dire comprise entre zéro et vingt décibels. Cependant, une seule fréquence a été testée, le 2000 Hz. Pour cette fréquence, Moore a obtenu les résultats suivants :

- Un ERB moyen d'une valeur de 308 Hz,
- Un écart-type de 32 Hz.

En 1986, Glasberg et Moore [38] ont mesuré les filtres auditifs à trois fréquences (500, 1000 et 2000 Hz), chez 5 sujets ayant une perte auditive unilatérale. Ils ont pu en conclure qu'il y avait un élargissement des filtres auditifs du côté de l'oreille atteinte.

Grâce à ces tests, il a pu être conclu que la mesure des filtres auditifs auprès des malentendants avec un bruit à échancrure ne semble pas poser de problème [38].

En poussant leur étude, Glasberg et Moore ont montré que les filtres auditifs ont tendance à s'élargir avec une perte d'audition mais qu'il peut y avoir une variabilité considérable des ERB chez des sujets présentant des mêmes seuils audiométriques.

4-2) Le logiciel Shape

Le logiciel Shape, qui sera détaillé par la suite dans le protocole de notre étude, fournit les valeurs par défaut des bandes rectangulaires équivalentes comme référence pour les normo-entendants qui sont les suivantes :

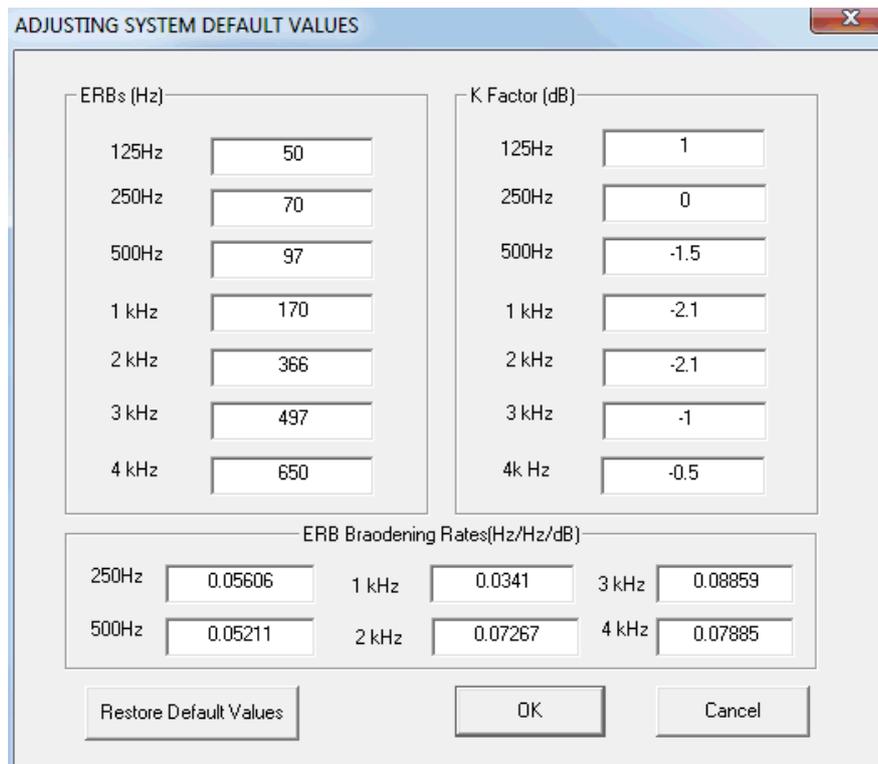


Figure 17 Valeurs par défaut du logiciel Shape

Ces valeurs nous permettront par la suite de comparer nos valeurs estimées chez les normo-entendants à celles données par le logiciel Shape.

4-3) Etude des filtres auditifs par Hétu et Tran Quoc

Une nouvelle étude a été réalisée en 1992 [39] sur les filtres auditifs de personnes normo-entendantes pour les fréquences centrales 250, 500, 1000, 2000, 3000 et 4000 Hz. Cette étude a été réalisée auprès de 96 sujets âgés de 18 à 26 ans dont les seuils d'audition étaient inférieurs à 15 dB HL. La procédure de mesure développée par l'Université de Montréal permet à l'aide du logiciel « Masking Threshold » de mesurer les seuils d'audition au travers d'un bruit masquant dont la densité spectrale du bruit à échanturage a été fixée à 40 dB SPL.

Après avoir mesuré les différents seuils au travers d'un bruit masquant, ils ont pu déterminer les ERB moyens de chaque fréquence comme nous le montre le tableau 2 suivant.

		Fréquence centre des filtres auditifs - Hz					
		250	500	1000	2000	3000	4000
Moyenne	EBR-Hz	91.9	116.6	192.3	388.5	559.6	695.2
90e	ERB-Hz	115.3	131.1	213.9	451.2	644.6	782.7
95e	ERB-Hz	123.3	137.2	218.8	465.3	669.6	820.9

Tableau 2 : Moyenne, 90 et 95ème percentiles de la distribution des ERB [39]

Les ERB moyen retenus reflètent pour les fréquences 250, 500, 1000, 2000, 3000 et 4000 Hz des bandes rectangulaires équivalentes de 92, 117, 192, 388, 560 et 695 Hz. Nous remarquons que ces valeurs sont globalement équivalentes aux valeurs définies par le logiciel Shape.

Cette méthode de mesure est celle que nous avons utilisée dans cette étude et qui sera décrite plus en détail dans la partie protocole.

III) Protocole de l'étude permettant d'estimer les filtres auditifs

1) Sélection des patients

La sélection de nos sujets testés a été définie par différents critères.

1-1) Critères d'inclusion

- Personnes présentant un conduit auditif sain et dégagé. Indispensable pour la réalisation du test audiométrique et du test concernant les filtres auditifs,
- Concernant les normo-entendants, une perte tonale moyenne inférieure à 20 dB HL,
- Concernant les surdités légères, les pertes pouvaient être uni ou bilatérales, symétriques ou non, plates ou de type presbyacousie, avec une perte tonale moyenne comprise entre 21 dB et 40 dB HL,
- Concernant les surdités moyennes les pertes pouvaient également être uni ou bilatérales, symétriques ou non, plates ou de type presbyacousie, avec une perte tonale moyenne comprise entre 41 dB et 70 dB HL.

1-2) Critères d'exclusion

- Présence d'un bouchon de cérumen ou d'un corps étranger dans le conduit auditif externe,
- Personnes incapables de comprendre une question simple ou de rester concentrées sur une durée d'une heure.

1-3) Echantillonnage

L'échantillonnage des patients testés est de 80 oreilles respectivement classées en :

- 30 oreilles pour les normo-entendants,
- 30 oreilles pour les surdités légères,
- 20 oreilles pour les surdités moyennes.

Les patients sont âgés de 21 ans à 92 ans avec une moyenne d'âge pour cet échantillonnage de 62 ans.

Le recrutement des patients s'est effectué sur la base du volontariat au sein de ma promotion, de ma famille, d'amis, ainsi qu'au sein du Centre Entendre à Bar-le-Duc dans lequel le stage de 3^{ème} année a été effectué.

2) Matériel

Dans le cadre de ce mémoire, nous avons eu recours à l'utilisation de plusieurs matériels et logiciels pour réaliser cette étude :

- Deux ordinateurs, le premier étant un ordinateur de la Faculté de Pharmacie de Nancy, et le second étant un ordinateur portable gentiment prêté par l'Institut National de Recherche et Sécurité (INRS) pour nous permettre d'effectuer nos mesures à différents endroits. Ces deux ordinateurs étaient tous deux équipés d'un casque TDH-39 préalablement calibré,
- Un otoscope a également été mis à notre disposition pour nous permettre d'effectuer nos otoscopies,
- Le logiciel « Masking Threshold ». Ce logiciel créé par l'Université d'Ottawa permet de déterminer au moyen d'expériences de masquage, les différents seuils de perception d'un son pur au travers d'un bruit masquant. Celui-ci sera plus détaillé dans la partie passation des tests,
- Le logiciel « Shape ». Ce logiciel permet grâce au seuil précédemment déterminé de mesurer les différentes valeurs **ERB**, **p_l**, **p_u** et **r**, précédemment décrites dans la partie « Modèle des filtres : les fonctions rounded exponentiale ».
- Le programme « Traçage » écrit sous le logiciel « Matlab » permet de dessiner les filtres auditifs, grâce aux formules vues précédemment dans le paragraphe 3-3) « les fonctions rounded exponentiale » du chapitre II.

3) Passation des tests

La passation des examens a été définie de la sorte:

- Otoscopie,
- Audiométrie tonale liminaire HL au casque TDH-39,
- Recherche des seuils auditifs au travers d'un bruit masquant.

3-1) Otoscopie

Dans un premier temps, une otoscopie est effectuée pour visualiser la membrane tympanique et le conduit auditif externe. Elle permet d'éliminer toute contre-indication à la réalisation de nos futurs examens.

3-2) Audiométrie tonale

Dans un second temps, une audiométrie tonale liminaire HL au casque est réalisée. Elle a pour but de mesurer le seuil d'audition du patient, c'est-à-dire l'intensité minimale perçue par le patient à différentes fréquences.

Elle me permet de classer les différents patients selon leur perte d'audition entre les normo-entendants, les surdités légères et les surdités moyennes selon la classification du BIAP [40].

Ce test a été réalisé grâce au logiciel « Masking Threshold » avec le module « Absolute Threshold » qui permet de mesurer le seuil d'audition de manière précise. En effet, une mesure des niveaux des seuils en dB HL en fonction du temps apparaît. Tant que le son est perçu par le patient, celui-ci appuie sur le bouton de commande pour diminuer le niveau du son pur. Quand le son pur n'est plus perçu, le patient relâche le bouton jusqu'à percevoir de nouveau le son pur. Il doit ensuite répéter l'opération plusieurs fois. Au bout de quelques secondes, le seuil de perception est déterminé dans l'encadré « Average level » en moyennant les oscillations obtenues autour du seuil.

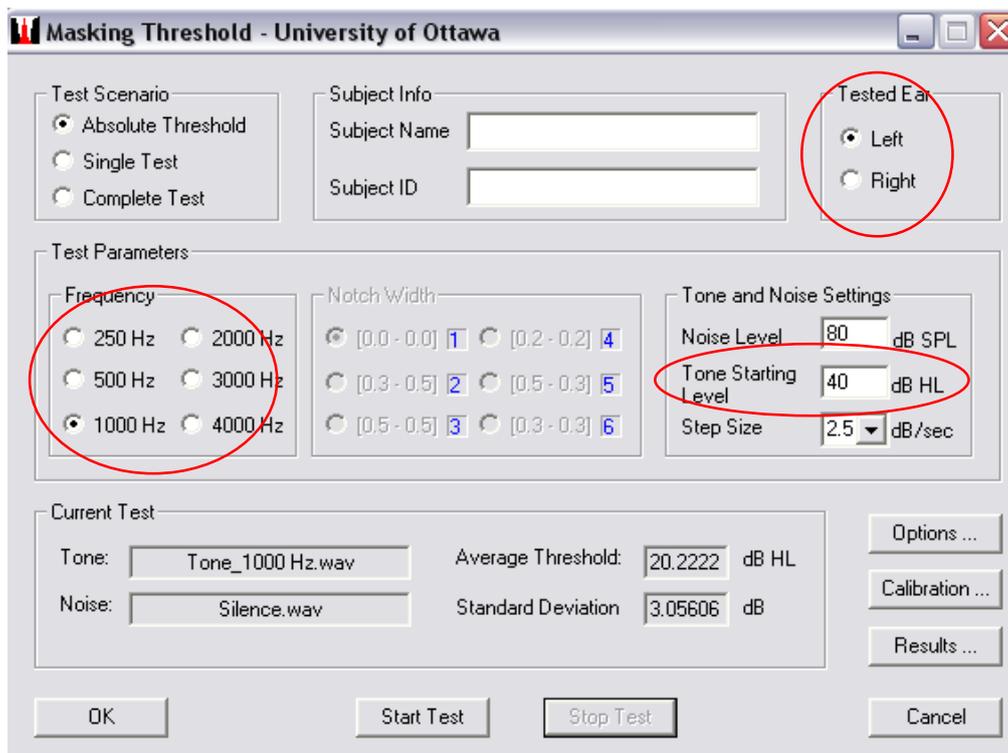


Figure 18 Capture d'écran du logiciel "Masking Threshold"

L'opérateur choisit alors avant de commencer le test :

- La fréquence à étudier (250, 500, 1000, 2000, 3000 ou 4000 Hz),
- Le niveau d'intensité de départ du son pur,
- Ainsi que l'oreille testée comme le montre la figure 18.

Nous expliquons donc au patient qu'il va entendre un son, et que tant que celui-ci est perçu même très faiblement il lui faut garder le doigt appuyé sur le bouton de commande et le relâcher quand celui-ci n'est plus perçu. Nous commençons le test et au bout de quelques secondes la moyenne des oscillations apparaît dans l'encadré rouge de la figure 19.

Nous répétons le test fréquence par fréquence puis passons à l'oreille contro-latérale.

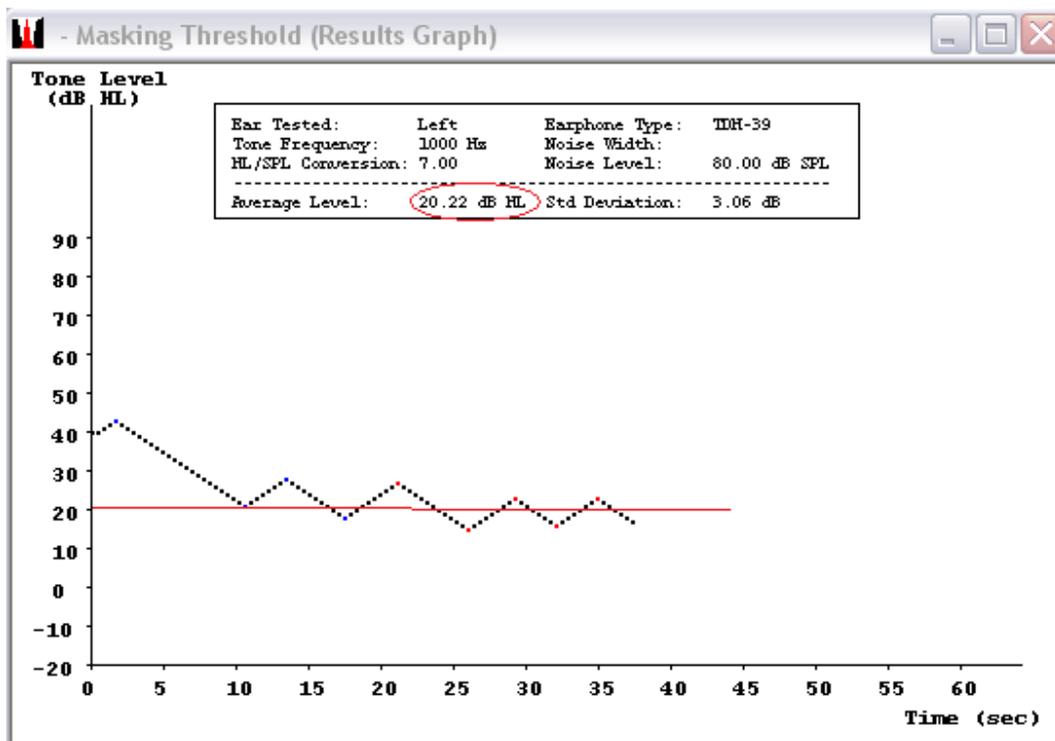


Figure 19 Capture d'écran d'un audiogramme

Nous observons sur la figure 19 que la moyenne des oscillations représentées par le trait rouge est directement calculée par la logiciel et reportée dans l'encadré rouge « Average level ».

3-3) Recherche des seuils auditifs au travers d'un bruit masquant

Suite à l'audiométrie tonale, nous réalisons la recherche des seuils auditifs au travers d'un bruit masquant. Cette détermination de seuil va nous permettre par la suite de calculer les valeurs nécessaires au traçage de nos filtres auditifs grâce aux formules données dans le paragraphe 3-3 « Les fonctions rounded exponentiale » du chapitre II. Le bruit masquant utilisé est un bruit blanc. Le bruit blanc est composé de toutes les fréquences du spectre audible qui sont émises à une même intensité.

Ce test est réalisé grâce au logiciel « Masking Threshold » par le module « Single test » entouré en rouge dans la figure 20. Le principe du test est globalement le même que pour l'audiométrie tonale sauf qu'un bruit blanc vient s'ajouter en ipsilatéral pour masquer le son pur. Le but du test est donc de percevoir le son pur au travers du bruit masquant.

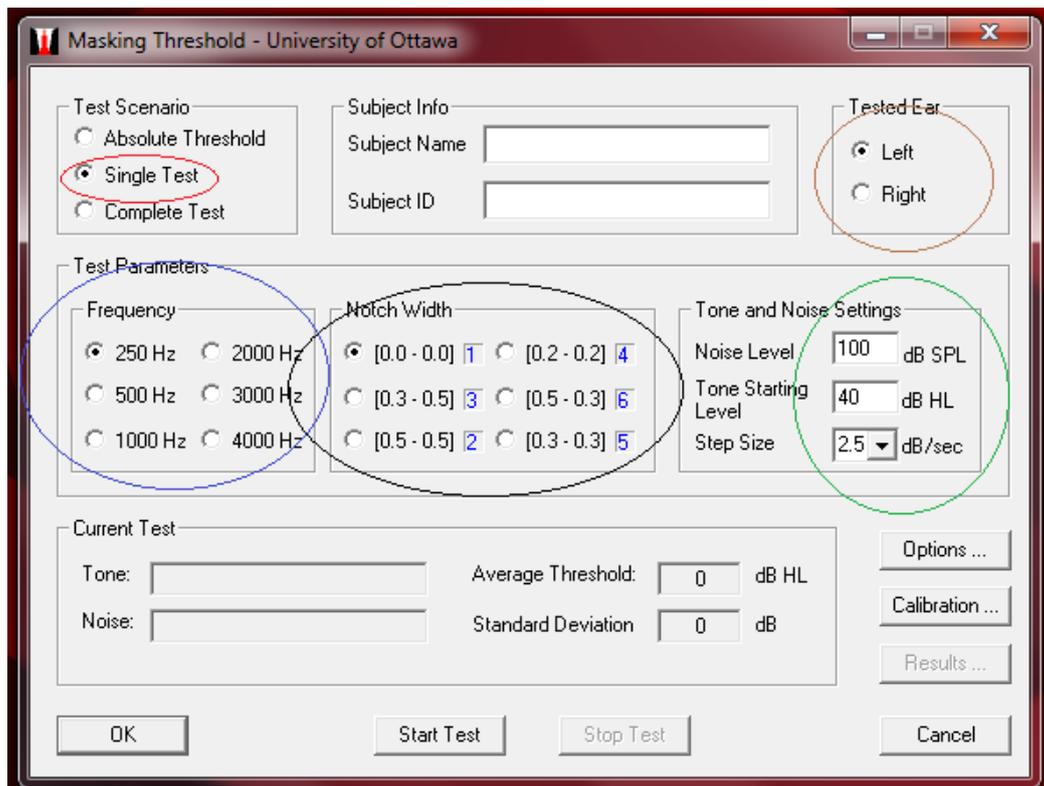


Figure 20 Capture d'écran de l'onglet "Single test"

Dans la continuité de l'audiométrie tonale, avant de lancer la mesure, l'opérateur choisit :

- La fréquence centrale du filtre à étudier ici entouré en bleu (250, 500, 1000, 2000, 3000 et 4000 Hz),
- Le niveau de départ du son pur (40 dB SPL),
- Le niveau du bruit blanc (80 dB),
- Le pas de l'augmentation du son pur (2,5 dB/sec) visible dans l'encadré vert,
- L'oreille testée dans l'encadré marron,
- L'encoche du bruit blanc dans la partie Notch Width en noir.

Au bout de quelques secondes de test, le seuil de perception est déterminé dans la partie « Average level » encadré en rouge sur la figure 21 en moyennant les oscillations obtenues.

