



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>

Utilisation conjointe de l'audiométrie automatique de BEKESY et des CPAR¹ dans la détermination des caractéristiques de l'acouphène

Mémoire présenté en vue de l'obtention du
Diplôme d'Etat d'Audioprothésiste par

Anne-Laure KRETZ

Maitre de mémoire : M. Yves LASRY

Année 2014

¹ Courbes Psychoacoustiques d'Accord Rapides

Remerciements

Avant tout, je tiens à remercier tout particulièrement mon maître de mémoire M. Yves LASRY pour m'avoir transmis ses connaissances et m'avoir accordé son entière confiance en m'adressant ses patients et me confiant ce sujet de mémoire.

Par ailleurs, une personne qui m'aura été précieuse dans la réalisation de l'étude clinique est M^{elle} Charlotte REMPP, en me confiant ses patients acouphéniques, me partageant ses avis et sa bonne humeur.

J'adresse également mes remerciements à M. Hervé BISCHOFF pour son intérêt pour le projet et sa participation lors du développement du prototype logiciel, nous adressant observations et commentaires avisés sur ce dernier.

Je souhaite bien évidemment remercier l'ensemble de l'équipe enseignante de la faculté de pharmacie de Nancy pour la pédagogie et le suivi dont elle aura fait preuve tout au long de notre scolarité.

Enfin, je remercie mon entourage proche pour le soutien qu'il m'a apporté tout au long de ma scolarité et plus particulièrement lors de la rédaction de ce mémoire.

Table des matières

INTRODUCTION	1
1. LES ACOUPHENES	3
1.1 DE LA GENESE D'UN ACOUPHENE.....	3
1.1.1 Qu'est-ce qu'un acouphène ?.....	3
1.1.2 Neurophysiologie de l'acouphène	6
1.2 ACOUPHENE ET GESTION DES EMOTIONS.....	12
1.2.1 Le modèle neurophysiologique de Jastreboff	12
1.2.2 Distorsions cognitives, dépression et anxiété	14
1.2.3 Acouphène et distorsion de la sensation d'intensité	17
1.3 LES PRISES EN CHARGE ACTUELLES.....	20
1.3.1 La thérapie Cognitivo-Comportementale (TCC).....	20
1.3.2 Les thérapies sonores	21
1.3.3 La pharmacothérapie	27
1.3.4 Les stimulations cérébrales	28
1.4 EVALUATION CLINIQUE DE L'ACOUPHENE	30
1.4.1 Les questionnaires	30
1.4.2 L'anamnèse	32
1.4.3 Tests audiométriques	33
1.5 PSYCHOACOUSTIQUE DE L'ACOUPHENE.....	38
1.5.1 Acouphène et perte auditive	38
1.5.2 Pic de perception et profil audiométrique	40
1.5.3 Acouphène et zone morte cochléaire (ZMC).....	41
1.5.4 Les sous-groupes d'acouphène.....	42
1.6 LOGICIELS D'ACOUPHENOMETRIE EN FRANCE.....	45
1.6.1 Logiciel d'acouphénométrie par Simon Schertzer	45
1.6.2 AmpliSimulAc.....	46
1.6.3 Tinnitus test modality.....	49
Le Tinnitomètre	51
2. LA METHODE TINNISWEEP	54
2.1 NOTIONS UTILES DE PSYCHOACOUSTIQUE	54
2.1.1 Définition	54
2.1.2 Paramètres acoustiques fondamentaux.....	54
2.1.3 La sonie.....	56
2.1.4 La tonie	58
2.1.5 La diplacousie	59

2.1.6 Les bandes critiques.....	60
2.2 AUDIOMETRIE AUTOMATIQUE DE BEKESY	63
2.2.1 Les sons purs.....	63
2.2.2 L'audiométrie automatique de Békésy.....	64
2.3 LE TEST DES COURBES PSYCHOACOUSTIQUES D'ACCORD RAPIDES PAR MOORE (CPAR).....	67
2.3.1 Le bruit blanc	67
2.3.2 Les Courbes Psychoacoustiques d'Accord (CPA)	68
2.3.3 La mesure des CPAR selon Moore	69
2.4 L'AUDIOGRAMME-MASKING	70
2.5 TINNI SWEEP	73
2.5.1 Interface graphique et paramètres choisis	73
2.5.2 Le matériel utilisé	79
2.6 ETUDE SUR UNE POPULATION ACOUPHENIQUE	81
2.6.1 Population étudiée	81
2.6.2 Protocole de l'étude.....	82
2.6.3 Résultats de l'étude	85
2.6.4 Discussion	91
CONCLUSION	95
BIBLIOGRAPHIE	96
ANNEXE : RESULTATS GRAPHIQUES	107
INDEX DES ILLUSTRATIONS	123



Introduction

Spaulding (1903), Minton (1923), Fowler (1928), Josephson (1931), Vernon et Fenwick (1985) sont autant de grands noms, connus dans la recherche audiolgique pour avoir exploré les avantages d'une classification fréquentielle des acouphènes à travers diverses méthodes de mesure par comparaison.

Cependant, Feldmann innove en 1969 en proposant une méthode par effet de masque réalisée sur tout le spectre fréquentiel grâce à un bruit blanc à bande étroite dont on mesure le niveau minimum masquant l'acouphène (Audiogramme-masking). En comparant cette courbe à celle du seuil audiométrique tonal réalisée grâce à un son pur, Feldmann a établi cinq courbes types validées par Hazell (1981) ainsi que Mitchell (1983).

De cette méthode découle celle proposée par François Le Her, qui réalise alors en 1984 une étude sur 200 cas. La différence principale réside dans le choix du stimulus utilisé pour réaliser le seuil tonal liminaire, ici un bruit blanc bande étroite. Cette expérimentation met en avant un nouveau paramètre : le Minimum Masking Level (MML) en bruit blanc large bande, placé ensuite au niveau de la zone caractéristique de l'acouphène ainsi déterminée par un « pincement », et dont la position comparée au champ dynamique Seuil liminaire/Seuil minimum masquant a permis à Le Her d'établir à son tour trois types de configuration : Divergente (MML supérieur au champ dynamique), Tangente (MML incluse) et Convergente (MML inférieur) [1].

C'est lors d'une discussion entre Yves Lasry et François Le Her, que l'idée d'une nouvelle méthode également inspirée des travaux de Feldmann est née ; Aujourd'hui, l'audiométrie automatique de Békésy permet d'explorer l'ensemble du spectre fréquentiel de manière extrêmement précise, en regard des fréquences fixes habituellement proposées par les audiomètres classiques. De même, la méthode de Moore pour déterminer les courbes psychoacoustiques d'accord rapides (CPAR), réalisées à partir d'un son test simulé, permet de mesurer la sélectivité fréquentielle du système auditif.

En combinant ces différents principes, pourquoi ne pas balayer l'ensemble des fréquences au Békésy en établissant premièrement une courbe du seuil tonal liminaire en son pur, puis une CPAR réalisée à partir du signal « acouphène » en tant que son test ? En théorie, la confusion

provoquée par le son pur avec l'acouphène devrait permettre de provoquer ou d'accentuer une anomalie audiométrique, abaissant momentanément le seuil. De même, la CPAR inversée serait obtenue de manière caractéristique par une remontée du seuil à l'approche du spectre fréquentiel de l'acouphène, mesurant ainsi sa sélectivité propre par effet de masque.

De manière à pouvoir étudier cette hypothèse dans la détermination des caractéristiques psychoacoustiques de l'acouphène, Yves Lasry a élaboré un prototype logiciel qu'il a été décidé de nommer « TinniSweep » par écho aux termes de « Tinnitus » (acouphène) et « Sweep » (balayage). Ce mémoire a donc pour objectif de tenter de rendre compte du potentiel de cette méthode et de son application logicielle à travers une étude réalisée sur une population acouphénique et ce, grâce à un protocole d'utilisation du prototype, proposé à cet effet.

Dans ce but et afin d'appuyer les interprétations avancées lors de la discussion rédigée à l'issue de l'étude, il a semblé nécessaire de passer en revue les différents aspects physiologiques, psychologiques et psychoacoustiques que comporte l'acouphène. De même, après avoir réalisé un état des lieux des logiciels d'acouphénométrie existants, la méthode TinniSweep sera abordée en détail et ce, en rappelant les trois principes fondateurs utilisés ici : l'audiométrie automatique de Békésy, les CPAR de Moore et l'audiogramme-masking de Feldmann.

1. Les acouphènes

1.1 De la genèse d'un acouphène

1.1.1 Qu'est-ce qu'un acouphène ?

Un peu d'histoire...

En 1683, le *Traité de l'organe de l'ouïe* écrit par Verney décrit un phénomène appelé « tinnitus », alors traduit du latin en français par « tintement » [2]. Ce dernier fut officiellement distingué en deux origines distinctes par Diderot et Alembert dans le tome 16 de leur *Encyclopédie* en 1765 : les tintements dépendants des maladies du cerveau, ou bien de celles de l'oreille. Cependant, Verney émettait déjà l'hypothèse, dans son traité, que parmi les tintements dépendants des maladies de l'oreille, les bourdonnements et les murmures seraient déclenchés par un « ébranlement lâche » tandis que les tintements et les sifflements le seraient par un « ébranlement tendu » ; distinguant ainsi les différentes sensations sonores induites par ce phénomène.

En retraçant l'histoire de l'acouphène, une anecdote surgit des archives : François Boissier de Sauvages avance dans son écrit latin *Nosologie méthodique* (1763), la théorie que ce « tintouin », du mot latin d'origine grecque « syrignus », serait une pathologie à classer dans les hallucinations avec les vertiges, la berlue, la bévue, l'hypochondrie et le somnambulisme. Celui-ci serait provoqué par la faim, la faiblesse résultante, ainsi que par le « trop grand usage des femmes ».

Le terme évolua donc au cours des ouvrages entre 1683 et 2001, de « tintement » au terme contemporain d'« acouphène », en passant par le « bourdonnement d'oreille » ainsi que le fameux « tintouin ». Les désignations médicales « bruit d'oreille » et « sensation sonore subjective » étant par ailleurs communément utilisées jusqu'au XXe siècle.

« Acouphène » fut cité pour la première fois par Marie-Ernest Gellé en 1883 dans son article sur la surdité, apparu dans le tome 34 du *Nouveau dictionnaire de médecine et de chirurgie pratique*. Il émet ainsi l'hypothèse qu'il serait dû à une irritation ajoutée à une compression du nerf labyrinthique. Cependant, la première réelle définition de ce terme fut établie par Etienne Escat en 1908, dans son ouvrage intitulé *Technique ORL sémiotique et thérapeutique*: « Sensations auditives qui n'ont point pour cause des sons extérieurs et qui, bien que

subjectives, ne sont pourtant pas hallucinatoires, le sujet ayant toujours conscience de leur non subjectivité. » Il distingue alors les acouphènes subjectifs dits « entotiques labyrinthiques » des acouphènes objectifs dits « périotiques ».

Aujourd'hui, et ce depuis le rapport intitulé *Acouphène et hyperacousie* sous la direction de Bernard Meyer en 2001, le terme d' « acouphène » est officiellement adopté par le monde médical mais également par les patients, abandonnant ainsi pratiquement celui de « bourdonnement » [3].

Epidémiologie

« Acouphène » vient donc du grec « akouein », signifiant entendre, et « phaïnein », apparaître. Aujourd'hui, les écrits semblent s'accorder dans l'ensemble sur la définition donnée par le docteur Martine Ohresser en 2004 dans son livre intitulé *Bourdonnements et sifflements d'oreille* :

« L'acouphène est une perception sonore en l'absence de tout stimulus acoustique extérieur. Son origine se situe à l'intérieur même de l'organisme. »

En France, 10 à 17% de la population est atteinte d'acouphène chronique dont 1,6 million le qualifie d'agressif et 300 000 d'handicapant dans leur vie psycho-sociale. De manière générale, la prévalence de l'acouphène handicapant est plus importante chez les personnes âgées de plus de 70 ans. Chez l'enfant, cela reste difficile à estimer, mais même si l'expérience de perception de l'acouphène est similaire à celle des adultes, ils semblent moins susceptibles d'en être perturbés.

L'acouphène consiste en un symptôme, et non une maladie, présentant une importante variabilité interindividuelle, ainsi que nous l'avons vu précédemment : il est globalement caractérisé par les patients par une sensation unilatérale ou bilatérale de bourdonnement, sifflement, tintement ou encore de claquement. Ceci est dû au fait que toute atteinte des voies auditives du conduit auditif externe au cortex, est susceptible de provoquer des acouphènes.

On les classera donc principalement en fonction de leur(s) localisation(s), de l'intensité et la tonalité ressentie par le sujet, ainsi que de son caractère continu ou pulsatile, et sa manifestation intermittente ou permanente. La difficulté principale de cette catégorisation réside principalement en le fait qu'ils peuvent être stables ou fluctuants, uniques ou pluriels

et se différencier d'une oreille à l'autre, dans le cas d'acouphènes bilatéraux. Dans près de 50% des cas, l'acouphène est perçu dans les deux oreilles. Lorsqu'il est latéralisé, il l'est plus souvent du côté gauche que du côté droit. Il est à noter que la plupart des patients parviennent à définir sa localisation, mais la raison de la prépondérance gauche est inconnue et visiblement non liée à l'asymétrie de la perte auditive [4].

Le mode d'apparition est par ailleurs essentiel au diagnostic : associé au ressenti du sujet, il permettra au médecin de déterminer s'il s'agit d'un acouphène objectif ou subjectif.

L'acouphène objectif représente un cas particulier ; il concerne seulement 1% des sujets acouphéniques et consiste en un bruit normal pouvant être perçu par un autre sujet que la personne concernée, ou par enregistrement clinique [5]. Ils se distinguent de par leur origine : vasculaire ou mécanique. Les acouphènes d'origine vasculaire (artérielle ou veineuse) également appelés « acouphènes pulsatiles », sont provoqués par sténose de la carotide ou du système vertébro-basilaire (partie cérébrale arrière irriguée à la fois par les artères vertébrales et le tronc artériel basilaire). Les acouphènes objectifs d'origine mécanique sont quant à eux appelés « acouphènes claquants ». Comme l'indique son surnom, la sensation sonore s'apparente à un claquement ou un click bref, et s'avère être la conséquence d'anormales contractions musculaires phasiques et involontaires du nasopharynx (partie arrière des fosses nasales composant le pharynx) ou de l'oreille moyenne ; plus particulièrement du muscle du marteau, de l'étrier, du tensor tympani ou encore de la trompe d'Eustache. Actuellement, les traitements médicamenteux et chirurgicaux des acouphènes objectifs se montrent efficaces. C'est pourquoi cette particularité ne sera pas davantage développée dans ce travail.

Par opposition, l'acouphène subjectif est uniquement percevable par le sujet. Celui-ci ne consiste pas en une maladie à part entière, mais en un symptôme. Il peut être induit par différentes causes dont la principale reste la perte auditive, ce qui n'est pas systématique. Les causes extrinsèques principales incluent l'exposition au bruit et la prise de médicaments ototoxiques, notamment s'ils sont associés à une cause intrinsèque à savoir : otospongiose, maladie de Menière ou neurinome de l'acoustique. Diverses études ont permis de mettre en évidence des raisons secondaires pouvant entraîner la perception d'un acouphène, telles que l'obésité, le tabagisme, la consommation d'alcool, le traumatisme crânien, les antécédents d'arthrite, l'hypertension artérielle ainsi qu'une éventuelle prédisposition génétique. Par

ailleurs, il a été démontré que certains facteurs consistent, avec l'acouphène, en une comorbidité à savoir l'anxiété, la dépression et le dysfonctionnement de l'articulation temporo-mandibulaire.