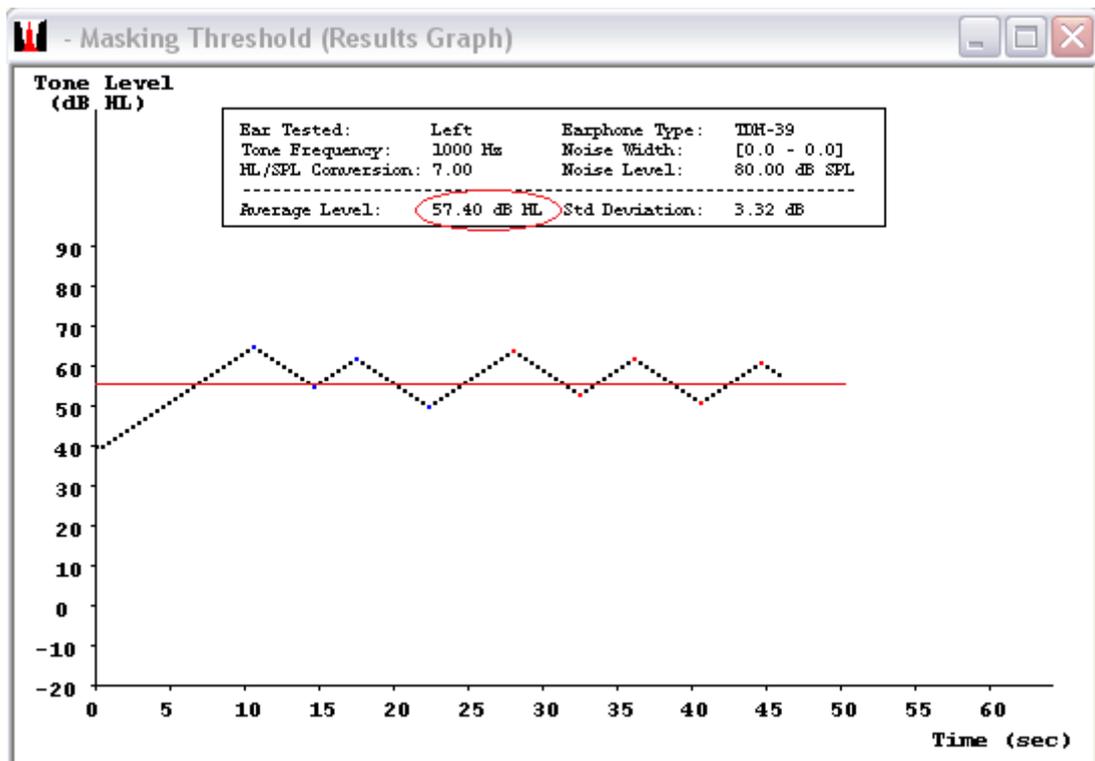


Figure 21 Capture d'écran pendant une recherche de seuil au travers d'un bruit masquant

Les mesures ont toutes été effectuées de la même manière :

- La première fréquence testée était le 250 Hz en commençant par la meilleure des deux oreilles.

Les seuils sont alors déterminés pour les 6 encoches dans l'ordre suivant :

1. [0.0-0.0]
2. [0.3-0.5]
3. [0.5-0.5]
4. [0.2-0.2]
5. [0.5-0.3]
6. [0.3-0.3]

Les encoches représentent la largeur et le positionnement de l'échancrure dans le bruit blanc par rapport à la fréquence centrale étudiée. En fonction de l'encoche, nous pratiquons soit un test symétrique [0 ; 0], [0.5 ; 0.5], [0.2 ; 0.2] et [0.3 ; 0.3] ; soit un test asymétrique [0.3 ; 0.5] et [0.5 ; 0.3].

A noter que le niveau de départ du son pur était toujours de 40 dB et que le niveau du bruit blanc était de 80 dB.

Une fois la fréquence 250 Hz testée sur la meilleure oreille, nous procédons à la détermination des seuils de la seconde oreille pour cette même fréquence. Nous testons ainsi les fréquences centrales une par une en alternant oreille droite et oreille gauche pour limiter toute fatigabilité auditive.

Le temps de passage de ce test dure en moyenne une heure et demande beaucoup d'attention et de patience de la part de chaque participant.

Les résultats sont ensuite reportés dans un tableau Excel dont des exemples pour chaque groupe de patients sont disponibles aux annexes 2,3 et 4. D'autres recherches de seuil sont également disponibles à l'annexe 1.

4) Dépouillement des mesures

Après avoir recueilli tous les seuils de toutes les fréquences et de toutes les encoches, le traitement des résultats est réalisé par deux logiciels.

4-1) Le logiciel Shape

Le premier logiciel Shape permet, en rentrant les différents seuils déterminés pour chaque encoche, d'estimer les valeurs de la bande rectangulaire équivalant **ERB**, et des coefficients **pl**, **pu** et **r** de la fonction représentative de la courbe de réponse du filtre auditif.

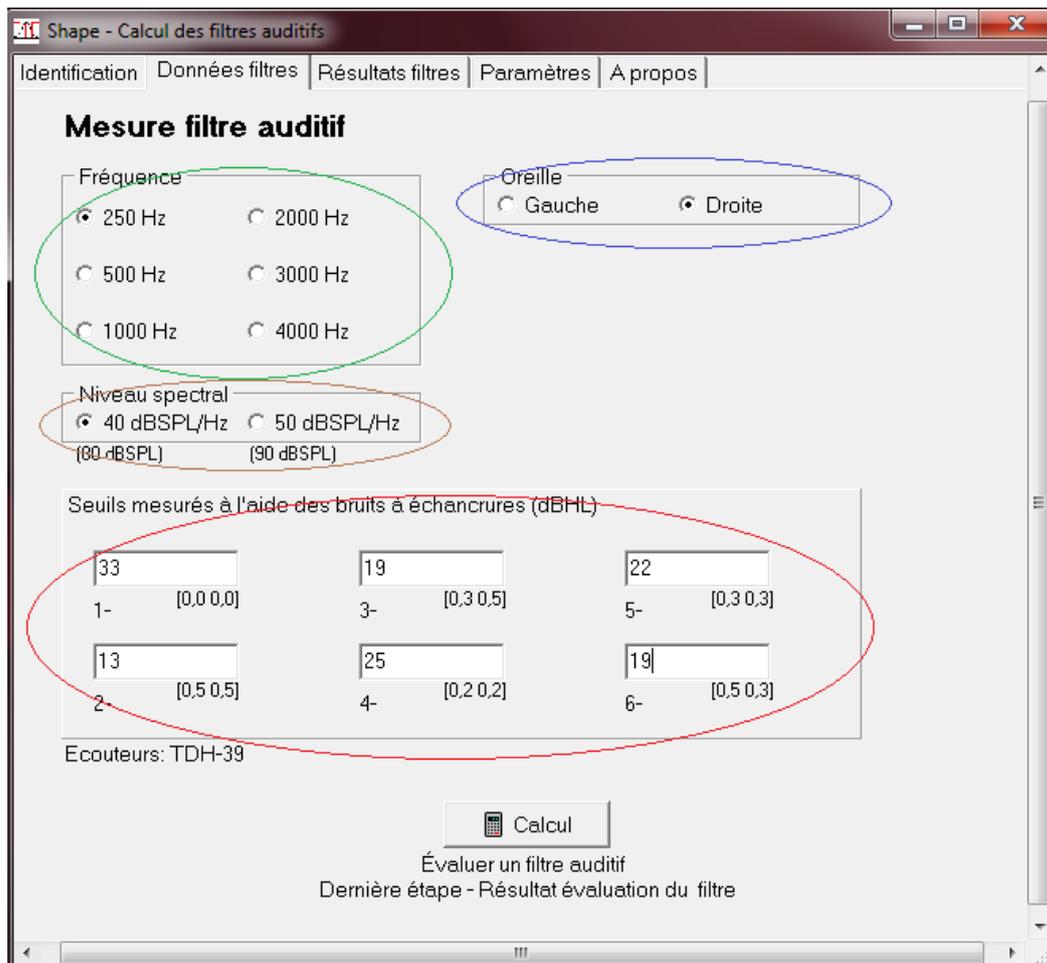


Figure 22 Capture d'écran du logiciel Shape

Pour cela, dans un premier temps, nous cochons la case correspondant à la fréquence centrale du filtre étudié dans l'encadré vert de la figure 22 avant de remplir les différentes cases avec les valeurs des seuils estimées pour chaque encoche dans l'encadré rouge.

Nous précisons également l'oreille testée ainsi que le niveau spectral du bruit dans les encadrés respectivement bleu et marron avant de lancer le calcul.

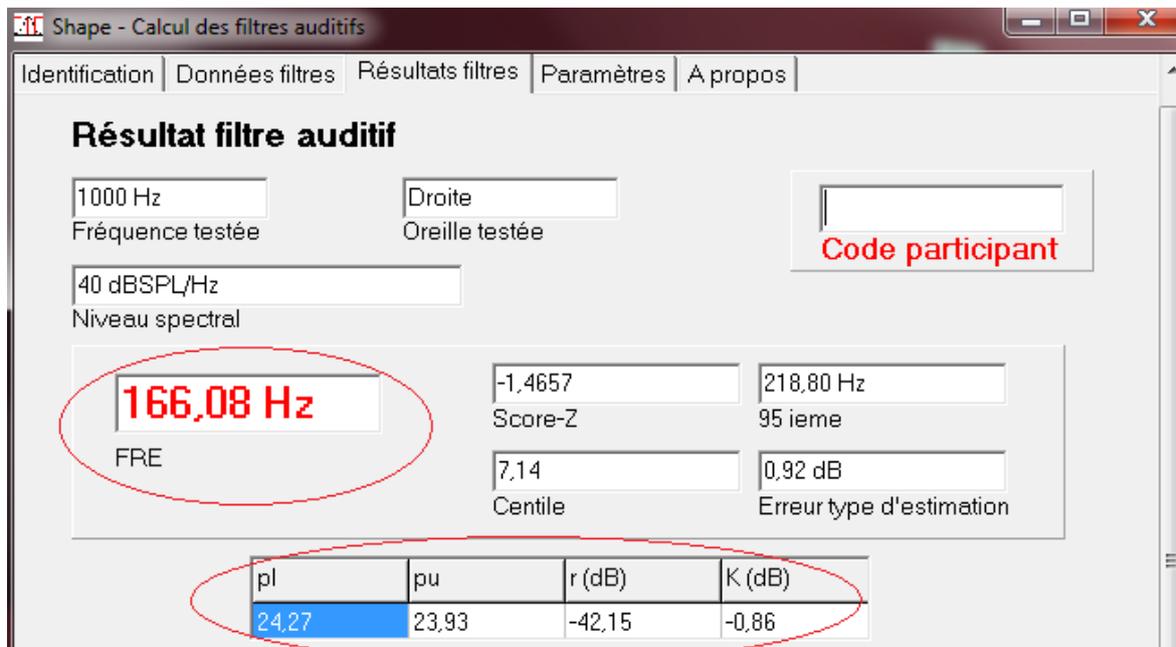


Figure 23 Capture d'écran après traitement des résultats du logiciel Shape

Une fois la procédure de calcul effectuée par le logiciel Shape, nous obtenons les valeurs des ERB et des différents coefficients p_l , p_u et r indiqués dans l'entouré en rouge sur la figure 23. Ces valeurs retenues sont reportées dans trois tableaux Excel disponibles aux annexes 5, 6 et 7.

4-2) Programme « Traçage » écrit sous Matlab

Ce logiciel de calcul nous permet, grâce aux valeurs p_l , p_u et r déterminées précédemment et aux formules rappelées dans le paragraphe 3-3) du chapitre II, de tracer l'allure des différents filtres auditifs. Ces valeurs sont saisies pour chaque filtre comme indiqué dans l'entouré rouge de la figure 24.

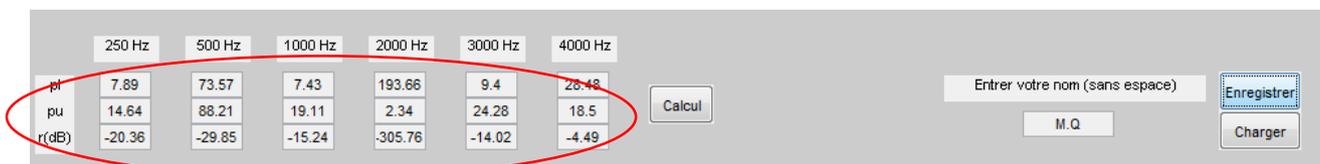


Figure 24 Capture d'écran du programme Traçage écrit sous Matlab

Nous obtenons après le calcul effectué par le programme Traçage l'allure du filtre auditif étudié.

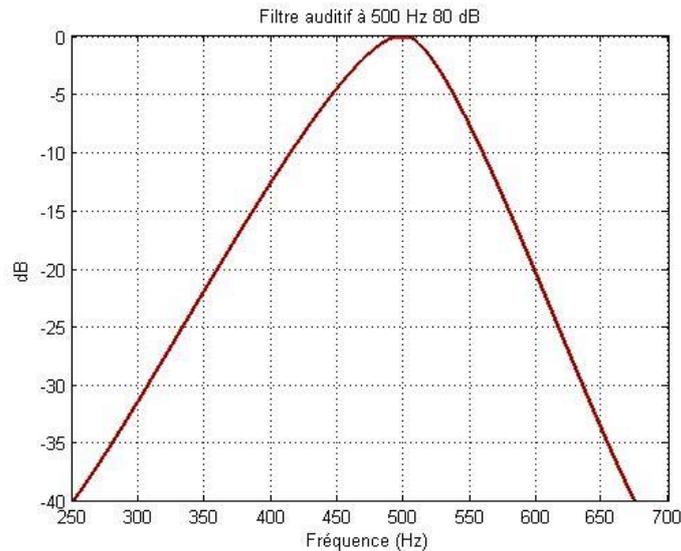


Figure 25 Représentation d'un filtre auditif par le programme "Traçage"

5) Biais des mesures

Les premiers résultats obtenus pour les coefficients p_l , p_u et r ont montré certaines incohérences, notamment pour les surdités moyennes.

En effet, certaines valeurs engendraient des filtres auditifs de forme aberrante. Nous pouvons penser que la mesure effectuée n'était pas adaptée aux surdités moyennes, plus précisément que l'encoche du bruit blanc n'était pas assez large.

A partir de ce constat, nous avons sur les conseils de Jean-Pierre Artz, chercheur à l'INRS convenu d'un écrémage des mesures effectuées.

Lorsque les tests utilisent des encoches symétriques, les seuils de perception pour l'encoche [0 ; 0] doivent être supérieurs à ceux de l'encoche [0.2 ; 0.2] qui eux-mêmes seront supérieurs à ceux de l'encoche [0.3 ; 0.3] et qui eux seront supérieurs à l'encoche [0.5 ; 0.5].

Pour les tests utilisant des encoches asymétriques, les seuils de l'encoche [0.5 ; 0.3] devront être inférieurs aux seuils de l'encoche [0.3 ; 0.5].

Deux exemples (tableau 3 et tableau 4) sont pointés pour illustrer cette logique. Lorsque nous affectons le chiffre « 1 » sur la ligne entière, cela signifie que les seuils déterminés pour chaque encoche sont en accord avec les tests symétriques ou asymétriques (tableau 3). Il n'y a donc pas de valeur à écarter.

Oreille Gauche							Test [0>0,2>0,3>0,5] :	Test [0,5- 0,3] < [0,3- 0,5]	Test [0,5-0,5] < [0,5-0,3] et [0,3-0,5] < [0,3- 0,3]:
Encoches									
Fr (Hz)	[0;0]	[0,3;0,5]	[0,5;0,5]	[0,2;0,2]	[0,5;0,3]	[0,3;0,3]			
250	33	16	13	24	15	19	1	1	1
500	47	21	15	34	20	25	1	1	1
1000	54	21	11	37	20	25	1	1	1
2000	53	23	11	32	17	25	1	1	1
3000	58	26	12	45	19	27	1	1	1
4000	56	30	8	47	15	31	1	1	1

Tableau 3 : Valeurs mesurées de Mr L dont la logique est respectée

Alors que dans le tableau 4, où les valeurs mesurées ne respectent plus la logique appliquée, nous affectons alors le chiffre « 0 ». Cela signifie que les seuils mesurés ne sont pas en accord avec l'élargissement des encoches. Il nous faut donc écarter ces valeurs.

Oreille Droite							Test [0>0,2>0,3>0,5] :	Test [0,5- 0,3] < [0,3- 0,5]	Test [0,5-0,5] < [0,5-0,3] et [0,3-0,5] < [0,3- 0,3]:
Encoches									
Fr (Hz)	[0 ;0]	[0,3 ;0,5]	[0,5 ;0,5]	[0,2 ;0,2]	[0,5 ;0,3]	[0,3 ;0,3]			
250	40	40	41	39	40	36	0	0	0
500	48	35	23	36	24	23	0	1	0
1000	55	53	46	51	48	51	0	1	0
2000	56	54	52	54	54	53	1	0	0
3000	56	53	52	53	53	53	0	0	0
4000	53	50	46	50	48	50	0	1	0

Tableau 4 : Valeurs mesurées de Mme M dont la logique n'est pas respectée

Le tableau 5a montre par exemple des valeurs des ERB, p_l et p_u aberrantes si nous ne pratiquons pas cet écrémage.

Si celui-ci est effectué, nous obtenons alors des valeurs plus réalistes et moins divergentes comme le montre le tableau 5b.

Oreille gauche						
Fréq(Hz)	250	500	1000	2000	3000	4000
BRE	238,32	75,5	441,15	3753,26	5691,01	7254,73
p_l	5,57	14,32	4,47	82,69	178,5	27,51
p_u	14,82	182,77	196,72	197,96	191,16	32,79
r	-5,13	-37,17	-75,26	-0,28	-0,23	-0,46

Tableau 5a : Illustration des coefficients p_l et p_u aberrants

Oreille gauche						
Fréq(Hz)	250	500	1000	2000	3000	4000
BRE	59,87	90,01	146,69	293,36	405,52	523,92
p_l	14,37	22,48	28,14	25,19	27,84	25,46
p_u	20,59	22,01	26,45	29,73	31,58	38,14
r	-27,5	-39,94	-51,54	-48,9	-57,23	-91,14

Tableau 5b : Illustration des coefficients p_l et p_u cohérents

Le tableau 6 montre que la majorité des valeurs supprimées en fonction de la fréquence centrale des filtres étudiés se trouvent dans le groupe des surdités moyennes.

Fréquences (Hz)	250	500	1000	2000	3000	4000
Normo-entendants	8	3	2	0	1	2
Surdités légères	10	2	6	6	10	9
Surdités moyennes	12	11	7	11	12	13

Tableau 6 : Valeurs supprimées pour chaque groupe en fonction de la fréquence centrale

IV) RESULTATS DE L'ETUDE

Après avoir réalisé les différents tests et recueilli tous les résultats nécessaires, nous avons détaillé et dessiné les filtres auditifs en fonction du degré d'audition.

1) Les Normo-entendants

1-1) Résultats des mesures

Pour les normo-entendants, nous avons regroupé dans un tableau les moyennes et les écarts-types des bandes passantes ERB pour chaque fréquence centrale des filtres étudiés. Nous avons ensuite fait une comparaison entre les valeurs ainsi obtenues et celles définies par défaut par le logiciel Shape comme nous le montre le tableau 7.

Fréquences (Hz)	Moyenne mesuré des ERB (Hz)	Ecart type ERB	Valeurs normales des ERB du logiciel Shape (Hz)
250	86	20	70
500	100	16	97
1000	165	27	170
2000	319	50	366
3000	440	67	497
4000	621	89	650

Tableau 7 : Comparaison des ERB estimées sur des normo-entendants aux valeurs du logiciel Shape

Les résultats obtenus concordent aux valeurs préalablement définies par le logiciel Shape.

De plus, si nous comparons nos données avec celles des études effectuées précédemment par Moore et Tran Guoc, nous observons une concordance au niveau des ERB. Pour la fréquence 2000 Hz, Moore avait obtenu une valeur moyenne des ERB de 308 Hz tandis que Héту et Tran Guoc pour la même fréquence ont obtenu une ERB moyenne de 388 Hz. Nous avons obtenu une bande passante de 319 Hz, ce qui semble concorder aux précédentes études.

Afin de comparer nos résultats d'une manière plus claire, nous avons effectué un graphe qui compare nos ERB estimées à ceux définis par le logiciel Shape.

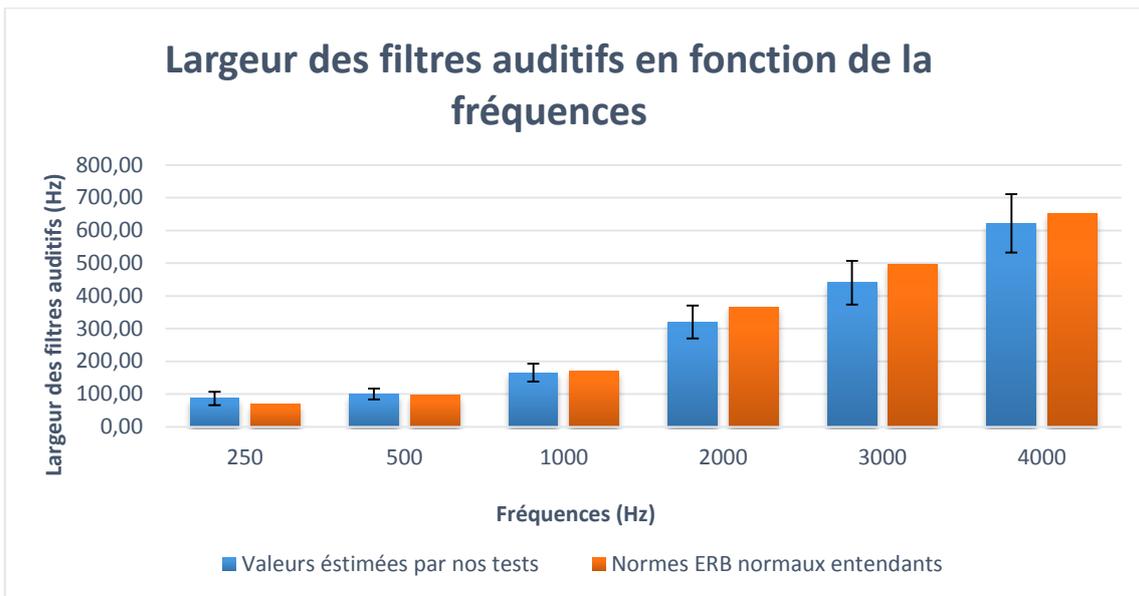


Figure 26 Graphe comparatif ERB estimées et des ERB définies par le logiciel shape

Nous pouvons observer sur la figure 26 en bleu les ERB estimées à partir de nos mesures, en noir les écarts-types et en rouge les ERB définies pour les normo-entendants par le logiciel Shape.

Nous constatons des bandes rectangulaires équivalentes peu étendues en fréquence. Leur largeur de bande va de 100 Hz pour les fréquences graves à environ 600 Hz pour les fréquences aiguës. Il en est de même pour les ERB définies par le logiciel Shape.

En effectuant le rapport des ERB mesurées sur les ERB définies par le logiciel Shape, nous observons une équivalence autour de 1.

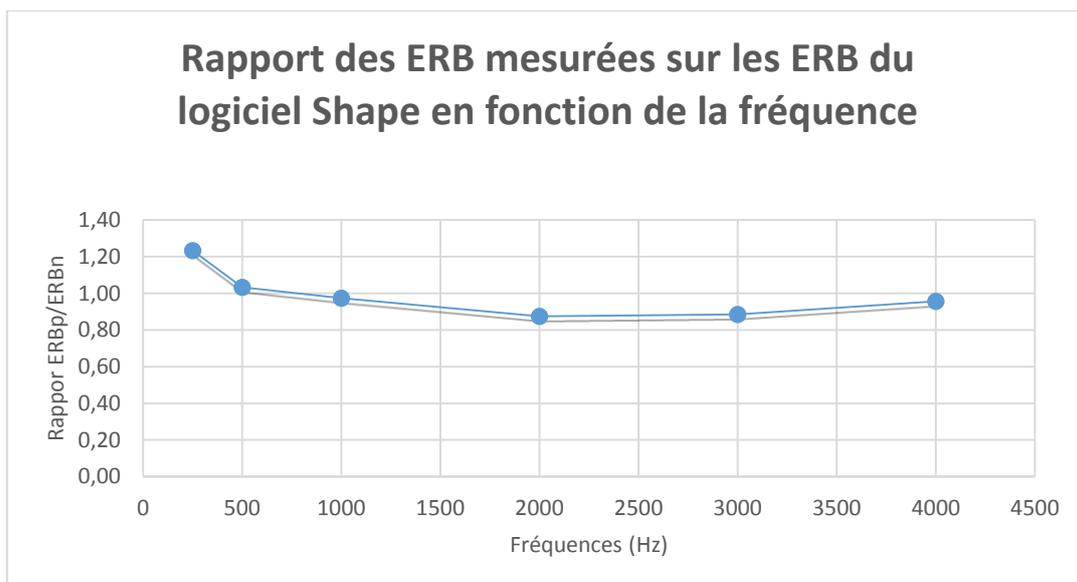


Figure 27 Rapport des ERB estimées sur les ERB du logiciel Shape

Nous notons que le rapport oscille autour de un, ce qui valide nos résultats sur le groupe normo-entendant.

Nous avons moyenné les différents p_l , p_u et r obtenus par le logiciel afin de pouvoir tracer un filtre auditif « type » pour les normo-entendants. Ceci pourra nous permettre par la suite de pouvoir comparer un filtre auditif obtenu pour un patient par rapport au filtre auditif type ainsi établi et de mettre en évidence une éventuelle distorsion. La synthèse des valeurs estimées est disponible à l'annexe 5.

1-2) Représentation des courbes de réponses des filtres auditifs chez un normo-entendant

La moyenne et l'écart-type de chaque coefficient p_l , p_u et r ont permis de tracer :

- Un filtre auditif moyen représenté en rouge sur la figure 28,
- Un filtre auditif moyen supérieur en prenant :
 $p_u = \text{moyenne}(p_u) + \text{écart-type}(p_u)$,
 $p_l = \text{moyenne}(p_l) + \text{écart-type}(p_l)$,
 $r = \text{moyenne}(r) + \text{écart-type}(r)$,
- Un filtre auditif moyen inférieur en prenant :
 $p_u = \text{moyenne}(p_u) - \text{écart-type}(p_u)$,
 $p_l = \text{moyenne}(p_l) - \text{écart-type}(p_l)$,
 $r = \text{moyenne}(r) - \text{écart-type}(r)$,

Ces deux derniers filtres auditifs (représentés par la zone grisée sur la figure 28) qui encadre le filtre moyen délimitent la plage du filtre auditif type.

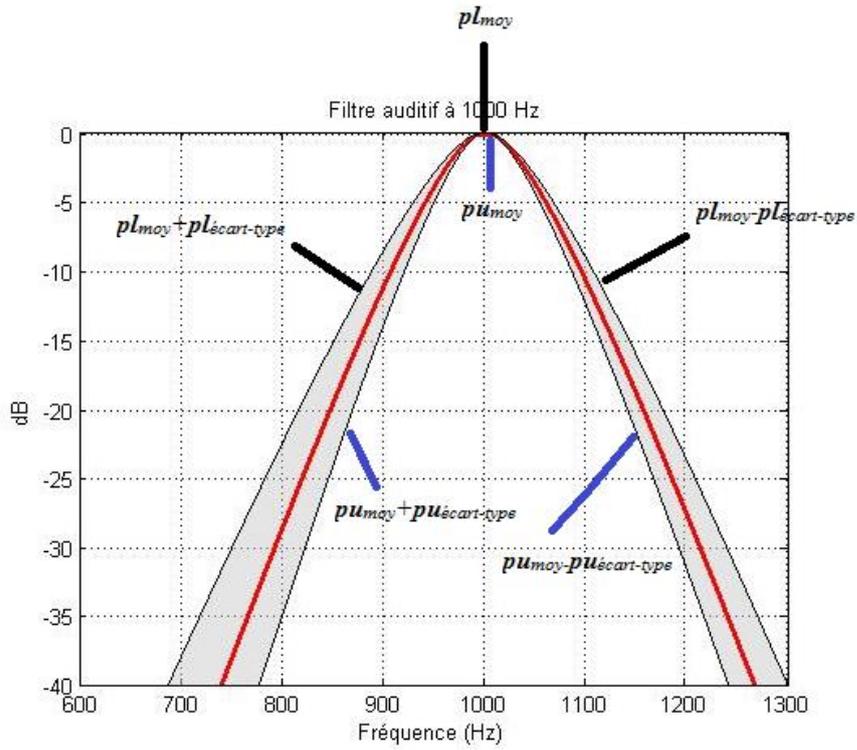


Figure 28 Représentation du calcul des différents écarts-types

Nous pouvons observer sur la figure 29 les filtres auditifs types d'un normo-entendant de 250 Hz à 4000 Hz.

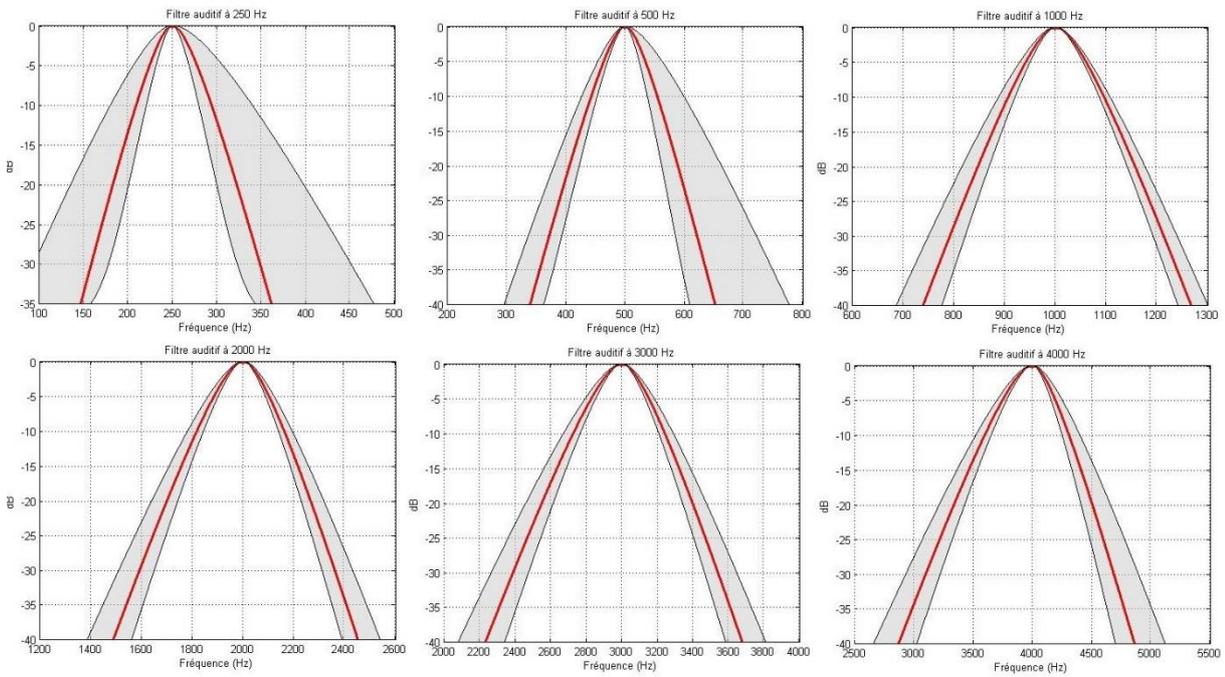


Figure 29 Illustration des filtres auditifs type d'un normo-entendant

Nous constatons des filtres auditifs assez symétriques, peu étendus en fréquence et bien centrés sur la fréquence centrale étudiée.

Nous pourrions ainsi comparer les filtres auditifs d'un patient avec les filtres auditifs types que nous venons d'établir comme nous le montre la figure 30.

Cette figure représente les filtres auditifs de Madame A normo-entendante en bleu, et nous permet de les comparer aux filtres auditifs « types » préalablement établis. Nous pouvons voir sur cette comparaison que les filtres auditifs de Madame A ont la même allure que les filtres auditifs « types ». Elle ne présente donc pas de distorsion au niveau de la sélectivité fréquentielle.

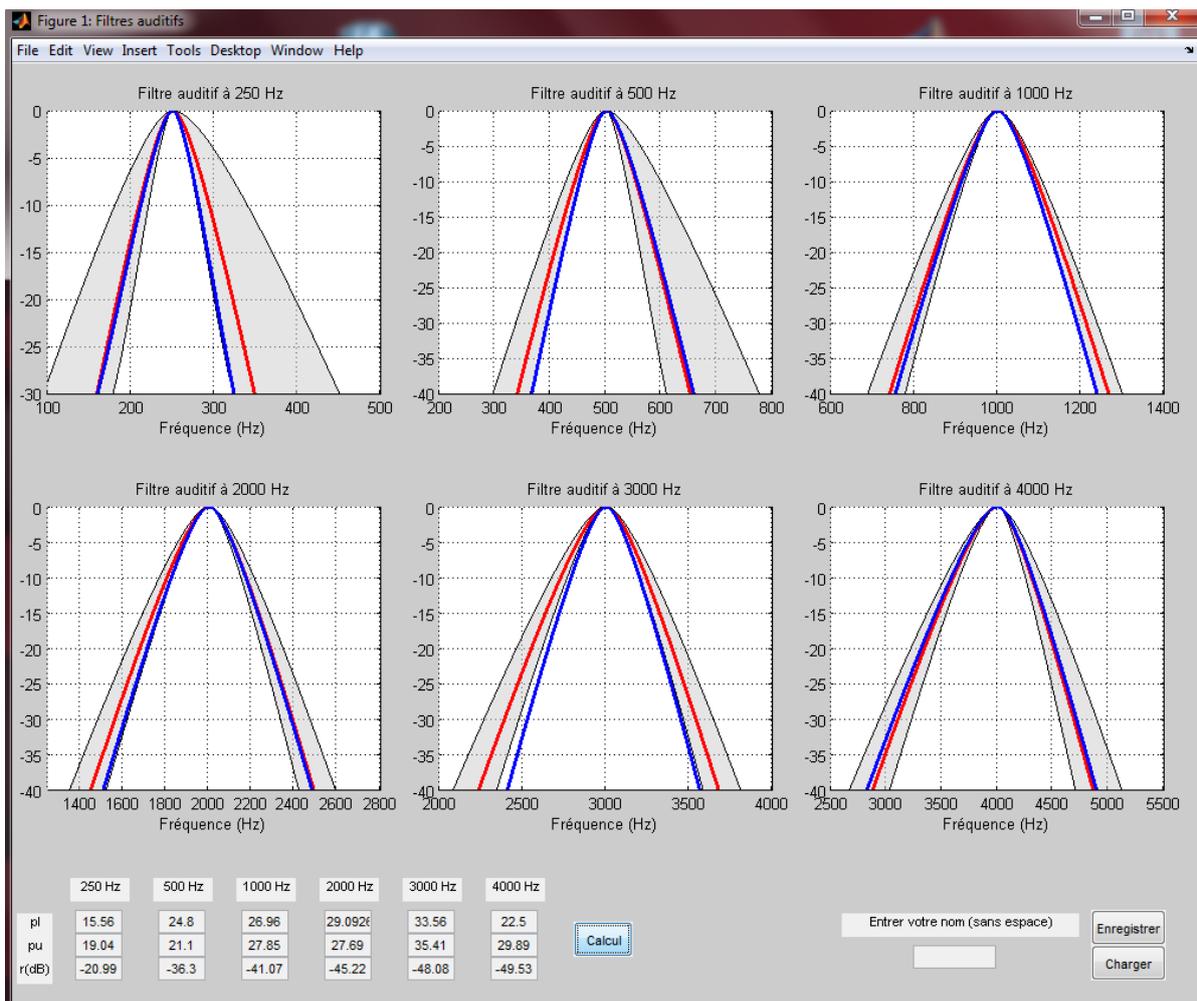


Figure 30 Comparaison des filtres auditifs d'un patient avec les filtres auditifs type

1-3) Etude du bruit masquant à plus forte intensité

Pour cette étude sur les filtres auditifs, nous avons également pensé à effectuer une seconde fois le même test mais avec un bruit masquant à 100 dB pour observer l'effet d'un bruit masquant

plus fort sur les filtres auditifs. Cependant la recherche des seuils auditifs s'est très vite avérée impossible car très peu de personnes arrivaient à supporter cette forte intensité.

Un comparatif a quand même pu être effectué sur Mr M, dont la même oreille a été testée à plusieurs jours d'intervalle à 80 dB puis à 100 dB. Nous pouvons observer ci-dessous la représentation du filtre auditif à 500 Hz de Mr M.

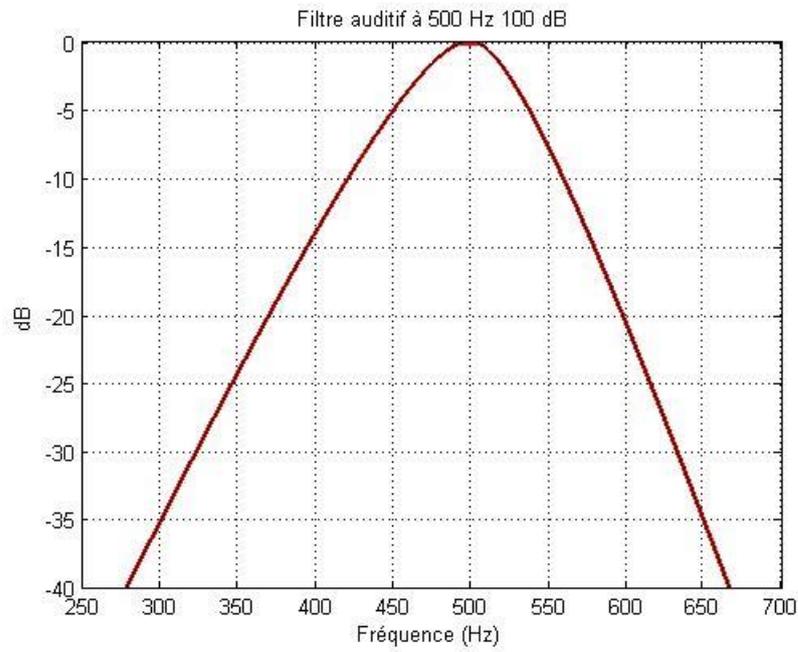


Figure 31 Filtre auditif de Mr M avec un bruit masquant à 80 dB

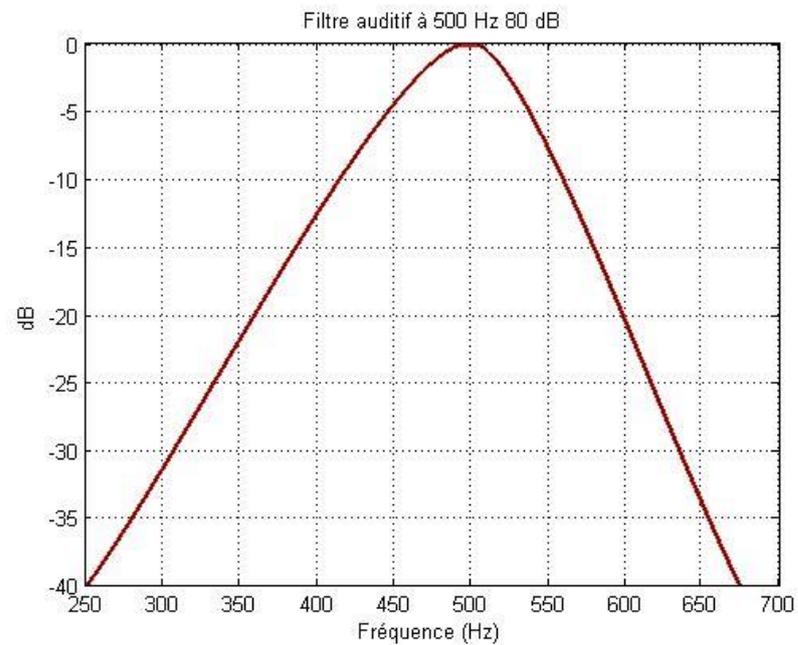


Figure 32 Filtre auditif de Mr M avec un bruit masquant à 100 dB

Nous constatons dans un premier temps un filtre auditif assez symétrique, centré sur le 500 Hz avec une ERB étendue en fréquence de 270 Hz à 660 Hz. Or dans un second temps, avec l'augmentation du bruit blanc à 100 dB, nous remarquons un léger élargissement avec une dissymétrie du filtre auditif dont la pente gauche est moins raide et s'éloigne vers les fréquences graves. La bande rectangulaire équivalente est cette fois-ci étendue en fréquence de 250 Hz à environ 670 Hz.

Il faudrait bien évidemment plus d'échantillons pour pouvoir conclure sur cet élargissement mais nous pouvons penser que de fortes intensités ont tendance à déformer les filtres auditifs.

2) Les surdités légères

2-1) Résultats des mesures

Nous répétons également le même traitement des données concernant les surdités légères, en effectuant de nouveau un tableau comparatif des ERB estimées pour nos tests et celles définies par le logiciel Shape pour les normo-entendants.