1.1.2 Neurophysiologie de l'acouphène

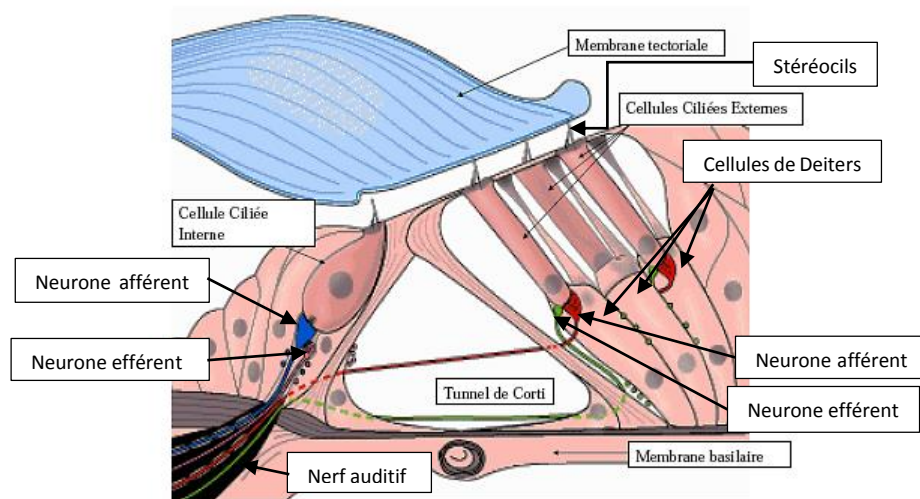


Figure 1 Organe de Corti [117]

Origine périphérique

- **Les otoémissions spontanées :**

***Rappel :** Les CCE sont responsables de la sensibilité aux sons faibles de l'oreille interne, grâce à leur capacité à se contracter et à produire des vibrations, entraînant ainsi une amplification par reconnaissance de ce phénomène mécanique comme un son émis par la cochlée (Davis, 1983) [6]. Il s'agit d'otoémissions acoustiques pouvant être enregistrées, et régulièrement utilisées aujourd'hui, notamment lors du dépistage néonatal de surdité.*

Selon certains travaux (Ceranic, Prasher & Luxon, 1995) [7], il existerait un lien entre les acouphènes, et les otoémissions spontanées présentées par certains individus, c'est-à-dire et par définition de l'acouphène, en l'absence de stimulation acoustique. Cependant, la proportion observée de ce type d'acouphène étant moindre (4%), la corrélation entre les deux phénomènes reste largement controversée.

L'implication du calcium :

- ***La désolidarisation des stéréocils et de la membrane tectoriale :***

Rappel : Au sein de l'organe de Corti, les cellules ciliées externes reposent sur des cellules de soutien (cellules de Deiters), et sont disposées en trois rangées de stéréocils de taille croissante, formant un « W ». L'extrémité la plus longue de ces cils est insérée dans la membrane tectoriale, assurant ainsi le couplage mécanique entre cette dernière et la membrane basilaire. Ce couplage a pour fonction d'augmenter la sélectivité et la sensibilité des cellules cochléaires.

Les cellules ciliées internes se présentent, dans ce même organe, sous la forme d'une rangée rectiligne dont les stéréocils ne sont pas en contact direct avec la membrane tectoriale.

A la réception d'un signal acoustique extérieur, les contractions des CCE mettent en mouvement la membrane tectoriale, entraînant ainsi une mise en contact avec les CCI.

Lors d'une contamination par un agent ototoxique tel que la quinine ou l'acide acétylsalicylique (contenant du salicylate), Jastreboff a établi que leur absorption provoquaient une diminution du taux de calcium dans le liquide cérébro-spinal, ainsi qu'au sein de la périlymphe cochléaire. D'après Tonndorf [8], une telle modification entraînerait une altération du couplage entre les stéréocils les plus longs des CCE et la membrane tectoriale. Par ailleurs, les travaux de Harris [9] ont permis de démontrer que la conséquence de ce phénomène était une augmentation de la sensibilité dans la perception du bruit de fond enregistré à l'entrée des CCE et ce, de l'ordre d'une trentaine de décibels. Sachant que le niveau sonore normal mesuré est de 20 décibels au-dessous du seuil à 1000 Hz, cette différence d'intensité nous amène à un niveau de + 10 dB. Cette théorie étayerait donc celle qui actuellement nous permet d'évaluer un acouphène à un faible niveau sonore de + 5 à + 10 dB, et permettrait également d'expliquer l'origine du phénomène de recrutement.

D'après Brownell et al. (1991) [10], une diminution du taux de calcium entraînerait une diminution de la taille des CCE ainsi qu'une augmentation de leur diamètre ; ce qui altère en conséquence leur pouvoir contractile, et donc la micromécanique cochléaire qui découle de ce système, à savoir les procédés cochléaires actifs (ou évoqués). Outre les drogues ototoxiques, le traumatisme sonore peut également entraîner des dommages cochléaires au niveau des CCE puis des CCI, de la base de la cochlée (transduction des hautes fréquences) à

son apex. Entre 1984 et 1989, Conlee, Hunter, Liberman et al. ont démontré que lorsque les CCE sont atteintes, mais que les CCI ne le sont pas encore, la distance entre la membrane tectoriale et la membrane basilaire diminuant (du fait de leur diminution de taille ou bien de leur perte totale), il y aurait une mise en connexion constante des CCI avec la membrane tectoriale. La dépolarisation en résultant provoquerait une activité continue dans les fibres efférentes, et serait donc interprétée par le cerveau comme un son tout aussi permanent.

- ***L'effet de bord :***

Rappel : Or, la sélectivité fréquentielle induite par la tonotopie cochléaire permet, en temps normal, l'inhibition des fibres efférentes par transduction précise des CCI dont Hazell suggère l'implication dans la génération de l'acouphène.

Si les CCE sont endommagées, l'activité spontanée est atteinte, et la théorie précédente nous a permis de comprendre que l'activité évoquée était augmentée de manière aberrante, levant ainsi l'inhibition efférente des CCE et des CCI. Ce phénomène, démontré par Stypulkowski (1990) [11], peut impacter les cellules voisines intactes, du fait de la connexion d'une fibre efférente à plusieurs dizaines de fibres afférentes, augmentant leur activité de base par stimulation aberrante de leur transmission synaptique. Cette stimulation entraînerait donc la perception d'un acouphène.

- ***Excitotoxicité glutamatergique :***

Rappel : Le glutamate, présent au niveau de la cochlée et tout au long du nerf auditif (nerf VIII), agit à la base des CCI sur deux types de récepteurs synaptiques: le NMDA (N-Methyl-D-Aspartate) activé uniquement par les fortes intensités sonores et le non-NMDA, sur lequel agit plus généralement le glutamate.

Après une forte exposition sonore, l'oreille subit ce que l'on appelle une « fatigue auditive » par hyper excitation glutamatergique due à l'activation des récepteurs NMDA. Cette concentration chimique devient alors toxique pour la cochlée, et provoque des lésions sur la membrane postsynaptique par libération à la fois de glutamate, et de radicaux libres de type hydroxyle (OH). D'après Ehrenberger (1990) [12], l'inhibition de la neurotransmission qui en résulte induirait une activité anormale du nerf VIII, et serait responsable de l'apparition de l'acouphène.