Fréquence (Hz)	Moyenne ERB estimées d'une surdité légère (Hz)	Ecart type ERB	Valeurs normales des ERB du logiciel Shape (Hz)
250	98	34	70
500	110	42	97
1000	185	44	170
2000	477	144	366
3000	652	242	497
4000	1328	555	650

Tableau 8 : Comparaison des ERB estimées des surdités légères aux valeurs du logiciel Shape

Une différence notable au niveau des ERB ainsi que des écart-type commence à être observée à partir de 2000 Hz.

Nous effectuons un nouveau graphique comparatif pour mieux observer cette différence.

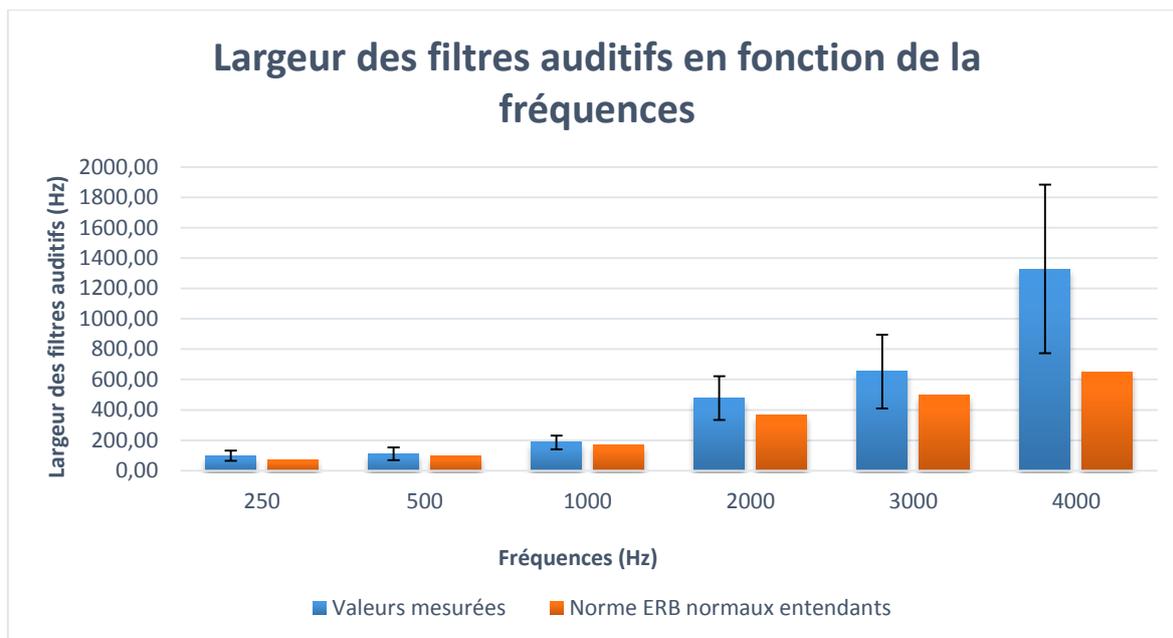


Figure 33 Graphe comparatif des ERB estimées pour les surdités légères et des ERB définies par le logiciel Shape

Nous notons un élargissement des ERB, plus marqué sur les fréquences aiguës que sur les fréquences graves. Nous constatons également un écart-type plus élevé en haute fréquence ce qui témoigne d'une disparité entre individus des élargissements des filtres auditifs.

Cet élargissement se confirme en observant le rapport des ERB estimées pour les malentendants sur les ERB des normo-entendants. Une nette augmentation du rapport à partir du 2000 Hz est constatée, avec une ERB deux fois plus grande pour la fréquence 4000 Hz.

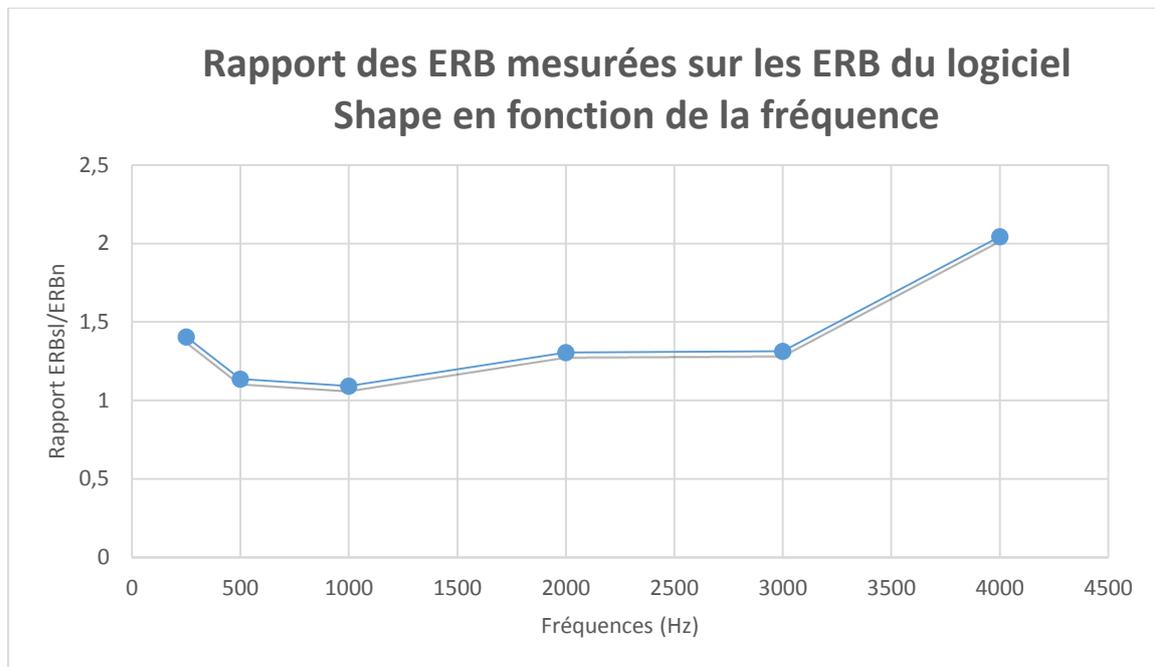


Figure 34 Graphe du rapport des ERB estimées sur les ERB définies par le logiciel Shape

2-2) Représentation des courbes de réponses des filtres auditifs d'une surdité légère

La figure 35 présente les filtres auditifs types pour les surdités légères.

Nous constatons un élargissement des filtres avec une asymétrie prononcée sur le 2000 et le 4000 Hz. Nous remarquons que la pente gauche des filtres auditifs qui chez les normo-entendants est bien raide a tendance à s'étendre de plus en plus vers les fréquences graves. C'est le même constat lors d'une augmentation d'intensité du bruit masquant comme nous l'avons vu dans la partie « étude d'un bruit masquant à plus forte intensité » du chapitre III.

Cet élargissement vers les fréquences graves va provoquer une baisse au niveau de la sélectivité et de la discrimination fréquentielle par les phénomènes de masquage vu précédemment dans le paragraphe 2-4) du chapitre II.

Les filtres ne sont plus aussi sélectifs par rapport à la fréquence centrale testée, ce qui devrait engendrer à terme quelques confusions en milieu bruyant.

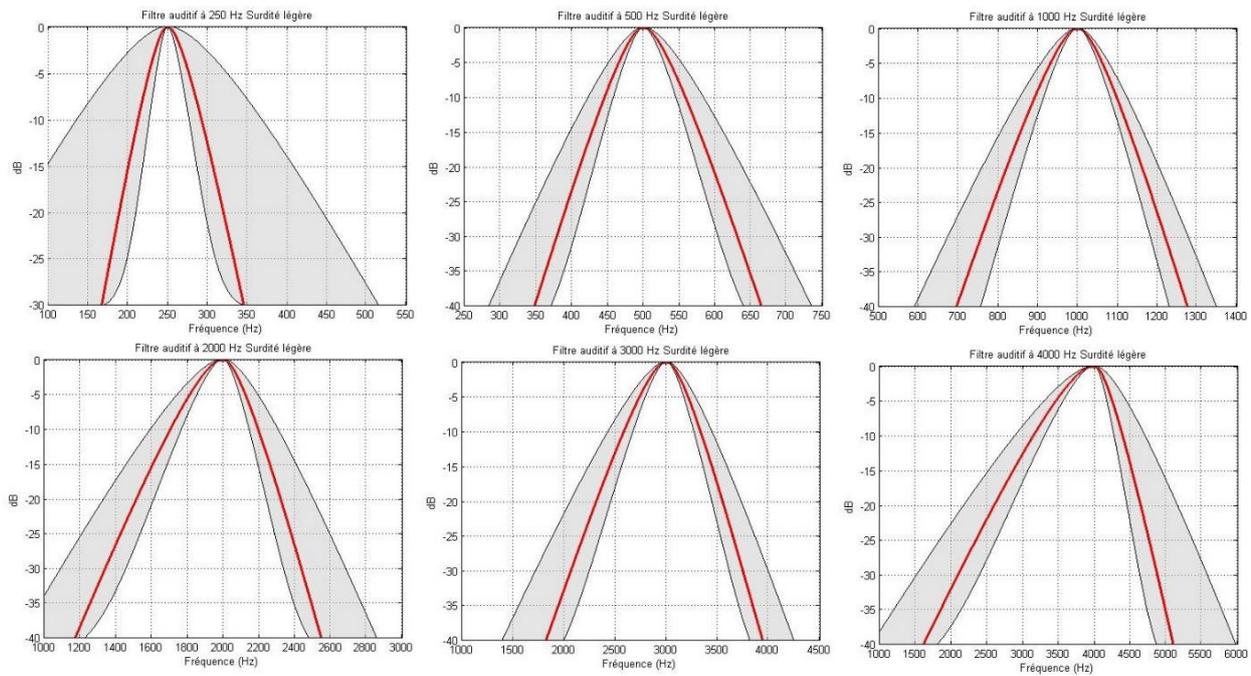


Figure 35 Illustration des filtres auditifs types d'une surdité légère

3) Les surdités moyennes

3-1) Résultats des mesures

Pour les surdités moyennes nous obtenons les résultats suivants :

Fréquence (Hz)	Moyenne ERB estimées d'une surdité moyenne (Hz)	Ecart type ERB	Valeurs normales des ERB du logiciel Shape (Hz)
250	193	164	70
500	159	97	97
1000	368	145	170
2000	1001	368	366
3000	1879	1725	497
4000	4000	2458	650

Tableau 9 : Comparaison des ERB estimées des surdités moyennes aux valeurs du logiciel Shape

Nous notons cette fois-ci un élargissement considérable des ERB ainsi qu'un écart-type de plus en plus grand.

Nous établissons de nouveau un graphe comparatif afin de mieux observer cette différence.

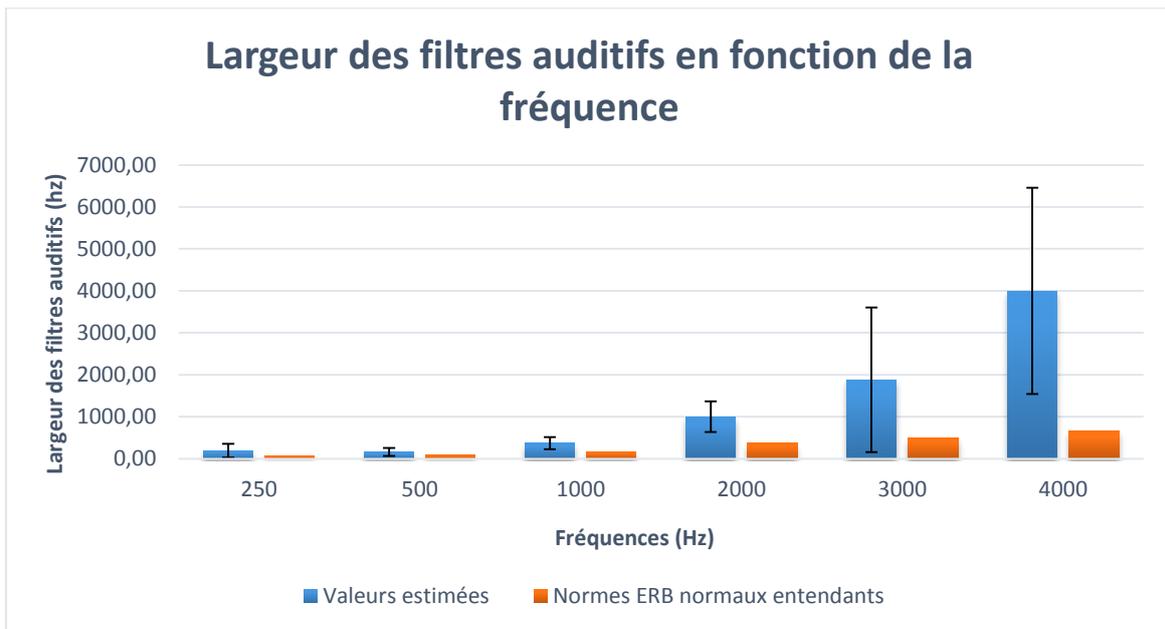


Figure 36 Tableau comparatif des ERB calculées des surdités moyennes et des ERB définies par Shape

Nous constatons des ERB d'une largeur de bande à peu près équivalente aux ERB définies par le logiciel Shape pour les fréquences 250 et 500 Hz. La différence commence à être significative à partir du 1000 Hz et ne cesse de croître jusqu'au 4000 Hz.

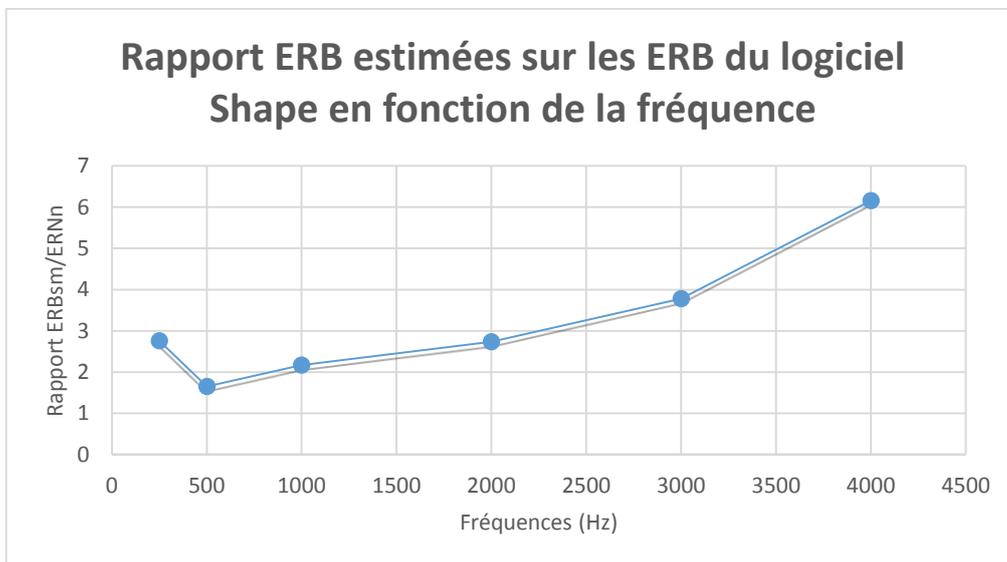


Figure 37 Graphe du rapport des ERB estimées sur les ERB définies par le logiciel Shape

Le rapport des ERB estimées pour les malentendants atteint d'une surdité moyenne sur les ERB définies par le logiciel Shape pour les normo-entendants montre que les bandes rectangulaires équivalentes vont doubler, tripler et même être six fois supérieures aux bandes rectangulaires équivalentes d'un normo-entendant.

3-2) Représentation des courbes de réponses des filtres auditifs d'une surdité moyenne

Après avoir appliqué les corrections sur les résultats aberrants précédemment décrits dans la partie 5 « Biais des mesures » du chapitre III, nous avons tracé les courbes de réponse en fonction de la fréquence des filtres auditifs des surdités moyennes. Malheureusement nous observons toujours des incohérences aux niveaux des résultats comme nous pouvons le voir sur la figure 38.

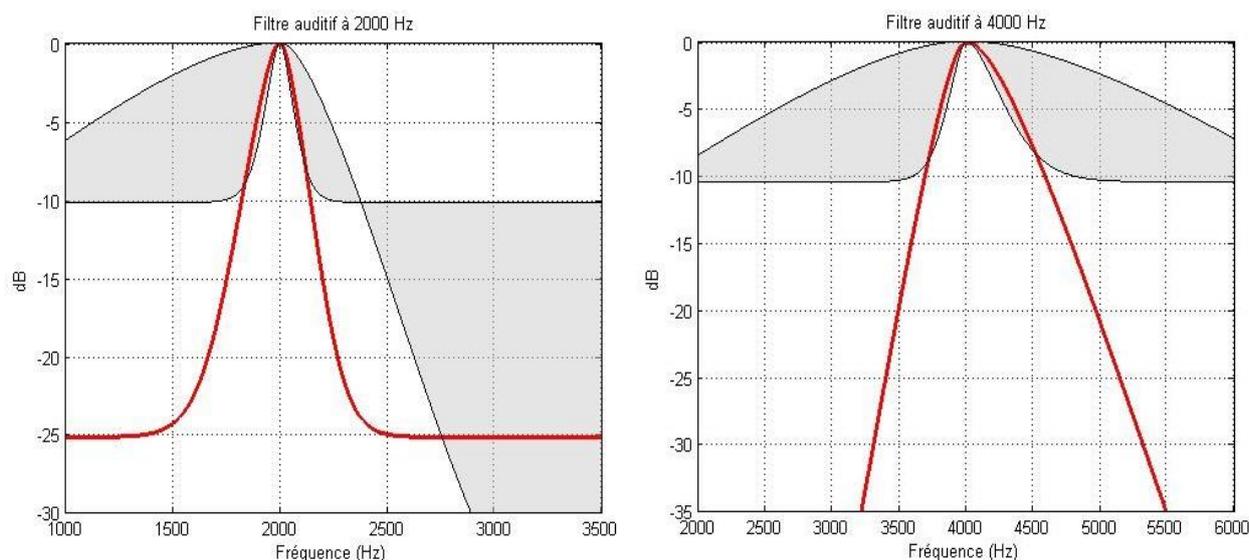


Figure 38 Observation des incohérences sur les filtres auditifs du 2000 et 4000 Hz

En effet, malgré les rejets effectués, les allures des filtres auditifs retenus sont trop variables d'un patient à l'autre.

Tout d'abord, l'encadrement du filtre auditif par l'écart-type n'est plus adapté du fait que les valeurs des écarts-types des p_l , p_u et r sont trop disparates. Ceci provoque lors du calcul de la limite supérieure par la formule : « Moyenne + écart-type » un recouplement de l'écart-type supérieur avec l'écart-type inférieur.

De plus, nous notons une coupure du filtre auditif à -25 dB due à la constante r qui nous empêche de nous rendre compte de l'élargissement du filtre auditif au-delà de -25 dB comme le montre le filtre auditif à 2000 Hz de la figure 38.

Ainsi, la variation trop importante de p_l , p_u et r autour de leur moyenne respective engendre des filtres dont la pente supérieure et/ou inférieure peut présenter des allures incohérentes.

Pour tenter de remédier à ce nouveau problème, nous avons tracé pour le groupe des surdités moyennes chaque filtre auditif de l'ensemble des patients.