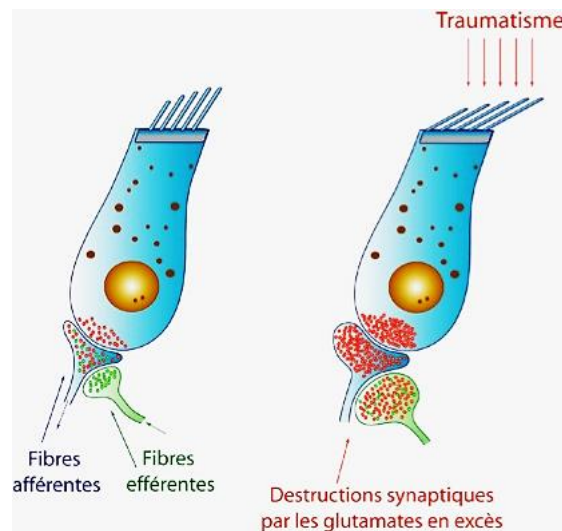


Figure 2 Conséquences d'une excitotoxicité glutamatergique [118]

L'ensemble de ces théories permettraient d'expliquer l'éventuelle association entre acouphène et hypoacousie, ainsi que le fait que pour une même audiométrie tonale, le patient puisse présenter cette plainte... ou non.

Origine centrale

Après une perte auditive, les neurones centraux répondent à une zone fréquentielle correspondant à la fréquence de coupure de cette perte, et l'acouphène pourrait en être une conséquence perceptive. Ces remaniements centraux pourraient être comparés à l'analogie bien connue de la « douleur fantôme » que nous décrirons plus loin.

Actuellement, il n'existe pas de consensus sur le niveau des voies auditives auquel le signal neuronal sous-tendant l'acouphène est généré, ni sur la nature de ce signal. Cependant, les auteurs s'accordent généralement sur le fait que des lésions au niveau du système auditif périphérique seraient à l'origine des modifications centrales amenant à une perception de l'acouphène, mais non exclusifs (la section du nerf auditif devrait supprimer l'acouphène, ce qui n'est pas le cas).

- **Diminution de l'inhibition centrale et augmentation de l'activité neuronale :**

Rappel : Au sein du système auditif central, la quantité de décharge neuronale ainsi que la sonie (sensation d'intensité) est proportionnelle aux stimulations de faible intensité.

L'acouphène étant estimé à un faible niveau sonore, sa perception pourrait être liée à une augmentation de l'activité neuronale spontanée, c'est-à-dire à une augmentation de la libération de potentiels d'action. Deux hypothèses expliqueraient ce phénomène :

- L'acouphène serait lié à la production d'activités dont l'intervalle de temps séparant deux potentiels d'action serait plus petit que la constante de temps nécessaire à l'intégration des entrées excitatrices. La somme des potentiels excitateurs post-synaptiques seraient susceptibles, même au-dessous du seuil, de déclencher des potentiels d'action dans une cellule cible.
- L'acouphène serait lié à l'augmentation de synchronie, au niveau du nerf auditif ou au niveau cortical, entre les décharges neuronales ; ce qui présente une façon différente de rendre une cellule cible plus susceptible de produire des PAs.

Rappel : L'organisation tonotopique du système auditif s'effectue « en colonne ». En effet, la fréquence de coupure des neurones est étroitement liée à sa position spatiale. Cependant, ce système reçoit des informations provenant des étages inférieurs, ainsi que des données excitatrices ou inhibitrices provenant d'un même étage central (notamment au niveau cortical) et pouvant agir à des fréquences plutôt éloignées de leur lieu d'origine (Norena et Eggermont, 2003) [13].

Nous savons à présent qu'une lésion périphérique, et plus particulièrement au niveau cochléaire, serait associée à une levée de l'inhibition centrale (Mossop et al., 2002 ; Norena et al., 2003) [14] ; elle-même impliquée dans les propriétés de sélectivité fréquentielle des neurones centraux (Norena et Eggermont, 2003) [13]. Autrement dit, étant donné que le système nerveux central (SNC) a pour rôle de compenser les diminutions d'entrées par augmentation de la sensibilité des centres corticaux à la stimulation, une baisse importante perturberait néanmoins cet équilibre et engendrerait une adaptation pathologique par augmentation aberrante de l'activité neuronale spontanée au niveau du noyau cochléaire dorsal (NCD), du colliculus inférieur et du cortex auditif (Kaltenbach et al., 2007) [15].

Cette capacité d'adaptation traduit une plasticité cérébrale dont le principe est de modeler les connexions neuronales et la masse synaptique en fonction des zones corticales, selon les stimulations ou absences de stimulation.

- ***Une réorganisation centrale :***

Dans l'émergence d'un acouphène, le phénomène de réorganisation cortical fut assimilé à celui que l'on attribue à la « douleur fantôme » citée précédemment, ressentie plusieurs semaines à plusieurs mois après l'amputation d'un membre (Norena et Eggermont, 2002-2003) [13]. En effet, chez certains sujets amputés, les centres sont si profondément remaniés, qu'une stimulation du visage peut induire une perception dans le membre manquant (Ramachandran et al., 1992).

Après une perte auditive, les neurones corticaux de l'aire auditive primaire correspondant initialement précisément aux fréquences caractéristiques situées dans la perte, perçoivent et répondent à une stimulation provenant des fréquences proches de celle-ci. Cette aire fréquentielle se trouve alors « sur-représentée », notamment dans le cas d'une perte en « encoche », où les deux zones de réorganisation correspondent à ses fréquences de coupure basse et haute (Rajan et al., 1993). Hypothèse que Norena et al. Auraient confirmé en 2002 à travers une expérience permettant de représenter le fait que le spectre perçu de l'acouphène équivaut à celui de la perte auditive [14].

Cependant, ces réagencements à long termes s'avèreraient déterminants dans l'apparition des acouphènes liés à la presbycousie à travers le maintien du symptôme et l'importance de sa perception.

Par ailleurs, nous savons qu'un acouphène peut émerger immédiatement après une désafférentation sensorielle suivie d'une réorganisation centrale, en particulier dans le cas d'un traumatisme sonore. En effet, plus récemment, l'étude réalisée par Norena et Eggermont en 2003 a pu mettre en évidence l'augmentation de la synchronie entre les neurones pour les fréquences supérieures d'au moins une octave à la fréquence du son traumatisant, traduisant le déplacement de leur courbe d'accord vers la fréquence de coupure de la perte auditive.

Il est à noter que ce modèle de genèse de l'acouphène a permis la proposition d'une application thérapeutique que nous verrons un peu plus loin, proposée par Norena et Micheyl en 1999 [16] : la théorie selon laquelle les sujets porteurs d'acouphène seraient stimulés de manière chronique par un signal dont le spectre correspondrait à celui de leur perte auditive permettrait éventuellement de compenser la diminution de l'activité spontanée des neurones.

1.2 Acouphène et gestion des émotions

1.2.1 Le modèle neurophysiologique de Jastreboff

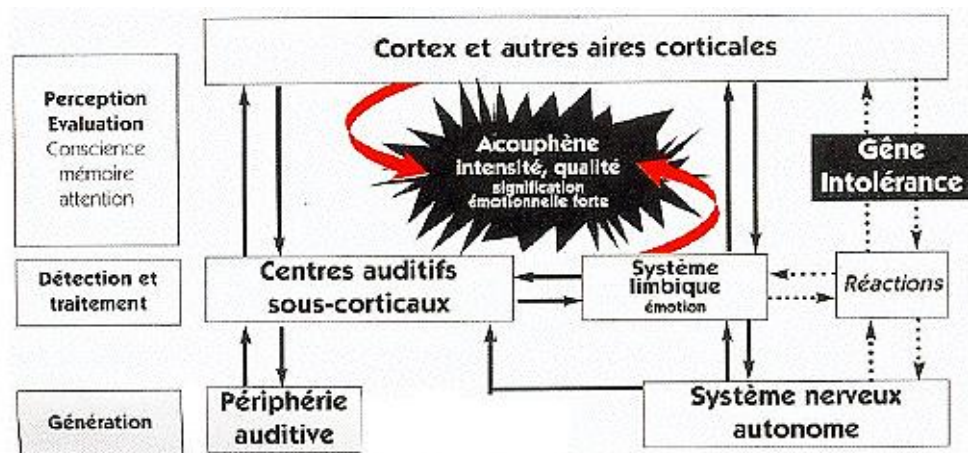


Figure 3 Schématisation des étapes aboutissant à la pérennisation de l'acouphène [119]

En 1990, Jastreboff propose un modèle englobant les mécanismes à l'origine de l'apparition du symptôme et dans lequel les émotions prennent une place conséquente, notamment par le biais du système limbique, jouant un rôle essentiel dans la perception des acouphènes [17].