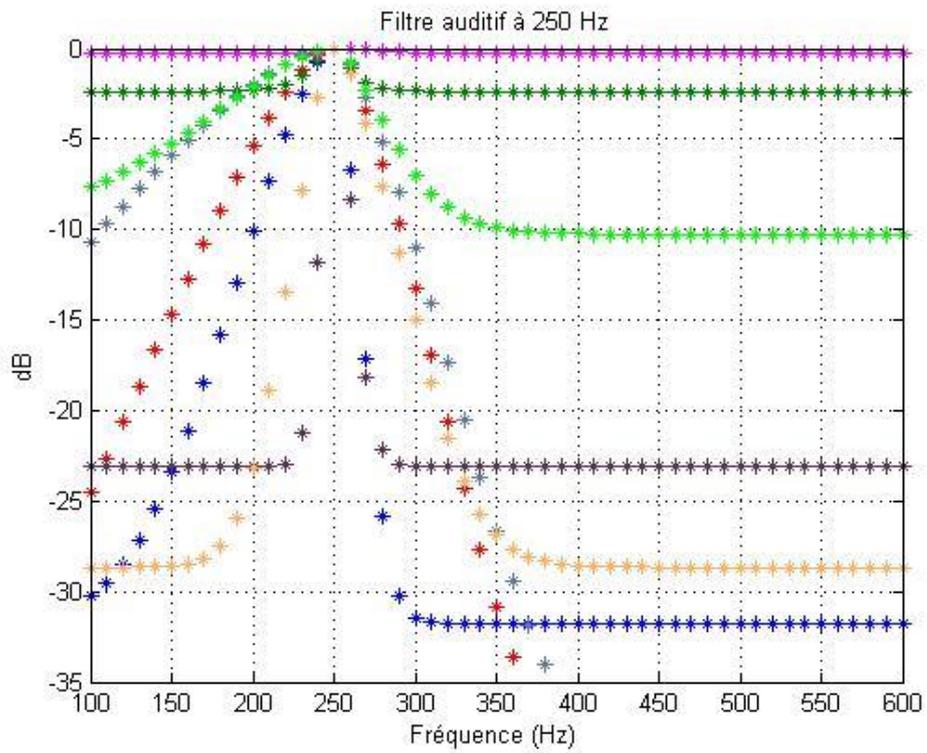


Figure 39 Représentation en nuage de point des filtres auditifs à 250Hz

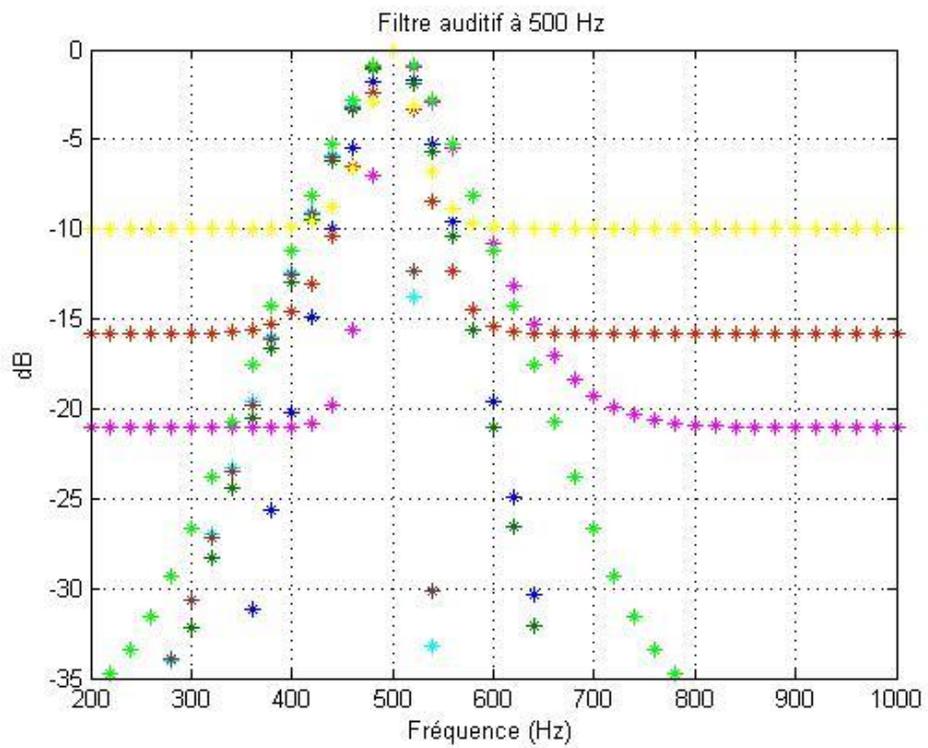


Figure 40 Représentation en nuage de point des filtres auditifs à 500Hz

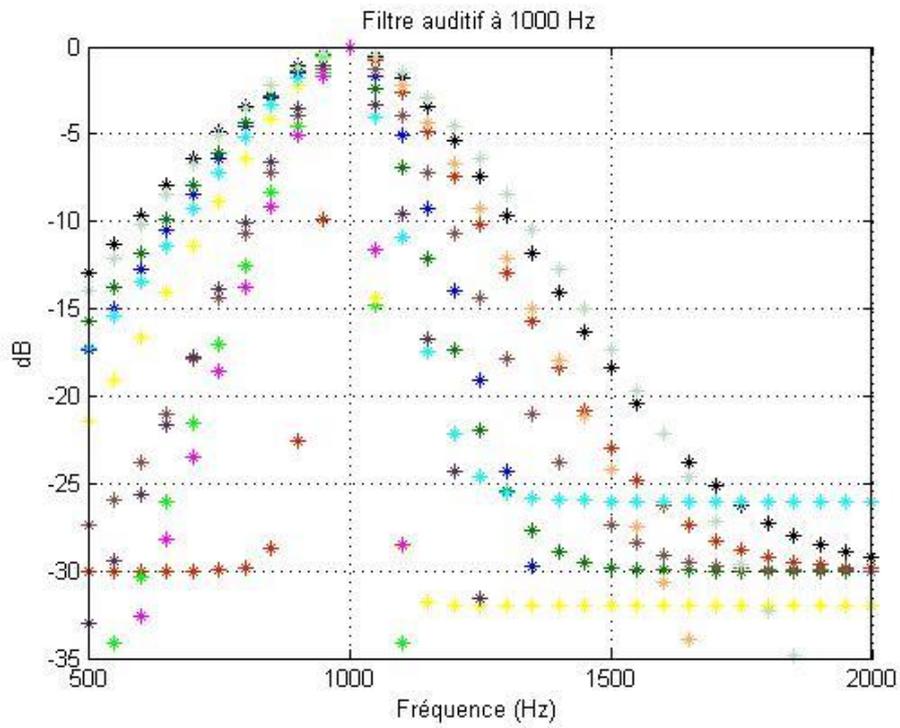


Figure 41 Représentation en nuage de point des filtres auditifs à 1000Hz

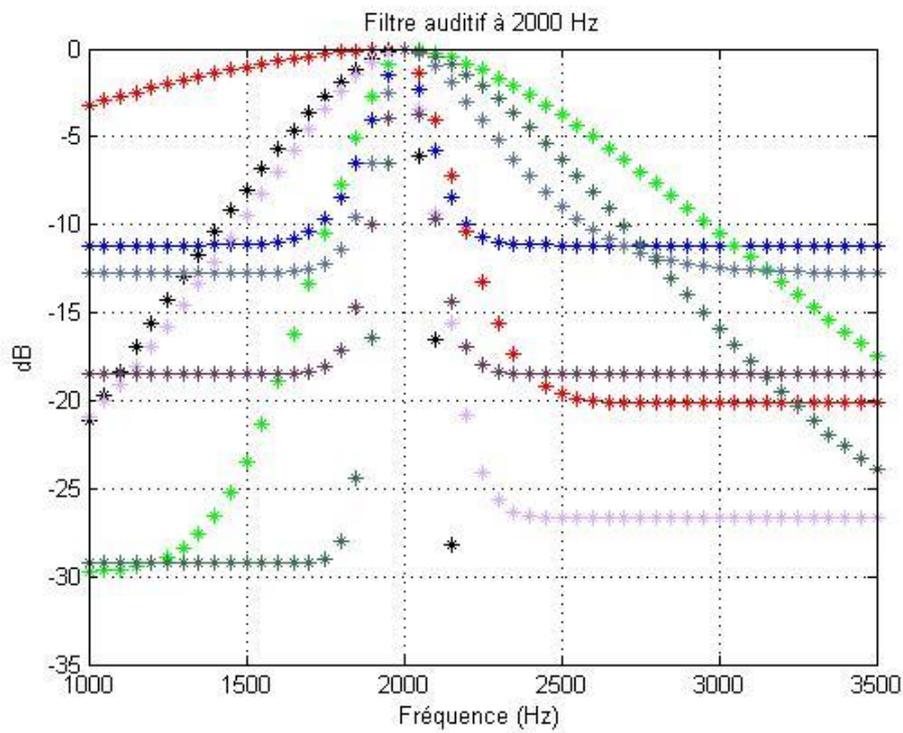


Figure 42 Représentation en nuage de point des filtres auditifs à 2000Hz

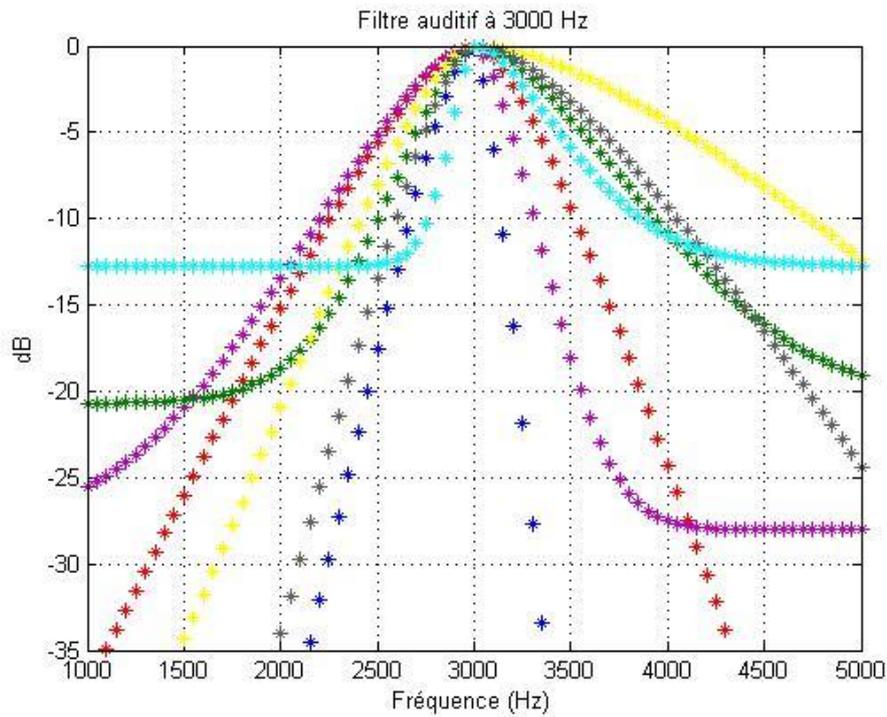


Figure 43 Représentation en nuage de point des filtres auditifs à 3000Hz

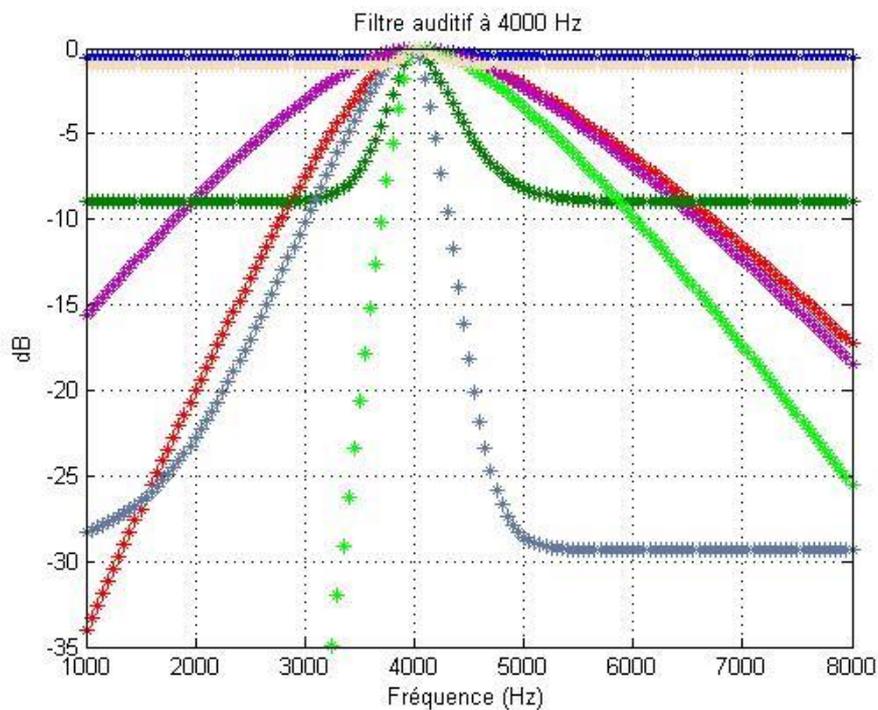


Figure 44 Représentation en nuage de point des filtres auditifs à 4000Hz

Nous remarquons sur les figures précédentes (39 à 44) que certains filtres prennent des courbures anormales. En effet, certains filtres sont plats tandis que d'autres ont leurs pentes inférieures p_i et/ou supérieures p_u inadéquates à la représentation classique des filtres auditifs.

En observant ces différentes représentations fréquentielles, nous avons décidé de rejeter les coefficients p_l , p_u et r du calcul de nos moyennes dont la représentation des filtres associée n'est pas « correcte ». Le but est de tenter d'obtenir malgré le peu de sujets restant, une représentation cohérente des filtres auditifs pour une surdité moyenne.

Malheureusement, les nouveaux résultats ne permettent toujours pas d'obtenir une allure correcte des filtres auditifs pour les surdités moyennes comme nous pouvons le voir sur la figure 45.

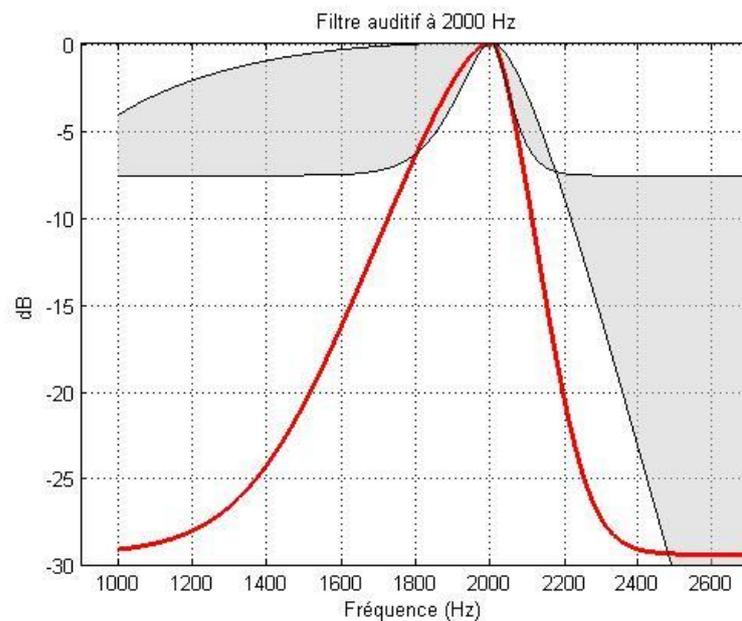


Figure 45 Représentation d'un filtre auditif après suppression des filtres non conformes

Une nouvelle courbe de réponse du filtre auditif à 2000 Hz est représentée sur la figure 45. Nous notons que l'encadrement de l'écart-type n'a pas pu être corrigé tandis que le filtre auditif sature à -30 dB par rapport aux -40 dB pour les précédents groupes testés.

Au vu des résultats et malgré toutes les corrections apportées, nous ne pourrions pas conclure sur l'allure correcte des réponses en fréquence des filtres auditifs concernant les surdités moyennes.

V) BIAIS DE L'ETUDE

Les écarts-types des ERB et des différents coefficients p_l , p_u et r obtenus par nos tests durant notre étude montrent une grande disparité. Cette disparité est d'autant plus marquée pour les fréquences aiguës ainsi que pour les surdités moyennes. Certains biais concernant la méthode peuvent être mis en cause.

Tout d'abord, nous pouvons supposer qu'une utilisation d'un pas moins élevé que 2,5 dB/sec aurait réduit ces écarts-types. La détermination des seuils aurait sûrement été plus précise avec un pas de 1 dB/sec mais les tests étant déjà assez longs avec un pas de 2,5 dB/sec, il aurait été difficile de baisser ce seuil.

Il est possible que les écarts-types des ERB et des coefficients p_l , p_u et r constatés pour les fréquences aiguës soient faussés. Dans notre étude, la détermination des seuils commençait par les fréquences graves pour se terminer par les fréquences aiguës environ une heure après. Une fatigue auditive peut alors être ressentie sur la fin du test car pour rappel, un bruit blanc de 80 dB était émis pendant toute les mesures.

Nous constatons également que le logiciel « Masking Threshold » ne permet pas d'envoyer un son pur à plus de 80 dB ce qui a posé quelques problèmes pour la mesure des seuils du 4000 Hz chez certaines surdités moyennes. En effet, quand le seuil audiométrique tonal était situé autour de 70 dB, le son pur de 80 dB n'était pas perçu comme le montre la figure 45. Ceci nous a empêchés de tester le 4000 Hz sur cinq oreilles.

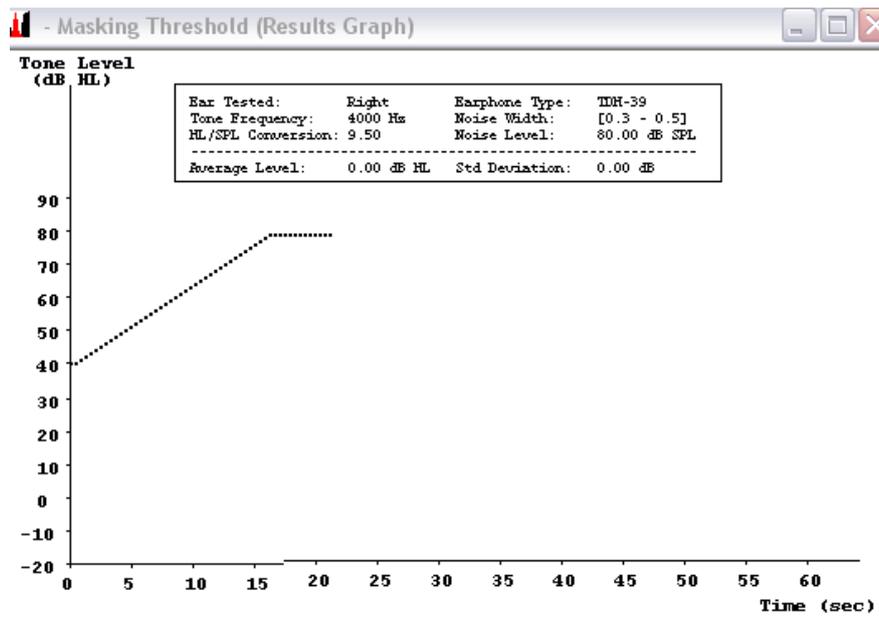


Figure 46 Illustration de la limitation en intensité à 80 dB du logiciel

Nous observons sur la figure 46 la saturation à 80 dB du logiciel qui ne permet pas d'estimer les seuils du 4000 Hz.

Nous pouvons aussi évoquer le fait que les tests réalisés, à savoir l'audiométrie tonale et la détermination des seuils à travers un bruit masquant, sont des épreuves subjectives. Par conséquent, la reproductibilité des résultats peut en être altérée.

Enfin, si le nombre d'oreilles testées avait été plus important, il nous aurait peut-être permis de confirmer et renforcer nos résultats.

Cependant le temps passé auprès de chaque patient et l'analyse de l'ensemble des résultats ne nous en ont pas donné l'occasion.

VI) DISCUSSION

Nous avons pu déterminer pour le groupe des normo-entendants ainsi que pour le groupe des surdités légères un filtre auditif « type » pour chaque fréquence. Nous avons constaté un élargissement des ERB suivant le degré de surdité.

Cependant, comme vu précédemment, nous n'avons pas pu déterminer un filtre auditif « type » pour les surdités moyennes suite à de nombreuses disparités dans nos résultats. Pour pallier à ce problème, nous avons émis une hypothèse :

- Une augmentation des encoches du bruit blanc masquant pour des surdités importantes permettrait peut-être d'obtenir des niveaux de seuils moins disparates, car cet élargissement correspondrait mieux aux ERB plus larges et donc cela nous permettrait peut-être de converger vers des filtres auditifs types.

Nous avons également noté qu'une augmentation de l'intensité du bruit masquant conduit à un élargissement des filtres auditifs d'un normo-entendant. Nous pouvons nous poser les questions suivantes :

- Quel serait l'impact d'un bruit masquant plus fort sur une personne atteinte d'une surdité ?
- Est-ce que le filtre garderait la même bande rectangulaire équivalente ?
- Augmenterait-elle de façon proportionnelle ?
- Comme pour les surdités moyennes, les seuils seraient tellement dispersés qu'il nous serait impossible de dessiner l'allure des filtres auditifs?

Il serait intéressant d'établir d'autres méthodes de mesure des filtres auditifs et de pouvoir continuer des recherches afin d'éventuellement pouvoir représenter l'allure des courbes de masquages pour des surdités légères ou moyennes.

VII) CONCLUSION

Les filtres auditifs ont un rôle fondamental pour expliquer la perception auditive. Ils représentent la sélectivité fréquentielle et ils sont responsables de la capacité de détection d'un signal (bruit/parole) dans le bruit.