Il est possible de séparer le processus en deux boucles distinctes respectivement basse et haute, mais néanmoins interdépendantes :

- **Le champ inconscient :**

Lors de la genèse d'un acouphène, celui-ci est perçu au niveau périphérique comme un signal sonore contrastant du bruit de fond environnant, puis détecté de manière inconsciente par le cerveau au niveau du mésencéphale sous-tendant les filtres sous-corticaux. Ces filtres ont pour rôle de trier les informations, ici sonores, via des critères innés ou acquis par expérience et ce, dans le but de permettre au système auditif central de sélectionner les informations alors jugées « utiles » ou « inutiles ». Ainsi, même lorsque le contraste du signal sonore s'avère être de faible intensité, s'il est jugé important, alors il sera tout de même détecté. A l'inverse, un son inutile ou considéré comme neutre sera ignoré par le système limbique, quelle que soit son intensité, jusqu'à une certaine limite (Jastreboff, 1999) [18].

Ce phénomène permet d'expliquer la gêne pouvant être induite par la perception d'un acouphène selon un modèle de réflexe conditionné : Les filtres sous-corticaux le détecteraient comme un signal d'alerte, donc « utile » par instinct de survie, entraînant un maintien dans le champ de conscience.

- ***Le champ de conscience :***

Le signal jugé utile par les filtres sous-corticaux atteint donc le système de perception et d'évaluation, perçu de manière consciente par le sujet au niveau des aires corticales, dont l'aire auditive primaire. Une fois le champ de conscience franchi, le système sous-tendant les associations émotionnelles, à savoir le système limbique, attribut au signal de manière inconsciente et selon le modèle de réflexe conditionné, un affect positif (exemple : une musique associée à un souvenir agréable), neutre ou négatif (exemple : Les sirènes d'incident nucléaire). Cette charge émotionnelle dépend de la mémoire auditive du sujet, et permet d'effectuer une contre-réaction activant ou désactivant les filtres sous-corticaux. De cette manière, chacun des mécanismes possède un rôle déterminant sur le devenir des autres systèmes du modèle : il s'agit d'une boucle interactionnelle.

- ***Le renforcement négatif :***

En résumé, les émotions négatives très souvent associées à l'acouphène sont inscrites telles quelles dans la mémoire auditive du système conscient de perception et d'évaluation du sujet. Cet affect provoque une forme de « peur » associées à diverses distorsions cognitives, et s'inscrit alors dans la mémoire inconsciente des filtres sous-corticaux dès la détection du signal en tant que contraste à l'environnement. Par ailleurs, cette expérience va alimenter les pensées irrationnelles ainsi que les associations d'affect du système limbique, augmentant la détection et finalement, la sensation d'intensité subjective de l'acouphène. Ce cercle vicieux consiste en un mécanisme de renforcement de la détection de l'acouphène.

1.2.2 Distorsions cognitives, dépression et anxiété

Notion de distorsions cognitives

Une distorsion cognitive est définie par la réponse mentale inadaptée du sujet face à une information ; elle est alors considérée comme pensée dysfonctionnelle. Elle induit une vision erronée de la réalité et tente d'associer une signification et/ou une raison à des événements ou des faits qui n'en ont initialement pas, ou bien dont l'affect est au départ neutre. Ces erreurs définies comme « irrationnelles » dirigent l'attitude du sujet face au phénomène et par voie de conséquence, entraînent un comportement de renforcement, à l'image du modèle neurophysiologique de Jastreboff.

- ***Distorsions fonctionnelles :***

Les fausses croyances dites « fonctionnelles » sont relatives à l'origine de l'acouphène, à son fonctionnement et ses conséquences à terme.

En effet, la plupart des personnes en souffrant pensent que ce phénomène est une maladie et peut entraîner une perte auditive. Rempp C. a réalisé une étude en 2011 [19], permettant de démontrer que 60% d'entre eux présentent cette distorsion cognitive en particulier. Autant ont l'impression qu'il perturbe leur sommeil.

Cependant, seulement 35% pensent qu'il s'agit du signe avant-coureur d'un problème de santé grave et 45% pensent qu'il est déclenché par le stress. Cette dernière croyance vient du lien réel pour certains acouphéniques, entre période de stress et augmentation de la sensation d'intensité de l'acouphène, que nous verrons un peu plus loin. Mais la distorsion fonctionnelle la plus importante reste à 75% l'idée selon laquelle celui-ci va s'aggraver au fil du temps, suscitant évidemment un sentiment de peur.

- ***Distorsions émotionnelles :***

L'impression de l'influence qu'a ou aura l'acouphène sur la vie de la personne constitue les distorsions d'aspect émotionnel.

Le ressenti le plus présent est à 95% celui selon lequel le silence n'est plus qu'un souvenir dont il faut faire le deuil, mais la plus grande difficulté des sujets reste la capacité à faire émotionnellement face à cette perception. En effet, 80% d'entre eux pensent que dans un avenir plus ou moins proche, ils finiront par ne plus le supporter si aucune solution ne se

présente à eux, alors que 75% supposent fortement qu'il n'en existe aucune et ce, faisant souvent suite à un manque d'information de la part du corps médical, ainsi qu'à des réponses de type « Il faut apprendre à vivre avec ». Cependant et de la même manière, 60% des individus acouphéniques pensent qu'ils ne pourront plus faire face correctement à l'avenir, et le perçoivent uniquement de manière négative.

Autant de sujets ressentent son impact sur leurs capacités attentionnelles, les canalisant et provoquant des difficultés de concentration notamment pendant leur activité professionnelle, au sein de leurs échanges communicationnels avec autrui ainsi que dans la réalisation de loisirs tel que la lecture.

Par ailleurs, au moins la moitié des sujets ayant participé à l'étude (55%) soupçonnent ou sont déjà convaincus que cette intrusion finira par atteindre leur équilibre mental. Ainsi, il semble important de noter que l'ensemble de ces distorsions cognitives peuvent entraîner à terme un certain stress psychologique ainsi qu'un syndrome dépressif, influant par ailleurs sur la sensation d'intensité de l'acouphène et ce, par renforcement négatif.

Lien entre dépression, anxiété et sévérité de l'acouphène

On l'aura compris, l'acouphène peut profondément entraver la vie sociale de l'individu qui en souffre et ce parfois, jusqu'à sa complète rupture, voire induire des pensées suicidaires dans les cas les plus alarmants.

Ce mécanisme passe essentiellement par l'angoisse et les troubles anxieux qu'il peut générer, dus en grande partie à ce que l'on a nommé ci-dessus « distorsions cognitives ». Par ailleurs, ce renforcement a lieu notamment de par le « transfert » que les sujets effectuent entre les deux notions que représentent l'acouphène et la dépression [20].