Nous avons observé que leurs caractéristiques fréquentielles peuvent être estimées à partir d'expériences de masquage au moyen de bruits à échancrure. Cependant nous avons noté que cette méthode peut être remise en cause lorsque la surdité devient trop importante.

Cela dit, nous avons pu établir un filtre auditif type chez deux catégories de personnes :

- les normo-entendants,
- les surdités légères.

Nous avons constaté un élargissement des filtres auditifs systématique lors d'une perte d'audition. Cet élargissement des filtres auditifs a tendance à s'étendre vers les basses fréquences ce qui laisse penser qu'une amplification des fréquences graves lors d'un appareillage auditif pourrait diminuer l'intelligibilité d'un discours. Diminution d'intelligibilité due à un phénomène de masquage des fréquences aiguës plus important.

Nous pouvons donc nous poser les questions suivantes : un test sur les filtres auditifs peut-il être bénéfique lors d'un appareillage pour adapter l'amplification de ou des aides auditives afin de ne pas venir masquer les fréquences aiguës ? Test cependant difficile à réaliser en cabine audiométrique à cause de sa durée.

Il serait également intéressant de mettre au point une méthode de mesure ayant pour but la pratique de ces tests sur des personnes appareillées, ceci afin d'étudier l'impact d'une amplification et d'une rééducation auditive sur les filtres auditifs.

Cela permettrait d'observer comment l'amplification d'un appareillage recentre et canalise la stimulation dans le filtre auditif correspondant.

Nous pouvons aussi émettre l'hypothèse qu'un bruit masquant élevé a tendance à déformer les filtres auditifs même si cette hypothèse ne pourra être confirmée que si ce test peut être effectué sur un groupe de personnes plus important.

Avec les biais constatés, nous pouvons aussi penser que pour de futures études, les mêmes tests pourraient être réalisés avec des encoches plus larges pour des surdités élevées, que la limitation à 80 dB pourrait être augmentée et que le pas de 2,5 dB/sec pourrait être abaissé pour avoir des seuils encore plus précis.

Ultérieurement, il serait intéressant de pouvoir tracer l'allure des zones de masquage de personnes atteintes d'une surdité à l'aide des filtres auditifs établis. Cela permettrait de concevoir à terme des protections auditives contre le bruit adaptées à ces personnes pour à la fois, percevoir des signaux d'alerte tout en étant protégés.

IX) BIBLIOGRAPHIE

- [1] B. MOORE, Formulae describing frequency selectivity as a function of frequency and level, and their use in calculating excitation patterns, Departement of Experimental Psychology, University of Cambridge, 1986 p 209-210
- [2] A. GOYE, La perception auditive, Ecole Nationale supérieure des télécommunications, Oreille externe, oreille moyenne, Paris, 2012 p 6-8
- [3] C. RUMEAU, Anatomie et physiologie de l'oreille externe et membrane tympanique, DE d'audioprothésiste 1^{ère} année, Faculté de pharmacie de Nancy, 2013
- [4] C. RUMEAU, Caisse du tympan, DE d'audioprothésiste 1^{ère} année, Faculté de pharmacie de Nancy, 2013
- [5] site internet :
<http://www.chups.jussieu.fr/polys/dus/dusmedecinedusport/dupromotionsportetsante2011/Explofonctionnellesauditives2009.pdf> 15/08/2015
- [6] C. PARIETTI-WINKLER, Anatomie macroscopique du labyrinthe postérieur, DE d'audioprothésiste 1^{ère} année, Faculté de pharmacie de Nancy, 2013
- [7] C. PARIETTI-WINKLER, Anatomie macroscopique de l'oreille interne, DE d'audioprothésiste 1^{ère} année, Faculté de pharmacie de Nancy, 2013
- [8] A. GOYE, La perception auditive, Ecole Nationale supérieure des télécommunications, Oreille interne, Paris, 2012 p 10-25-26
- [9] P.CAMPO, Physiologie de l'audition, DE d'audioprothésiste 1^{ère} année, Faculté de Pharmacie de Nancy, 2013
- [10] P.CAMPO, L'amplificateur cochléaire, DE d'audioprothésiste 3^{ème} année, Faculté de Pharmacie de Nancy, 2015

- [11] R. CARRAT, Théorie de l'échantillonnage cochléaire, Courbes d'accord fréquentiel, Institut d'Audiophonologie, p 5-6
- [12] H.FLETCHER, Auditory patterns, Reviews of Modern Physics. 12, 1940, p 47-65
- [13] P.C CAMPO, Voie nerveuse auditive, DE d'audioprothésiste 3^{ème} année, Faulté de pharmacie de Nancy, 2015
- [14] J.VALAT, L'audition, Université de Montpellier II, Capacité de l'oreille humaine, 2012, p3
- [15] site internet : <http://www.cnrtl.fr/definition/sonie> 12/09/2015
- [16] J.DUCOURNEAU, Cours d'acoustique physiologique, DU de Nuisances Sonores, Faculté de pharmacie de Nancy 2015, p 2-4
- [17] site internet : http://www.blog-audioprothesiste.fr/wp-content/uploads/2010/03/MUS3321_cours05_sonie_complex-1.pdf 19/09/2015
- [18] E. ZWICKER, and E. TERHARDT, Analytical expressions for critical band rate and critical bandwidth as a function of frequency, Journal acoustic, 1980, p 1523-1525
- [19] Head acoustics, Calcul de la sonie et de l'acuité dans Artemis, Analyses psychoacoustiques I, 2014, p 1
- [20] site internet : <http://www.cochlea.eu/son/psychoacoustique/tonie> 08/08/2015
- [21] A. GOYE, La perception auditive, Ecole Nationale supérieure des télécommunications, Modèle du spectre de puissance et les filtres auditifs, Paris, 2012 p 30-31
- [22] site internet : <http://www.cochlea.eu/son/psychoacoustique> 08/08/2015
- [23] D.GNANSIA, Modèle auditif en temps réel, Mémoire pour le Master Sciences et Technologie de l'UPMC, Juillet 2015, p 9-10

- [24] J.DUCOURNEAU, Mesure des filtres auditifs, Travaux pratiques du DE d'audioprothésiste 2^{ème} année, Faculté de Nancy, 2014, p 1-2
- [25] R.D. PATTERSON, Off frequency listening and auditory filter asymmetry, Journal of the Acoustical Society of America, 67, 1980, p 229-245
- [26] I.P EGAN, & H.W HAKE, On the masking and the auditory filter, Journal of the Acoustical Society of America, 62, 1950, p 622-630
- [27] D.L. WEBER, Growth of masking and the auditory filter, Journal of the Acoustical Society of America, 62, 1977, p 424-429
- [28] RA. LUFTI, & RD. PATTERSON, On the growth of masking asymmetry with stimulus intensity, Journal of the Acoustical Society of America, 76, 1984, p739-745
- [29] B.MOORE, R.GLASBERG, Formulae describing frequency selectivity as a function of frequency and level, and their use in calculating excitation patterns, Departement of Experimental Psychology, University of Cambridge, 1987 p 210-211
- [30] J.DUCOURNEAU, Cours d'acoustique physiologique, Phénomène de battement, DE d'audioprothésiste 3^{ème} année, Faculté de pharmacie Nancy, 2014
- [31] T.QUOC, R.HETU, C.LAROCHE, The choice of a procedure for measuring signal detection capabilities in noise with a view to developing a clinical test, JSPA, vol 15, No 2, Juin 1991, p29
- [32] RD. PATTERSON, The deterioration of hearing with age, frequency selectivity, the critical ratio, the audiogram, and speech threshold, Journal of the Acoustical Society of America, 1982, p
- [33] B.MOORE, Frequency analysis and Masking, Academic Press 1995, p 170
- [34] J.DUCOURNEAU, Mesure des filtres auditifs, Travaux pratiques du DE d'audioprothésiste 2^{ème} année, Faculté de Nancy, 2014, p 3
- [35] site internet : <http://www.blog-audioprothesiste.fr/tag/erb/> 10/08/2015

[36] A.SCHARINE, D.CAVE, R.LETOWSKI, Auditory perception and cognitive performance, Audition, chapitre 11, p425-426

[37] RD.PATTERSON, Time domain modeling of peripheral auditory processing, A modular architecture and a software platform, Journal of the Acoustical Society of America, 1980

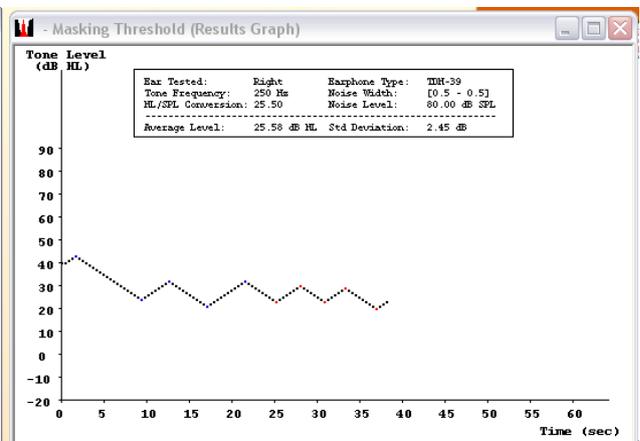
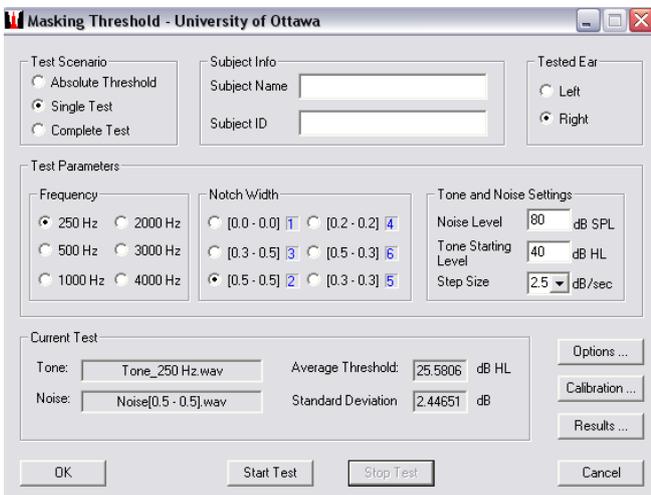
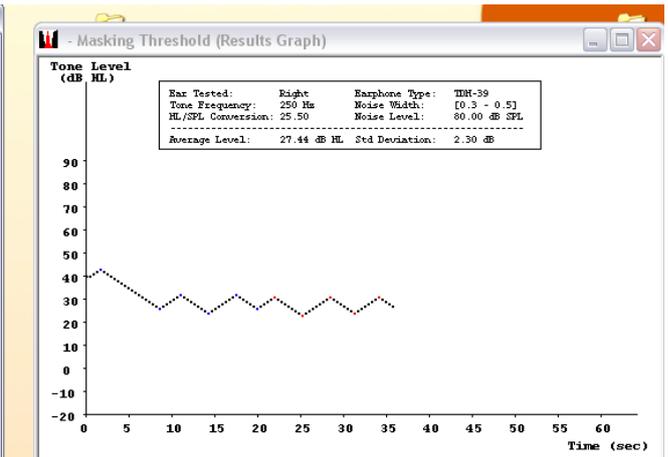
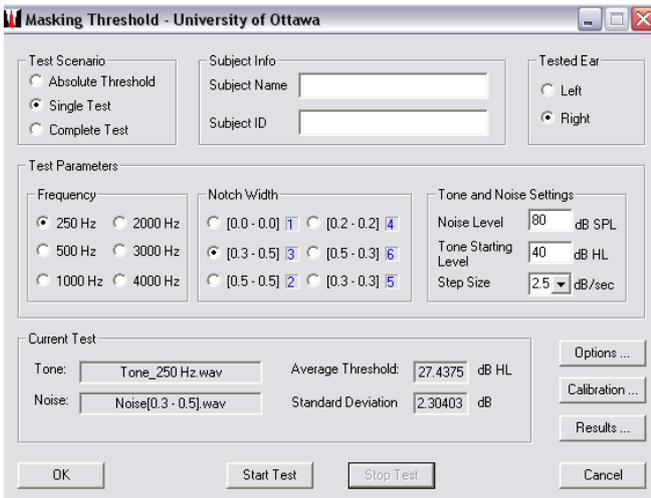
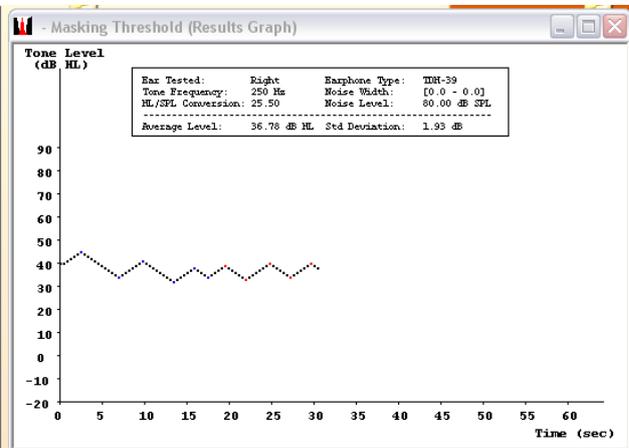
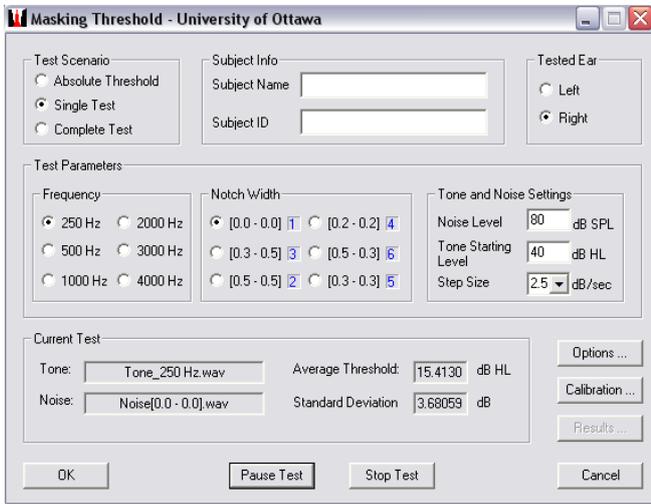
[38] B.MOORE, R.GLASBERG, Formulae describing frequency selectivity as a function of frequency and level, and their use in calculating excitation patterns, Departement of Experimental Psychology, University of Cambridge, 1987 p 212-214

[39] R.HETU, H. TRAN QUOC, Caractérisation des filtres auditifs centrés à 250, 500 ,1000, 2000, 3000 et 4000Hz au moyen d'une procédure de mesure adaptée aux contraintes d'examen clinique, Groupe d'acoustique de l'université de Montréal, Journal de physique IV, volume 2, avril 1992, p 1-4

[40] site internet :

http://www.biap.org/index.php?option=com_content&view=article&id=5%3Arecommandation-biap-021-bis&catid=65%3Act-2-classification-des-surdites&Itemid=19&lang=fr 25/07/2015

Annexe 1) Recherche des seuils auditifs au travers d'un bruit masquant



Masking Threshold - University of Ottawa

Test Scenario
 Absolute Threshold
 Single Test
 Complete Test

Subject Info
 Subject Name:
 Subject ID:

Tested Ear
 Left
 Right

Test Parameters

Frequency
 250 Hz 2000 Hz
 500 Hz 3000 Hz
 1000 Hz 4000 Hz

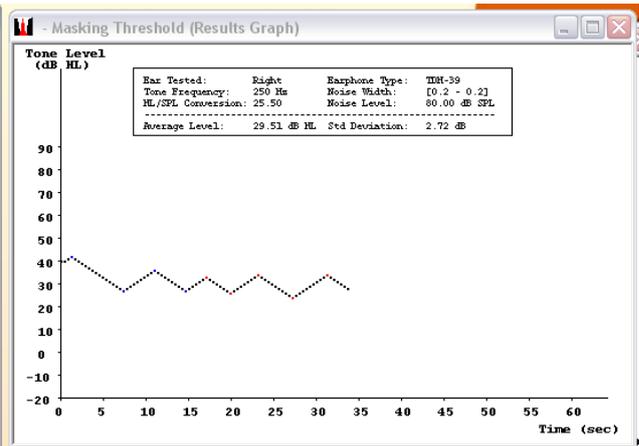
Notch Width
 [0.0 - 0.0] 1 [0.2 - 0.2] 4
 [0.3 - 0.5] 3 [0.5 - 0.3] 6
 [0.5 - 0.5] 2 [0.3 - 0.3] 5

Tone and Noise Settings
 Noise Level: 80 dB SPL
 Tone Starting Level: 40 dB HL
 Step Size: 2.5 dB/sec

Current Test
 Tone: Tone_250 Hz.wav Average Threshold: 29.5135 dB HL
 Noise: Noise[0.2 - 0.2].wav Standard Deviation: 2.71752 dB

Options ...
 Calibration ...
 Results ...

OK Start Test Stop Test Cancel



Masking Threshold - University of Ottawa

Test Scenario
 Absolute Threshold
 Single Test
 Complete Test

Subject Info
 Subject Name:
 Subject ID:

Tested Ear
 Left
 Right

Test Parameters

Frequency
 250 Hz 2000 Hz
 500 Hz 3000 Hz
 1000 Hz 4000 Hz

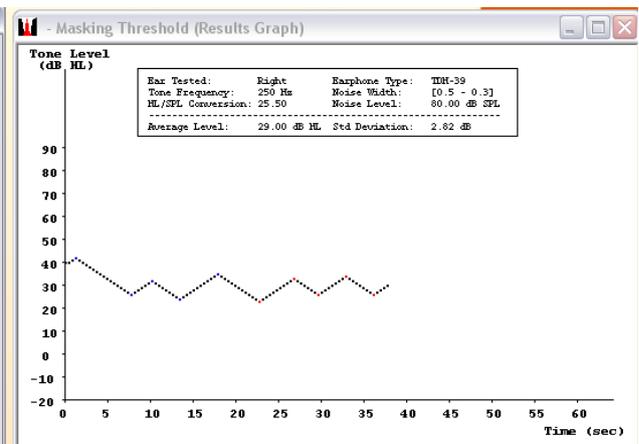
Notch Width
 [0.0 - 0.0] 1 [0.2 - 0.2] 4
 [0.3 - 0.5] 3 [0.5 - 0.3] 6
 [0.5 - 0.5] 2 [0.3 - 0.3] 5

Tone and Noise Settings
 Noise Level: 80 dB SPL
 Tone Starting Level: 40 dB HL
 Step Size: 2.5 dB/sec

Current Test
 Tone: Tone_250 Hz.wav Average Threshold: 29 dB HL
 Noise: Noise[0.5 - 0.3].wav Standard Deviation: 2.81830 dB

Options ...
 Calibration ...
 Results ...

OK Start Test Stop Test Cancel



Masking Threshold - University of Ottawa

Test Scenario
 Absolute Threshold
 Single Test
 Complete Test

Subject Info
 Subject Name:
 Subject ID:

Tested Ear
 Left
 Right

Test Parameters

Frequency
 250 Hz 2000 Hz
 500 Hz 3000 Hz
 1000 Hz 4000 Hz

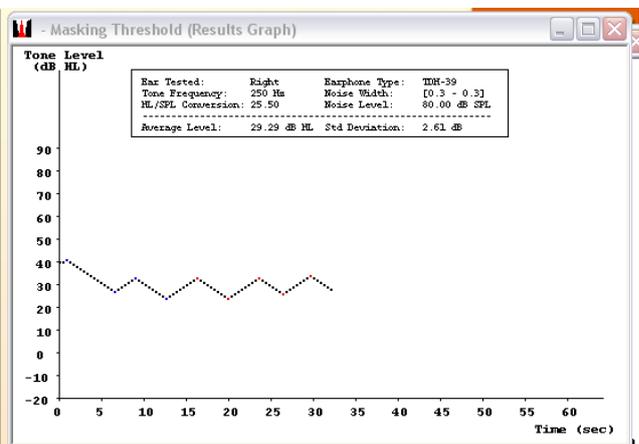
Notch Width
 [0.0 - 0.0] 1 [0.2 - 0.2] 4
 [0.3 - 0.5] 3 [0.5 - 0.3] 6
 [0.5 - 0.5] 2 [0.3 - 0.3] 5

Tone and Noise Settings
 Noise Level: 80 dB SPL
 Tone Starting Level: 40 dB HL
 Step Size: 2.5 dB/sec

Current Test
 Tone: Tone_250 Hz.wav Average Threshold: 29.2857 dB HL
 Noise: Noise[0.3 - 0.3].wav Standard Deviation: 2.61393 dB

Options ...
 Calibration ...
 Results ...

OK Start Test Stop Test Cancel



Masking Threshold - University of Ottawa

Test Scenario:
 Absolute Threshold
 Single Test
 Complete Test

Subject Info:
 Subject Name:
 Subject ID:

Tested Ear:
 Left
 Right

Test Parameters:

Frequency:
 250 Hz 2000 Hz
 500 Hz 3000 Hz
 1000 Hz 4000 Hz

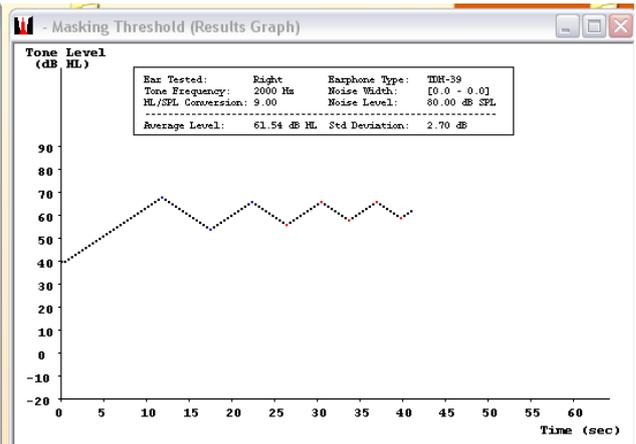
Notch Width:
 [0.0 - 0.0] 1 [0.2 - 0.2] 6
 [0.3 - 0.5] 5 [0.5 - 0.3] 4
 [0.5 - 0.5] 3 [0.3 - 0.3] 2

Tone and Noise Settings:
 Noise Level: 80 dB SPL
 Tone Starting Level: 40 dB HL
 Step Size: 2.5 dB/sec

Current Test:
 Tone: Average Threshold: 61.5428 dB HL
 Noise: Standard Deviation: 2.63754 dB

Options ...
 Calibration ...
 Results ...

OK Start Test Stop Test Cancel



Masking Threshold - University of Ottawa

Test Scenario:
 Absolute Threshold
 Single Test
 Complete Test

Subject Info:
 Subject Name:
 Subject ID:

Tested Ear:
 Left
 Right

Test Parameters:

Frequency:
 250 Hz 2000 Hz
 500 Hz 3000 Hz
 1000 Hz 4000 Hz

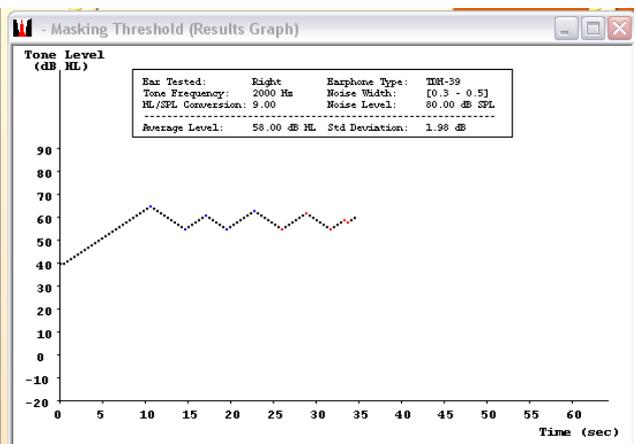
Notch Width:
 [0.0 - 0.0] 1 [0.2 - 0.2] 6
 [0.3 - 0.5] 5 [0.5 - 0.3] 4
 [0.5 - 0.5] 3 [0.3 - 0.3] 2

Tone and Noise Settings:
 Noise Level: 80 dB SPL
 Tone Starting Level: 40 dB HL
 Step Size: 2.5 dB/sec

Current Test:
 Tone: Average Threshold: 58 dB HL
 Noise: Standard Deviation: 1.97604 dB

Options ...
 Calibration ...
 Results ...

OK Start Test Stop Test Cancel



Masking Threshold - University of Ottawa

Test Scenario:
 Absolute Threshold
 Single Test
 Complete Test

Subject Info:
 Subject Name:
 Subject ID:

Tested Ear:
 Left
 Right

Test Parameters:

Frequency:
 250 Hz 2000 Hz
 500 Hz 3000 Hz
 1000 Hz 4000 Hz

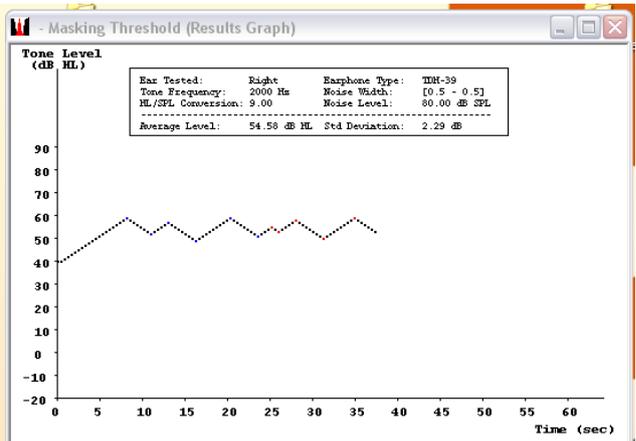
Notch Width:
 [0.0 - 0.0] 1 [0.2 - 0.2] 6
 [0.3 - 0.5] 5 [0.5 - 0.3] 4
 [0.5 - 0.5] 3 [0.3 - 0.3] 2

Tone and Noise Settings:
 Noise Level: 80 dB SPL
 Tone Starting Level: 40 dB HL
 Step Size: 2.5 dB/sec

Current Test:
 Tone: Average Threshold: 54.5769 dB HL
 Noise: Standard Deviation: 2.28999 dB

Options ...
 Calibration ...
 Results ...

OK Start Test Stop Test Cancel



Masking Threshold - University of Ottawa

Test Scenario
 Absolute Threshold
 Single Test
 Complete Test

Subject Info
 Subject Name:
 Subject ID:

Tested Ear
 Left
 Right

Test Parameters

Frequency
 250 Hz 2000 Hz
 500 Hz 3000 Hz
 1000 Hz 4000 Hz

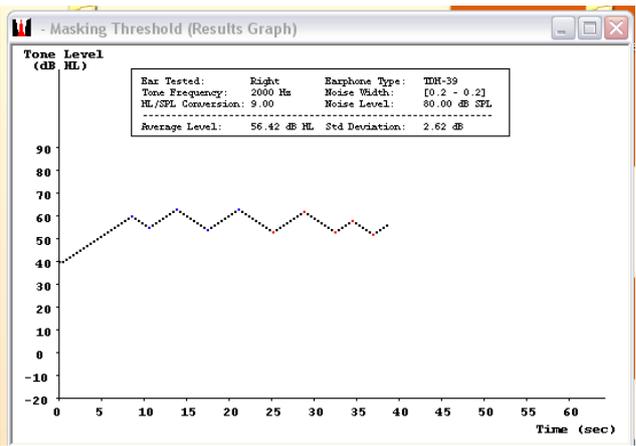
Notch Width
 [0.0 - 0.0] 1 [0.2 - 0.2] 6
 [0.3 - 0.5] 5 [0.5 - 0.3] 4
 [0.5 - 0.5] 3 [0.3 - 0.3] 2

Tone and Noise Settings
 Noise Level: 80 dB SPL
 Tone Starting Level: 40 dB HL
 Step Size: 2.5 dB/sec

Current Test
 Tone: Tone_2000 Hz.wav Average Threshold: 56.4193 dB HL
 Noise: Noise[0.2 - 0.2].wav Standard Deviation: 2.62462 dB

Options ...
 Calibration ...
 Results ...

OK Start Test Stop Test Cancel



Masking Threshold - University of Ottawa

Test Scenario
 Absolute Threshold
 Single Test
 Complete Test

Subject Info
 Subject Name:
 Subject ID:

Tested Ear
 Left
 Right

Test Parameters

Frequency
 250 Hz 2000 Hz
 500 Hz 3000 Hz
 1000 Hz 4000 Hz

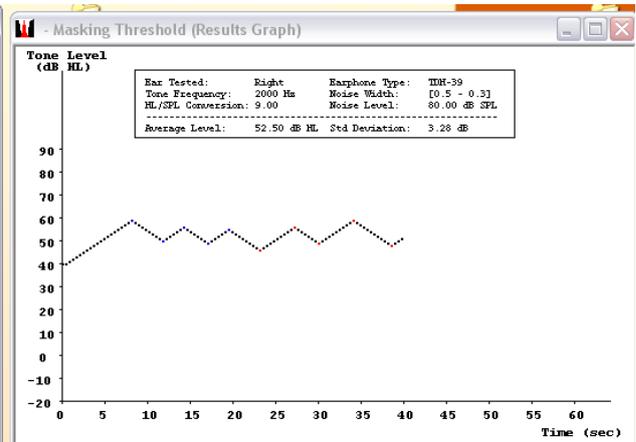
Notch Width
 [0.0 - 0.0] 1 [0.2 - 0.2] 6
 [0.3 - 0.5] 5 [0.5 - 0.3] 4
 [0.5 - 0.5] 3 [0.3 - 0.3] 2

Tone and Noise Settings
 Noise Level: 80 dB SPL
 Tone Starting Level: 40 dB HL
 Step Size: 2.5 dB/sec

Current Test
 Tone: Tone_2000 Hz.wav Average Threshold: 52.5 dB HL
 Noise: Noise[0.5 - 0.3].wav Standard Deviation: 3.27871 dB

Options ...
 Calibration ...
 Results ...

OK Start Test Stop Test Cancel



Masking Threshold - University of Ottawa

Test Scenario
 Absolute Threshold
 Single Test
 Complete Test

Subject Info
 Subject Name:
 Subject ID:

Tested Ear
 Left
 Right

Test Parameters

Frequency
 250 Hz 2000 Hz
 500 Hz 3000 Hz
 1000 Hz 4000 Hz

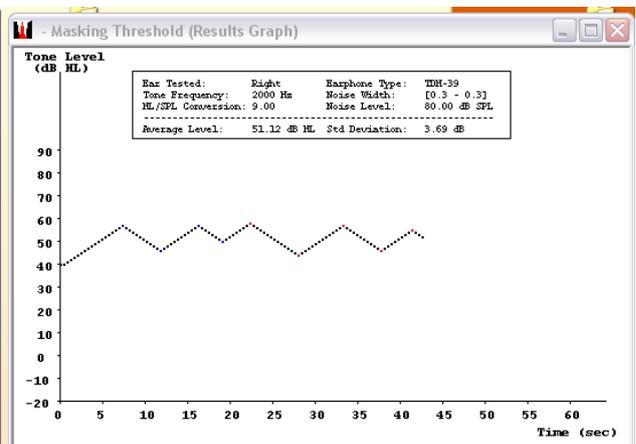
Notch Width
 [0.0 - 0.0] 1 [0.2 - 0.2] 6
 [0.3 - 0.5] 5 [0.5 - 0.3] 4
 [0.5 - 0.5] 3 [0.3 - 0.3] 2

Tone and Noise Settings
 Noise Level: 80 dB SPL
 Tone Starting Level: 40 dB HL
 Step Size: 2.5 dB/sec

Current Test
 Tone: Tone_2000 Hz.wav Average Threshold: 51.1224 dB HL
 Noise: Noise[0.3 - 0.3].wav Standard Deviation: 3.69021 dB

Options ...
 Calibration ...
 Results ...

OK Start Test Stop Test Cancel



Annexe 2) Tableaux récapitulatifs des mesures effectuées sur deux patients normo-entendants.

Oreille Gauche						
Encoches						
Fré- quences(Hz)	[0;0]	[0,3;0,5]	[0,5;0,5]	[0,2;0,2]	[0,5;0,3]	[0,3;0,3]
250	33	15	13	26	18	20
500	45	20	17	35	20	27
1000	53	21	10	36	22	23
2000	53	24	11	33	18	23
3000	57	26	14	44	21	26
4000	56	33	10	46	17	30
Oreille gauche						
Fréq(Hz)	250	500	1000	2000	3000	4000
BRE	69,99	100,65	151,44	290,97	421,52	556,03
pl	20,04	21,86	28,01	25,58	27,48	24,29
pu	11,21	18,27	24,99	29,73	29,54	35,29
r	-29,9	-37,51	-50,75	-48,65	-53,17	-94,32

Oreille Droite						
Encoches						
Fré- quences(Hz)	[0;0]	[0,3;0,5]	[0,5;0,5]	[0,2;0,2]	[0,5;0,3]	[0,3;0,3]
250	32	20	14	26	18	22
500	49	21	19	34	27	28
1000	53	20	13	38	22	28
2000	52	27	12	40	20	35
3000	55	24	15	32	25	24
4000	55	28	12	39	15	24
Oreille droite						
Fréq(Hz)	250	500	1000	2000	3000	4000
BRE	89,06	89,32	160,83	344,48	427,01	536,94
pl	10,16	31,68	28,61	21,26	28,98	24,98
pu	12,55	17,36	22	25,59	27,3	36,92
r	-66,25	-37,43	-50,61	-91,15	-44,02	-52,98

Oreille Gauche						
Encoches						
Fré- quences(Hz)	[0;0]	[0,3;0,5]	[0,5;0,5]	[0,2;0,2]	[0,5;0,3]	[0,3;0,3]
250	32	20	18	23	21	23
500	48	26	21	34	25	27
1000	53	27	22	33	27	27
2000	54	22	16	35	19	23
3000	56	25	16	34	24	26
4000	60	41	27	50	29	25
Oreille gauche						
Fréq(Hz)	250	500	1000	2000	3000	4000
BRE	52,81	93,95	142,27	267,01	432,62	548,89
pl	12,06	20,88	28,29	28,53	27,64	24,08
pu	66,57	21,94	28,14	31,57	27,86	37
r	-20,68	-32,85	-35,76	-46,04	-45,08	-42,61

Oreille Droite						
Encoches						
Fré- quences(Hz)	[0;0]	[0,3;0,5]	[0,5;0,5]	[0,2;0,2]	[0,5;0,3]	[0,3;0,3]
250	28	16	15	25	21	20
500	47	26	21	37	24	25
1000	54	24	23	35	27	28
2000	55	25	10	36	16	27
3000	57	28	23	35	27	26
4000	58	32	24	38	26	28
Oreille droite						
Fréq(Hz)	250	500	1000	2000	3000	4000
BRE	96,19	94,06	137,02	285,25	368,68	440,49
pl	28,88	20,4	37,3	24,96	30,66	26,18
pu	6,29	22,4	24,06	32,01	34,8	59,51
r	-56,21	-33,6	-38,24	-54,69	-40,06	-41,69

Annexe 3) Tableaux récapitulatifs des mesures effectuées sur deux surdités légères.

Oreille Gauche						
Encoches						
Fré- quences(Hz)	[0;0]	[0,3;0,5]	[0,5;0,5]	[0,2;0,2]	[0,5;0,3]	[0,3;0,3]
250	36	15	8	25	15	20
500	50	24	19	37	21	28
1000	54	28	19	42	25	33
2000	52	38	33	42	34	37
3000	57	59	57	60	57	59
4000	67	69	69	68	69	70
Oreille gauche						
Fréq(Hz)	250	500	1000	2000	3000	4000
BRE	59,31	85,81	181,9	428,38	5655,62	7572,32
pl	17,83	21,81	21,58	14,35	53,57	198,16
pu	16,03	25,09	22,43	28,82	13,72	173,12
r	-38,35	-39,52	-44,91	-25,19	-0,18	-0,24

Oreille Droite						
Encoches						
Fré- quences(Hz)	[0;0]	[0,3;0,5]	[0,5;0,5]	[0,2;0,2]	[0,5;0,3]	[0,3;0,3]
250	34	16	10	24	15	21
500	51	23	12	38	18	26
1000	55	31	21	42	28	35
2000	54	42	36	45	38	42
3000	61	61	58	61	57	59
4000	66	67	67	68	65	67
Oreille droite						
Fréq(Hz)	250	500	1000	2000	3000	4000
BRE	67,57	79,76	195,32	560,42	1862,08	7566,39
pl	14,82	23,35	19,98	11,4	2,8	62,26
pu	14,86	27,08	21,02	20,44	199,48	21,02
r	-33,98	-49,01	-43,89	-23,97	-48,51	-0,26

Oreille Gauche						
Encoches						
Fré- quences(Hz)	[0;0]	[0,3;0,5]	[0,5;0,5]	[0,2;0,2]	[0,5;0,3]	[0,3;0,3]
250	34	21	18	27	24	25
500	47	32	28	39	35	39
1000	56	27	26	41	26	33
2000	58	38	24	49	27	39
3000	61	57	53	59	50	56
4000	60	49	43	58	45	51
Oreille gauche						
Fréq(Hz)	250	500	1000	2000	3000	4000
BRE	79,33	175,84	159,67	350,2	987,48	1323,98
pl	9,84	18,42	24,89	18,25	6,22	10,22
pu	18,27	8,22	25,28	30,53	195,42	14,77
r	-25,54	-69,78	-39,06	-75,67	-389,4	-60,06

Oreille Droite						
Encoches						
Fré- quences(Hz)	[0;0]	[0,3;0,5]	[0,5;0,5]	[0,2;0,2]	[0,5;0,3]	[0,3;0,3]
250	32	20	15	25	24	23
500	45	31	28	38	32	36
1000	55	26	22	43	29	35
2000	54	34	19	45	25	26
3000	63	40	29	42	30	38
4000	64	54	44	60	45	53
Oreille droite						
Fréq(Hz)	250	500	1000	2000	3000	4000
BRE	96,01	183,6	189,81	343,43	328,55	1018,58
pl	19,83	14,33	27,05	20,74	22,34	11,38
pu	7,03	8,88	17,27	26,59	100,71	25,36
r	-57,77	-28,14	-45,3	-44,92	-41,65	-74,41

Annexe 4) Tableaux récapitulatifs des mesures effectuées sur deux surdités moyennes.