Ce qui influe principalement sur les capacités à gérer les émotions, sa propre santé physique ainsi que sa concentration n'est pas tant l'acouphène que l'accumulation mal vécue des handicaps associés : distorsions fonctionnelles et émotionnelles, couplées à l'éventuelle déficience auditive, ainsi que l'acouphène lui-même. Par ailleurs, une étude réalisée par Peignard et Chevrolat en 2003 grâce à une échelle HAD (Hospital Anxiety and Depression), a permis de mettre en évidence que plus la sensation d'intensité de l'acouphène est importante, plus l'individu risque de présenter des troubles anxieux et dépressifs [21].

Cependant, un autre consensus actuel appuyé par diverses études amène à la relation réciproque à l'apparition de l'acouphène : Celui-ci serait plus à même d'apparaître chez les personnes les plus anxieuses. Ceci a notamment été mis en évidence à travers une étude réalisée par Zöger et al. en 2006 [22], dans laquelle 62% des sujets acouphéniques présentaient des antécédents de trouble dépressif, et pour 39% d'entre eux, la dépression était actuelle.

En outre, les résultats en neuro-imagerie confirment l'activation de circuits neuronaux au sein des deux phénomènes. Enfin, les études génomiques suggèrent qu'un facteur de risque commun résiderait en la mutation du gène BDNF (Brain-Derived Neurotrophic Factor).

Il est à noter que d'autres recherches ont tenté d'amener une corrélation entre les traits de personnalité d'un individu et la sévérité de l'acouphène : Une personnalité faiblement empathique, peu coopérative et d'attitude particulièrement méfiante en serait un facteur prédictif (Langguth et al., 2007) [23].

Pour résumer, la réciprocité des interactions complexes entre les facteurs psychologiques et la perception de l'acouphène n'est pas encore intégralement élucidée, cependant aux vus des nombreuses études réalisées depuis les années 1980, la théorie selon laquelle la santé psychologique, la somatisation des difficultés morales rencontrées, et la personnalité de l'individu consistent davantage en un facteur prédictif qu'en une conséquence de l'acouphène lui-même (Hawthorn et O'Connor, 1987 ; Langguth et al, 2013) [24] [25].

1.2.3 Acouphène et distorsion de la sensation d'intensité

Définition et épidémiologie de l'hyperacousie

Le terme d' « hyperacousie », datant de 1938 [26], est souvent utilisé pour référer tous types de distorsion de la sensation d'intensité. Il peut être défini comme étant l'effondrement de la tolérance à l'intensité sonore de telle sorte que presque tous les types de sons produisent un inconfort auditif (Vernon et Press, 1998). Cette définition extrême a été relativisée par France Acouphènes en la décrivant comme étant une réaction anormalement amplifiée de l'oreille lors de l'exposition à des bruit d'intensité modérée à élevée.

Deux types d'hyperacousie ont été recensés : l'hyperacousie d'origine centrale ou métabolique, et celle d'origine périphérique ou de désafférentation. L'hyperacousie par désafférentation est souvent constatée en association avec une hypostimulation acoustique (même lorsqu'il s'agit d'une bande de fréquences peu étendue) entraînant une hypersensibilité de l'oreille et donc, un abaissement du seuil d'inconfort ; le champ dynamique résiduel étant parfois grandement diminué (Cf § 2.1.2 Paramètres acoustiques fondamentaux). Cette hypostimulation est soit d'origine décisionnelle arbitraire de la part du sujet pour « protéger » ses oreilles, soit une conséquence de symptômes associés tels que la phonophobie ou la misophonie.

On estime qu'environ 10 à 15 % de la population normale souffre d'hyperacousie (Gilles et al., 2012) [27], ce qui montre une prévalence aussi importante que celle de l'acouphène (Shargorodsky et al., 2010) [28]. Cependant, nous pouvons constater que 40% des acouphéniques sont touchés ; la question du lien entre les deux pathologies paraît alors légitime, d'autant qu'il semblerait que la perte auditive soit un facteur de risque majeur à la fois pour l'acouphène et l'hyperacousie (Dauman et Bouscau-Faure, 2005) [29]. Or, l'incidence de la déficience auditive augmentant avec l'âge de la population ; celle de l'acouphène et de l'hyperacousie le devrait également, pour peu que l'on suggère que leurs étiologies soient liées, malgré les différences séparant leurs physiopathologies respectives.

Phonophobie, misophonie et recrutement

Un sujet hyperacousique peut présenter ou non des symptômes associés, qui sont les suivants :

- La **phonophobie** consiste en la crainte des sons forts, aussi appelée « ligyrophobia ». Il ne s'agit pas d'un trouble de l'audition, mais de la possibilité pour le sujet de subir une crise d'angoisse face à des bruits violents inattendus. La peur peut être associée à l'idée même, par anticipation, d'appareils capables d'émettre soudainement des sons forts, tels que les alarmes. Il est à noter que 56% des sujets souffrant d'hyperacousie présenteraient une phonophobie pure,
- La **misophonie** représente la peur d'être exposé à certains bruits précis, associés à un concept ressenti comme désagréable, agaçant, duquel s'ensuit une réaction négative lorsqu'ils sont reproduits.

Dans les deux cas, les voies auditives peuvent tout à fait être normales et parfaitement fonctionnelles, cependant la réaction aberrante se situe au niveau du système limbique et du système nerveux autonome auxquelles le traitement de l'information sonore est étroitement lié. On retrouve ici le même cercle vicieux que celui que nous avons présenté précédemment dans le modèle neurophysiologique de Jastreboff, auquel s'ajoute un accroissement anormal de l'activité neuronale dans les voies auditives, dans le cas de l'hyperacousie pure.

Cependant, il est important de différencier l'hyperacousie, dont découle un caractère réellement insupportable des sons de la vie quotidienne, du phénomène de recrutement :

- Le **phénomène de recrutement** est récurrent chez les sujets présentant une perte neuro-sensorielle associée à un dysfonctionnement des cellules ciliées externes. Il consiste en une distorsion de la sensation d'intensité sonore et est toujours associé à une déficience auditive. Le patient perçoit alors une légère différence d'intensité entre deux sons de manière plus intense et anormalement précise que son seuil d'audition ne le laisse présager. Par conséquent, du fait de l'élévation du seuil d'audition (de par la surdité) et de la diminution du seuil d'inconfort, le champ auditif se trouve réduit.

En 1997, Engel établit le lien entre la sensibilité au bruit et les facteurs de type biologique (physiopathologie), psychologique (impact émotionnel et comportemental) et social (conséquences sur la vie en société). Par ailleurs, une expérience a été menée en 2003 par Formby et al. [30] : Certains sujets ont été amenés à porter des bouchons de protection tandis que d'autres, des générateurs de bruit. L'observation principale ayant découlé de l'étude a

été l'augmentation de la sensation d'intensité des bruits des premiers et au contraire, l'augmentation de la tolérance du second groupe.

Cette expérience est en accord avec le « modèle d'évitement » élaboré par Lethem et al. en 1983 [31] puis développé par Baguley et al. en 2007 [32], selon lequel les sujets souffrant de distorsion d'intensité sonore font face à deux choix : Affronter le bruit, ou bien l'éviter. Le second choix aurait tendance à mener à l'évitement systématique de l'exposition au bruit, voire la phobie par la suite. Ce modèle a plus récemment été complété par Andersson et al. en 2005 [33], ajoutant la notion de « peur de la blessure », encourageant la conduite d'évitement. En effet, cette peur serait liée aux distorsions cognitives amenant le sujet à penser que l'exposition au bruit pourrait le rendre malentendant ou encore empirer son acouphène, dans le cas où celui-ci en souffrirait.

1.3 Les prises en charge actuelles

1.3.1 La thérapie Cognitivo-Comportementale (TCC)

Alors qu'elle est employée aux Etats-Unis depuis les années 1980 par le Dr Robert Sweelow, la prise en charge comportementale de type psychothérapie appliquée aux acouphènes n'est apparue en France qu'en 2001 grâce à l'ouverture du premier cabinet par Mr. Philippe PEIGNARD et le Professeur Pierre BONFILS.