Oreille Gauche						
Encoches						
Fré- quences(Hz)	[0;0]	[0,3;0,5]	[0,5;0,5]	[0,2;0,2]	[0,5;0,3]	[0,3;0,3]
250	42	42	40	42	41	34
500	49	36	23	38	24	35
1000	57	48	49	51	50	51
2000	54	46	46	50	48	49
3000	62	56	51	55	53	55
4000	59	53	50	52	54	50
Oreille gauche						
Fréq(Hz)	250	500	1000	2000	3000	4000
BRE	180,28	76,3	327,25	1045,44	904,81	863,18
pl	9,96	14,04	45,75	20,53	8,34	35,73
pu	22,85	197,48	9,5	5,21	90,84	22,64
r	-5,97	-328,34	-13,78	-14,92	-16,38	-14,14

Oreille Droite						
Encoches						
Fré- quences(Hz)	[0;0]	[0,3;0,5]	[0,5;0,5]	[0,2;0,2]	[0,5;0,3]	[0,3;0,3]
250	40	40	41	39	40	36
500	48	35	23	36	24	23
1000	55	53	46	51	48	51
2000	56	54	52	54	54	53
3000	56	53	52	53	53	53
4000	53	50	46	50	48	50
Oreille droite						
Fréq(Hz)	250	500	1000	2000	3000	4000
BRE	230,35	79,49	399,56	1221,49	1613,37	1954,79
pl	27,81	14,56	5,02	47,12	185,01	3,95
pu	36,07	45,33	195,67	13,08	8,51	183,23
r	-3,73	-32,89	-355,5	-6,38	-7,78	-120,51

Oreille Gauche						
Encoches						
Fré- quences(Hz)	[0;0]	[0,3;0,5]	[0,5;0,5]	[0,2;0,2]	[0,5;0,3]	[0,3;0,3]
250	27	25	22	26	27	25
500	46	33	29	35	28	33
1000	56	55	55	56	57	57
2000	55	54	53	54	58	59
3000	76	77	77	76	77	79
4000	63	65	65	65	64	62
Oreille gauche						
Fréq(Hz)	250	500	1000	2000	3000	4000
BRE	484,66	88,65	843,55	1675,01	5691,01	7535,36
pl	66,96	13,86	199,12	175,84	178,5	121,58
pu	12,89	74,61	1,43	1,5	191,16	180,5
r	-0,15	-24,74	-21,15	-19,68	-0,23	-0,26

Oreille Droite						
Encoches						
Fré- quences(Hz)	[0;0]	[0,3;0,5]	[0,5;0,5]	[0,2;0,2]	[0,5;0,3]	[0,3;0,3]
250	27	27	24	25	23	25
500	44	33	27	33	28	30
1000	50	44	42	46	41	43
2000	61	58	54	56	52	55
3000	78	78	75	77	78	76
4000						
Oreille droite						
Fréq(Hz)	250	500	1000	2000	3000	4000
BRE	173,6	90,2	401,12	657,07	5989,62	
pl	2,29	13,99	8,03	9,71	12,2	
pu	196,89	68,84	27,25	48,1	69,88	
r	-231,95	-23,35	-13,28	-13,35	-0,01	

Annexe 5) Synthèse des valeurs estimées des ERB, p_l , p_u et r chez les normo-entendants

	250 Hz				500 Hz			
	BRE	p_l	p_u	r	BRE	p_l	p_u	r
	62,09	27,48	12	-22,93	102,96	17,88	21,3	-40,69
	59,87	14,37	20,59	-27,5	90,01	22,48	16,62	-32,47
	86,02	12,23	11,05	-48,78	96,22	22,88	19,02	-38,01
	71,14	13,93	14,45	-28,18	104,14	19,44	25,45	-33,25
	98,33	7,55	15,51	-51,9	123,68	13,13	11,26	-64,74
	128,48	22,58	4,54	-34,2	104,81	15,36	15,57	-56,66
	110,38	7,03	12,98	-23,06	124,75	27,81	22,01	-39,94
	108,12	11,65	7,92	-22,53	131,37	14,9	19,16	-34,45
	61,9	15,56	19,04	-20,99	87,91	24,8	21,1	-36,3
					88,01	22,28	23,44	-32,81
	81,63	15,47	11	-20,41	128,64	16,63	21,04	-29,05
	105,27	11,66	7,94	-46,72	116,24	26,61	17,94	-33,73
	105,94	6,31	18,33	-49,16	84,3	21,92	23,1	-33,97
	111,3	15,34	6,33	-30,62	97,63	20,5	19,48	-31,3
	93,21	11,91	10,59	-20,09	99,99	20,69	19,7	-33,01
					87,02	20,69	26,12	-33,76
					105,67	19,39	19,87	-29,63
	69,99	20,04	11,21	-29,9	100,65	31,68	18,27	-37,51
	89,06	10,16	12,55	-66,25	89,32	20,88	17,36	-37,43
	52,81	12,06	66,57	-20,68	93,95	20,4	21,94	-32,85
	96,19	28,88	6,29	-56,21	94,06	28,42	22,4	-33,6
	88,54	10,41	13,32	-21,44	122,69	22,67	17,84	-65,12
	79,38	194,34	6,46	-440,21	87,51	20,2	22,01	-34,63
					107,16	20,03	71,12	-27,53
					61,69	22,83	30,76	-32,3
	76,82	10,72	10,39	-21,91	97,15	22,61	19,23	-35,1
	62,58	19,27	37,52	-22,25	76,82	23,6	20,58	-40,47
moyenne	86,32	22,68	15,30	-51,18	100,16	21,23	21,99	-36,65
EcartType	20,39	38,81	13,39	88,00	16,49	4,24	10,14	9,68
moy-et	65,93	-16,13	1,91	-139,18	83,67	16,99	11,85	-46,34
moy+et	106,71	61,48	28,69	36,82	116,65	25,47	32,13	-26,97

1000 Hz				2000 Hz			
BRE	pl	pu	r	BRE	pl	pu	r
172,35	21,51	25,25	-40,29	246,26	29,16	36,68	-51,95
168,74	19,27	31,73	-29,82	219,7	92,45	22,76	-37,36
161,27	25,49	24,23	-38,16	318,47	22,42	28,56	-48,99
178,57	21,06	23,92	-49,49	372,48	21,32	21,64	-50,45
161,27	25,49	24,23	-38,16	364,24	19,16	25,84	-37,34
183,49	19,59	24,58	-46,98	385,08	23	18,95	-45,67
185,86	20,9	22,2	-43,17	316,77	26,04	24,52	-49,5
192,91	23,09	18,82	-49,62	326,51	20,11	31,35	-73,97
146,69	28,14	26,45	-51,54	293,36	25,19	29,73	-48,9
157,48	27,43	23,66	-47,06	353,66	18,67	28,7	-52,71
146,13	29,96	27,85	-41,09	282,1	29,09	27,69	-45,22
148,68	22,28	29,1	-47,5	321,07	24,5	35,38	-43,06
149,62	26,24	27,32	-39,75	319,23	24,69	25,46	-43,87
166,08	24,27	23,93	-42,15	319,65	24,64	25,46	-42,88
159,77	26,54	23,72	-42,96	319,09	28,76	22,23	-47,8
142,6	28,43	27,72	-42,5	300,85	27,84	25,5	-40,67
202,34	19,04	20,6	-39,81	424,6	15,26	24,63	-82,2
149,43	27,05	26,8	-33,38	314,2	23,78	27,45	-41,36
171,83	25,96	21,24	-34,59	286,17	27,36	28,6	-45,29
151,44	28,01	24,99	-50,75	290,97	25,58	29,73	-48,65
160,83	28,61	22	-50,61	344,48	21,26	25,59	-91,15
142,27	28,29	28,14	-35,76	267,01	28,53	31,57	-46,04
137,02	37,3	24,06	-38,24	285,25	24,96	32,01	-54,69
189,55	18,46	24,65	-44,91	369,15	22,39	20,99	-62,97
153,29	27,85	24,59	-40,71	269,73	25,19	36,08	-48,05
				324,25	26,1	23,51	-36,37
				278,23	28,62	28,91	-44,92
270,35	13,48	16,39	-66,8	464,66	16,58	18,15	-30,54
138,47	28,46	26,41	-50,17	304,64	23,42	29,95	-40,58
146,27	30,41	24,86	-47,14	316,81	25,84	24,72	-43,79
165,68	25,09	24,62	-43,60	319,96	26,40	27,08	-49,23
27,50	4,81	3,15	7,09	50,38	12,99	4,68	13,02
138,52	20,29	21,48	-50,69	269,58	13,40	22,40	-62,25
192,52	29,90	27,77	-36,52	370,33	39,39	31,76	-36,21

3000 Hz				4000 Hz			
BRE	pl	pu	r	BRE	pl	pu	r
462,51	22,06	31,48	-87,92	597,98	23,46	31,14	-49,62
274,29	97,36	28,25	-42,89	841,43	17,18	21,43	-34,37
403,83	22,31	44,61	-41,33	661,79	21,54	27,54	-84,89
459,25	26,43	25,86	-44,1	593,84	22,91	32,7	-79,18
431,01	24,82	31,77	-41,59	753,5	17,21	27,71	-72,86
496,83	20,54	29,32	-43,22	651,4	24,12	25,03	-49,35
451,57	23,34	30,86	-56,87	609,06	20,86	35,47	-79,08
490,46	20,97	29,38	-47,4	641,16	23,3	26,87	-54,45
405,52	27,84	31,58	-57,23	523,92	25,46	38,14	-91,14
422,96	29,71	27,16	-47,45	550,37	26,87	31,66	-56,34
348,34	33,56	35,41	-48,08	581,42	22,5	29,89	-49,53
319,11	34,87	40,82	-50,08	527,03	28,83	32,06	-54,88
442,11	25,28	29,31	-55,25	578,96	23,38	33,79	-88,24
409,27	29,21	29,44	-51,1	605,46	23,2	30,7	-92,47
425,58	29,71	26,83	-50,19	577,45	26,2	29,4	-55,49
381,85	32,98	30,02	-50,89	549,22	31,3	27,25	-54,45
				652,24	32,19	26,03	-63,27
489,18	23,84	25,29	-44,21	691,23	19,45	28,58	-50,47
501,53	22,05	26,16	-47,71	732,38	21,05	22,71	-82,25
421,52	27,48	29,54	-53,17	556,03	24,29	35,29	-94,32
427,01	28,98	27,3	-44,02	536,94	24,98	36,92	-52,98
432,62	27,64	27,86	-45,08				
368,68	30,66	34,8	-40,06	440,49	26,18	59,51	-41,69
481,59	23,01	27,17	-83,3	657,11	19,53	32,32	-83,54
461,35	25,63	26,41	-49,22	561,47	27,19	29,89	-43,11
464,51	24,33	27,56	-45,91	748,36	19,04	24,38	-85,77
491,78	25	23,84	-47,48	749,04	19,43	23,72	-47,59
433,66	27,42	27,97	-42,54	698,68	21,71	24,28	-40,63
544,83	22,34	21,75	-41,67	545,69	25,05	35,36	-53,4
621,55	15,76	25,56	-29,54				
440,15	28,45	29,42	-49,29	621,92	23,51	30,71	-63,76
67,08	13,92	4,73	11,54	89,39	3,77	7,19	18,55
373,07	14,53	24,69	-60,84	532,53	19,75	23,52	-82,31
507,23	42,37	34,16	-37,75	711,31	27,28	37,89	-45,22

Annexe 6) Synthèse des valeurs estimées des ERB, p_l , p_u et r pour les surdités légères

	250 Hz				500 Hz			
	BRE	p_l	p_u	r	BRE	p_l	p_u	r
	139,63	30,36	3,8	-32,34	101,27	23	17,44	-32,93
	147,65	96,23	3,9	-12,34	90,54	38,46	16,15	-25,41
	108,91	5,71	40,54	-15,97	126,6	12,54	21,35	-75,64
	64,25	19,44	13,65	-23,65	98,13	22,09	18,95	-40,26
	151,79	4,3	13,31	-20,97	109,32	18,68	17,97	-38,93
	172,38	13,91	3,31	-37,08	58,16	111,53	20,41	-36,86
	61,04	14,16	19,83	-29,32	106,64	20,84	17,09	-38,73
	93,18	11,97	9,88	-27,04	90,98	20,14	24,99	-28,41
					115,36	18,75	16,52	-27,67
					100,9	21,4	18,56	-34,83
	63,08	10,75	30,97	-31,93	104,02	23,8	16,19	-36,1
					116,61	17,65	16,77	-34,62
					86,92	26,92	20,24	-35,64
	115,68	8,33	13,11	-13,58	81,66	30,04	20,8	-34,89
					85,81	21,81	25,09	-39,52
	59,31	17,83	16,03	-38,35	79,76	23,35	27,08	-49,01
	67,57	14,82	14,86	-33,98	76,99	16,24	71,13	-28,31
					104,05	15,45	26,28	-28,41
					175,84	18,42	8,22	-69,78
	79,33	9,84	18,27	-25,54	183,6	14,33	8,88	-28,14
	96,01	19,83	7,03	-57,77	86,81	24,32	22,03	-34,9
					78,25	27,57	23,89	-39,8
	87,57	17,94	9,46	-23,44	95,74	23,09	19,09	-41,88
	97,45	8,31	23,34	-14,19	88,1	27,13	19,53	-44,22
					117,91	14,07	22,29	-26,47
	51,6	13,12	27,8	-58,65	138,3	12,2	18,29	-27,16
	109,91	8,62	9,62	-45,57	111,97	16,81	19,48	-28,96
	106	12,27	7,24	-16,16				
	94,82	23,93	6,93	-22,91	275,14	35,41	39,86	-6,3
moyenne	98,36	18,08	14,64	-29,04	110,19	24,86	21,95	-36,21
EcartType	34,07	19,44	9,85	13,43	42,25	18,12	11,24	13,02
moy-et	64,29	-1,36	4,80	-42,47	67,94	6,74	10,71	-49,23
moy+et	132,43	37,52	24,49	-15,61	152,44	42,98	33,19	-23,19

1000 Hz				2000 Hz			
BRE	pl	pu	r	BRE	pl	pu	r
145,39	29,84	25,54	-45,79	245,44	20,29	84,71	-35,57
193	19,59	22,01	-46,34	358,02	17,85	29,87	-79,28
				395,65	15,79	28,18	-39,9
157,74	23,93	27	-43,3				
163,57	17,65	40,04	-37,62	320,16	22,06	28,84	-43,76
132,59	30,07	30,28	-46,54	300,51	25,95	27,46	-37,33
144,96	30,2	25,41	-50,27	340,14	21,47	26,01	-47,29
143,13	29,74	26,4	-41,39	423,65	16,01	23,18	-34,66
				281,37	17,79	75,15	-30,44
210,95	17,47	20,78	-39,21	645,49	8,58	22,24	-55,28
217,92	16,68	20,42	-42,6	563,77	8,71	38,23	-46,34
227,54	16,32	19,05	-61,48				
137,54	29,4	28,84	-40,47	527,59	12,18	20,15	-36,68
164,75	23,72	24,88	-45,87	514,25	11,53	23,88	-63,12
181,9	21,58	22,43	-44,91	428,38	14,35	28,82	-25,19
195,32	19,98	21,02	-43,89	560,42	11,4	20,44	-23,97
270,49	11,18	22,53	-27,71	711,05	6,33	48,06	-37,14
				612,61	12,92	13,85	-23,78
159,67	24,89	25,28	-39,06	350,2	18,25	30,53	-75,67
189,81	27,05	17,27	-43,5	343,43	20,74	26,59	-44,92
				454,05	18,25	17,11	-35,04
156,03	27,3	24,28	-36,63				
153,14	24,19	28,4	-46,2				
193,11	19,13	22,68	-36,61	545,12	14,46	15,71	-24,01
184,29	19,32	24,99	-33,89	659,01	9,37	17,68	-27,27
204,95	17,75	21,96	-31,74	496,67	15,05	18,26	-31,74
206,28	19,9	19,42	-28,06				
323,79	11,36	14,23	-23,68	704,38	10,35	13,61	-21,43
				687,78	8,12	23,06	-21,66
185,74	22,01	23,96	-40,70	477,88	14,91	29,23	-39,23
44,37	5,75	5,09	8,11	144,62	5,13	17,47	15,88
141,38	16,26	18,88	-48,80	333,26	9,78	11,76	-55,10
230,11	27,76	29,05	-32,59	622,50	20,04	46,71	-23,35

3000 Hz				4000 Hz			
BRE	pl	pu	r	BRE	pl	pu	r
539,09	20,18	25,61	-28,64				
479,11	23,88	26,38	-38,46	866,03	11,71	43,76	-66,25
873,9	10,67	19,65	-29,12	1024,06	9,65	40,97	-59,79
659,67	14,59	24,33	-34,62	1690,97	8,96	11,88	-17,09
521,66	21,43	25,26	-31,21	1380,38	10,51	12,91	-55,37
886,96	10,58	20,88	-21,98	2911,84	4,87	6,05	-31
661,35	13,99	26,31	-30,87	1139,34	10,36	21,78	-46,89
674,42	15,69	21,41	-26,58	975,92	11,87	26,61	-36,81
585,91	17,37	25,93	-27,72				
543,12	22,59	21,8	-33,65	709,73	17,17	32,86	-42,82
				1323,98	10,22	14,77	-60,06
				1018,58	11,38	25,36	-74,41
564,43	27,79	17,3	-35,01	1017,36	17,85	14,49	-26,1
657,7	17,29	19,65	-29,95	1107,85	9,52	29,87	-66,54
605	19,31	20,84	-29,28	905,51	11,25	41,12	-67,84
367,28	21,18	73,8	-33,22	1125,81	11,09	19,79	-44,88
562,92	17,4	28,41	-29	1472,09	8,58	14,81	-61,06
1452,28	12,69	6,07	-60,72	1454,15	14,9	15,11	-12,52
736,23	14,85	18,07	-43,17	1340,21	7,63	33,32	-20,91
378,63	63,76	44,11	-15,89	2445,5	5,81	9,25	-14,19
652,76	20,29	25,88	-32,17	1328,30	10,74	23,04	-44,70
242,79	11,78	14,00	9,27	555,00	3,36	11,72	20,44
409,97	8,51	11,88	-41,44	773,30	7,38	11,32	-65,14
895,55	32,07	39,87	-22,90	1883,29	14,10	34,76	-24,25

Annexe 7) Synthèse des valeurs estimées des ERB, p_l , p_u et r pour les surdités moyennes

	250 Hz				500 Hz			
	BRE	p_l	p_u	r	BRE	p_l	p_u	r
	62,94	12,34	46,16	-15,88	103,93	19,64	19,21	-29,68
					218,56	26,79	33,03	-7,91
	101,13	7,89	14,64	-20,36	121,39	14,25	20,33	-26,37
					65,86	51,02	57,51	-15,23
	387,82	29,35	39,42	-1,18				
					217,43	13,99	14,3	-10,53
	484,66	66,96	12,89	-0,15	88,65	13,86	74,61	-24,74
					90,2	13,99	68,84	-23,35
	156,34	4,19	12,8	-19,89	159,18	13,65	13,36	-18,85
	238,32	5,57	14,82	-5,13				
	49,38	74,56	56,96	-11,55				
	65,21	26,04	17,03	-14,33	374,24	36,7	36,83	-4,71
moyenne	193,23	28,36	26,84	-11,06	159,94	22,65	37,56	-17,93
EcartType	164,20	27,80	17,81	8,02	97,52	13,26	23,80	8,83
moy-et	29,03	0,56	9,03	-19,08	62,41	9,39	13,76	-26,76
moy+et	357,42	56,16	44,65	-3,04	257,46	35,92	61,35	-9,10

1000 Hz				2000 Hz			
BRE	pl	pu	r	BRE	pl	pu	r
420,57	6,86	15,36	-64,08	1717,54	2,42	28,38	-10,08
302,03	48,78	9,74	-14,97				
				687,78	8,12	67,62	-30,37
421,69	7,43	19,11	-15,24				
189,34	13,61	63,19	-22,31				
363,17	12,88	12,88	-15,06				
284,94	9,45	64,1	-16,19	1096,05	7,19	52,75	-8,59
584,15	6,52	8,63	-14,88				
559,34	5,74	9,32	-34,85	1254,19	34,63	46,03	-5,58
				1045,44	20,53	5,21	-14,92
				1221,49	47,12	13,08	-6,38
401,12	8,03	27,25	-13,28	657,07	9,71	48,1	-13,35
258,81	12,13	23,35	-23,24				
597,68	5,97	7,5	-45,96	731,22	73,24	7,12	-14,63
225,68	11,58	63,03	-19,28	601,51	56,91	55,12	-9,25
181,15	15,23	53,34	-21,71				
368,44	12,63	28,98	-24,70	1001,37	28,87	35,93	-12,57
145,23	11,32	23,03	15,08	368,43	25,39	23,07	7,48
223,20	1,32	5,95	-39,77	632,94	3,48	12,86	-20,05
513,67	23,95	52,02	-9,62	1369,80	54,27	59,01	-5,09

3000 Hz				4000 Hz			
BRE	pl	pu	r	BRE	pl	pu	r
				7566,39	67,26	21,02	-0,26
430,33	21,32	50,32	-26,72	3123,04	7,79	3,49	-96,02
1076,37	9,55	13,59	-28,66	3798,62	4,33	3,66	-47,11
1087,64	9,4	24,28	-14,02	3303,47	28,48	18,5	-4,49
							-7,66
1512,48	16,43	8,67	-10,36	1909	31,83	4,68	-49,31
1886,74	12,21	4,13	-24,75	1167,1	10,04	31,88	-17,66
1224,07	17,53	6,77	-66,52				
5989,62	12,2	69,88	-0,01				
				7136,96	66,23	30,1	-0,51
1832,23	47,12	13,08	-6,38				
1879,94	18,22	23,84	-22,18	4000,65	30,85	16,19	-27,88
1725,10	12,39	23,76	20,64	2458,05	26,62	12,38	33,90
154,83	5,83	0,08	-42,82	1542,61	4,23	3,81	-61,78
3605,04	30,61	47,60	-1,54	6458,70	57,47	28,57	6,02

ETUDE DES FILTRES AUDITIFS DES NORMO-ENTENDANTS, DES MALENTENDANTS AVEC UNE SURDITE LEGERE OU MOYENNE

Soutenue le 5 novembre 2015

Par Pierre TOUSSAINT

RESUME

Moore en 1987, a défini que les filtres auditifs peuvent être considérés comme une fonction de notre système auditif représentant la sélectivité fréquentielle. Ils sont donc responsables en grande partie de la compréhension en milieu bruyant, problème majeur chez les malentendants.

Le but de notre étude était d'observer l'évolution de l'allure des filtres auditifs en fonction du degré de surdité et ainsi espérer pouvoir établir un filtre auditif « type » pour chaque catégorie testée.

Cette étude a été complétée par une présentation introductive de l'histoire des filtres auditifs.

Le protocole mis en place pour permettre de mesurer et de dessiner l'allure de chaque filtre est également détaillé.

MOTS CLEFS

Filtres Auditif

Normo-entendant

Surdité

Sélectivité fréquentielle

Courbe de masquage

Bande rectangulaire équivalente

Elargissement