Cette thérapie, qualifiée d' « active » de par l'échange réalisé entre le thérapeute et le patient (Beck et al., 1979) [34], est basée sur les théories de l'apprentissage et du conditionnement. Elle a pour principe de répondre à ce que l'on a nommé précédemment « distorsions cognitives », c'est-à-dire les réponses inadaptées du patient à la perception de son acouphène qui se retrouve par voie de conséquence, auto-entretenu. Elle agira donc indirectement et à la fois sur le système limbique, le système nerveux autonome et le système attentionnel.

L'objectif global est de permettre au patient de contrôler le désagrément provoqué par l'acouphène et de le diminuer de lui-même. Il s'agit d'un programme comportant différentes étapes, en commençant par la compréhension du phénomène et de son origine, son contexte d'apparition, ce qui permet d'objectiver le symptôme et le désagrément induit au quotidien. Il est alors important à cette étape de la prise en charge, de parvenir à différencier acouphène et comportements inadéquates afin de dédramatiser.

Une fois l'étape cognitive terminée, différentes techniques sont employées pour permettre au patient d'apprendre à diminuer par lui-même l'aspect excessivement négatif d'une émotion et les conséquences physiques associées, tout en sachant repérer ces situations répétitives : Exercices de relaxation, de déconditionnement et d'analyse fonctionnelle.

Le but final est de comprendre ce qui conduit à ces situations, afin de mettre en place, avec le patient, des schémas alternatifs de pensée amenant à une stratégie comportementale adéquate, d'après le principe de restructuration cognitive.

Le programme s'étend sur 8 à 20 séances d'une durée de 30 minutes à 2h, individuelles et/ou en groupe, selon l'évolution du patient et les objectifs fixés. Une étude réalisée en 2004 par Londero et al. [35], observant les résultats de la TCC sur l'intensité ressentie de l'acouphène et les gênes quotidiennes associées, a permis de mettre en évidence une amélioration significative de l'état d'anxiété et de dépression des patients. Ces résultats sont appuyés par

une étude réalisée par Robin et al. en 2008, ajoutant la variable « détresse émotionnelle », ainsi qu'une étude plus récente (Philippot et al., 2011) [36] attestant des bénéfices dans la diminution durable des émotions négatives et des difficultés psychologiques liées à l'acouphène, dans près de 70% des cas.

1.3.2 Les thérapies sonores

Actuellement, il a été recensé divers types de thérapies par le bruit blanc (masquage, TSS, TRT). Une étude réalisée par Beriat et al. en 2011 a établi que parmi les différentes prises en charge que sont la TRT (Tinnitus Retraining Therapy), la stimulation magnétique transcrânienne et le traitement par betahistine dihydrochloride, la thérapie sonore était aujourd'hui la plus efficace [37].

L'intérêt physiologique de la thérapie sonore : Dès lors que l'oreille interne perçoit un son, les fibres nerveuses sont activées de la périphérie au système nerveux central. Le but d'un son masquant est de monopoliser la focalisation auditive afin qu'elle ne puisse pas se faire sur d'autres stimuli sonores, en particulier l'acouphène. Par ailleurs, le phénomène d'habituation aux stimuli répétés ou continus permet au système auditif central, de par les filtres sous-corticaux décrits précédemment, de diminuer la sensation d'intensité sonore de celui-ci, jusqu'à l'assimiler à un bruit de fond.

La stimulation par les aides auditives

Un confort auditif peut être apporté au patient en stimulant le cortex auditif proche de la zone de son acouphène et dans les zones de pertes auditives. Pour les acouphènes sans perte auditive, un appareil auditif générant un bruit blanc s'avère être l'équipement le plus adéquat. Lorsqu'ils sont associés à une perte auditive, l'appareil dit « combiné » sera privilégié et dans ce cas, trois programmes sont possibles :

- L'amplification sonore peut atténuer les acouphènes après plusieurs heures de port par jour, par la simple stimulation du cerveau auditif. En effet, une réduction partielle ou totale a été rapportée par 50% des patients acouphéniques de l'étude de 1985 de Surr et al. [38], et certains d'entre eux présentaient une inhibition résiduelle (atténuation sur une certaine durée après l'arrêt du dispositif),

- Le bruit blanc est un son composé de toutes les fréquences audibles, permettant au patient d'atténuer ses acouphènes et de créer une atmosphère plus favorable à l'apaisement,
- L'amplification sonore associée au bruit : Siemens et Beltone, pour ne citer qu'eux, ont permis de traiter à la fois le problème d'acouphènes mais également les problèmes d'audition et d'hyperacousie par cette option.

En permettant l'amplification des bruits environnants grâce à la prothèse auditive, les voies centrales auditives considèrent comme normaux ces stimuli et ne génèrent donc aucune réaction hostile.

Le masquage

Les travaux de Vernon en 1977 [39] ont initié l'appareillage des acouphéniques selon le principe du masquage. Ceux-ci ont permis de démontrer que l'acouphène serait masquable dans 90% des cas, dont 70% le seraient entièrement.

Selon la perte auditive du sujet ainsi que la nature de son acouphène, trois types d'appareils peuvent être employés :

- Les aides auditives amplifiant le bruit ambiant, ce qui entraîne un effet de masquage,
- Les masqueurs d'acouphène générateur de bruit : Dans ce cas précis, on privilégiera un réglage manuel par le patient, ce qui permet d'optimiser le masquage en essayant de garder le niveau sonore le plus bas possible,
- Les appareils combinés, alliant les aides auditives aux masqueurs.

En général, lorsqu'un patient présente une perte auditive, ce sont les hautes fréquences qui ont tendance à être affectées. Or, les recherches de Vernon de 2003 [40] ont permis d'établir le lien avec le fait que les acouphènes sont le plus souvent proches des hautes fréquences, à savoir 6000 Hz. La meilleure façon de les masquer serait alors d'appliquer un bruit du même type.

Les différentes études réalisées sur le sujet ont mis en avant quelques caractéristiques du masquage :

- Si l'audition du patient est tout à fait normale, l'acouphène aura tendance à se situer dans les hautes fréquences et nécessitera un masquage ayant des composantes similaires (> 6000 Hz),

- En cas de perte auditive accompagnée d'un acouphène, tous deux situés dans les hautes fréquences (> 4000 Hz), les aides auditives traditionnelles seraient insuffisantes. En effet, le bruit ambiant ne présentant que peu de composantes supérieures à 4000 Hz, celui-ci ne serait pas suffisant. Dans ce cas présent, le patient aurait besoin d'amplification et d'un masquage spécifique, situé haut en fréquence,
- Lorsqu'une perte auditive est plate ou inférieure à 3000 Hz, l'acouphène du patient présente de fortes chances d'être audible en basses fréquences. En procurant une amplification du bruit environnant, les aides auditives constitueraient alors l'équipement le plus adapté ; ce masquage serait donc efficace sur des fréquences inférieures à 4000 Hz.

D'après les résultats de l'enquête Galileo effectuée par Widex, un lien a été établi entre la diminution de l'acouphène et la prise en charge liée à une perte d'audition chez les patients, en particulier pour les acouphènes de type intermittent.

D'après Vernon, l'important dans l'adaptation d'un appareil combiné est de traiter l'acouphène et la perte auditive de manière indépendante, en commençant par traiter la déficience jusqu'à ce que l'intelligibilité soit améliorée. En réglant le niveau sonore adéquat du masquage, le patient ne doit plus percevoir son acouphène, tout en prenant soin d'éviter que ce dernier devienne dérangeant. En effet, si le masquage produit un son plus intense que l'acouphène, il devrait être mieux toléré ; dans le cas contraire, la démarche n'aurait pas grand intérêt.

Afin d'effectuer une première mise au point, le dispositif doit d'abord être présenté et expliqué par le praticien. Le cas échéant, le patient pourra procéder par lui-même à un ajustement modéré et ce, grâce à une commande de volume.

Cependant, il est à noter que le risque des acouphènes accompagnés d'hyperacousie serait que le masquage soit plus intense que l'acouphène, ce qui entraînerait des effets néfastes : Il est alors important d'augmenter le son de façon progressive pour permettre une désensibilisation. De même, lorsqu'un acouphène est exacerbé par exposition au bruit, celui-ci peut alors se trouver fortement amplifié face à un bruit masquant.

En agissant sur la perception du signal sonore, le masquage permet de soulager efficacement et immédiatement. Cependant, cet état prendra fin dès l'arrêt du dispositif ; il n'a donc aucun effet sur le long terme. Pour les personnes qui acceptent et comprennent déjà leur

acouphène, on peut considérer un avantage non négligeable à cette méthode ; celle-ci entraînant une certaine relaxation de par l'absence de sa perception durant le port de l'appareil.

La Thérapie Sonore Séquentielle (TSS)

Cette technique, inspirée des recherches de Miguel Lopez Gonzalez et Rocio Lopez Fernandez [41], permet le traitement des acouphènes par l'utilisation libre des générateurs de bruit blanc. En effet, on considère ici qu'il peut être d'intensité supérieure (masquage total), égale (masquage limité) ou inférieure (masquage partiel) à celle de l'acouphène. Lorsque le patient présente une perte auditive, l'option amplificatrice de l'aide auditive adaptée avec embout ouvert sera activée.

Le générateur de bruit blanc doit être porté quelques heures par jour lors d'instantanés relativement calmes, mais il peut être activé toute la nuit durant, lorsque le patient souffre également de troubles du sommeil et de l'endormissement.

L'aide auditive, quant à elle, est utilisée six heures par jour pendant le premier mois, puis le patient jugera lui-même selon son ressenti à l'utilisation, lors du deuxième et troisième mois. Un suivi est réalisé, évaluant l'amélioration à travers un questionnaire THI (Tinnitus Handicap Inventory) et une échelle visuelle, tous les trois mois, puis six mois et enfin une fois par an.

Tinnitus Retraining Therapy (TRT)

La thérapie d'habituation, proposée lorsque le patient présente un acouphène et/ou une hyperacousie, est basée sur le modèle neurophysiologique de Jastreboff et a été nommée ainsi par Hazell en 1999 [42]. Elle présente deux aspects majeurs : des séances de « counselling » (conseils directifs) effectuées en parallèle d'une thérapie sonore particulière, par le bruit blanc.

Nous avons vu que le principe du réflexe conditionné était particulièrement important dans la détection inconsciente de l'acouphène (cf § 1.2.1 Le modèle neurophysiologique de Jastreboff). L'objectif de cette prise en charge est de sortir l'acouphène du champ de conscience du patient en diminuant la détection subconsciente de celui-ci en lui permettant de le considérer comme un stimulus d'affect neutre, diminuant ainsi sa perception sonore finale.

Les conseils dirigés et le type de thérapie seront choisis par le thérapeute en fonction du patient et de sa catégorie ; une parmi les quatre désignées par Jastreboff : Acouphène seul (Type I) ou avec perte auditive (Type II), hyperacousie avec ou sans acouphène (Type III) et avec exacerbation au bruit, de la perception de celui-ci (Type IV).

Le « counselling » est également utilisé dans la thérapie cognitivo-comportementale (TCC). En effet, il consiste à orienter, aider à la compréhension des mécanismes à l'origine de l'acouphène, soutenir et traiter en modifiant les conceptions du patient afin qu'il puisse comprendre ses symptômes et y faire face seul.

La thérapie sonore de la TRT consiste, selon que le sujet présente une perte d'audition ou non, au port quotidien d'un générateur de bruit blanc ou d'une aide auditive combinée, agissant selon le principe du masquage de l'acouphène. Selon Jastreboff (2004) [43], il est prédit que la sortie du champ de conscience s'effectue lorsque le stimulus perçu est considéré par les systèmes nerveux auditifs supérieurs comme étant connu, continu et neutre (exemple : le bruit de fonctionnement de son frigo) ; ce mécanisme s'apparente à celui du déconditionnement Pavlovien.

En 2002 et selon Lurquin P. et al. [44], le bruit blanc aurait plusieurs rôles : Etant donné qu'il s'agit d'un bruit contenant toutes les fréquences audibles, il a été reconnu comme étant relaxant (d'où les bandes sonores de type cascade d'eau, soirée pluvieuse, bruit de vagues de la mer, etc.), et réactiverait également l'inhibition des fibres nerveuses encore intactes, du fait qu'il stimule toute la zone de la cochlée. Par ailleurs, comme le bruit est entendu en permanence, l'oreille est stimulée de façon continue, et les informations sonores afférentes ainsi que l'activité du nerf auditif sont augmentées ; par conséquent, le gain central (cf § 1.1.2 Neurophysiologie de l'acouphène) diminue. Enfin, A la différence du masqueur, le bruit blanc du générateur est réglé afin d'atteindre un « point de mélange », de telle sorte que l'acouphène soit perçu à la même intensité que le bruit blanc, créant ainsi une enveloppe sonore originale qui contient les deux stimuli sonores afin que les filtres sous-corticaux puissent désigner l'acouphène comme neutre, et donc « inutile ».

De nombreuses études ont démontré l'efficacité de la TRT dans la diminution de la gêne associée à l'acouphène, ainsi que la nécessité de la phase de « counselling » dans l'amélioration des résultats, en comparaison avec le masqueur d'acouphène seul.

Le Phase Out

Les recherches de Choy et al de 2010 [45] ont permis de développer cette technologie, similaire à celle des réducteurs de bruit en milieu industriel, afin de supprimer l'acouphène. Le principe de fonctionnement de cette technologie est basé sur l'effet d'annulation en superposant un signal identique déphasé de 180° . Le processus débute par la définition des caractéristiques sonores de l'acouphène : le signal est sélectionné par le patient et l'opération est répétée cinq fois pour s'assurer du bon résultat. Le traitement d'exposition sonore au signal déphasé par rapport à la fréquence déterminée se déroule en présence du praticien, qui procède à des mesures lors des trois sessions de trente minutes et cela à raison de trois fois par semaine pendant une durée totale de six semaines. Avant et après chaque session, l'utilisateur réalise une estimation de 0 à 10, 10 étant une perception extrême, évaluant sur une échelle visuelle analogique ainsi l'intensité de son acouphène. En plus du dispositif, le patient remplit un questionnaire utilisé dans de nombreuses études, le Tinnitus Questionnaire (TQ).

Autres types de thérapie sonore

Dans cette partie sur les thérapies sonores, j'ai choisi de ne développer que les techniques utilisant les caractéristiques psychoacoustiques de l'acouphène, afin de faire écho aux données que l'on peut récolter grâce à l'application logicielle « Tinnisweep » développée par Yves Lasry et que j'expliquerai plus loin. Je citerai donc ici les autres thérapies existantes :

- **Le système Neuromonics** : Il consiste en un lecteur musical de type boîtier avec écouteurs. Inventé par Davis en 2001 [46], la musique est spectralement modifiée de manière à comprimer certaines basses fréquences et d'étendre au contraire certaines hautes fréquences, afin de stimuler hautement les voies auditives, le système limbique et le système nerveux autonome ; selon le principe d'habituation et ce, durant au moins quatre mois,
- **Le système Zen (Widex)** : Il s'agit d'une aide auditive fonctionnant sur le principe des fractales, grâce à trois types de musiques selon les caractéristiques de type rythme/tempo, balance hautes et basses fréquences ainsi que selon le ressenti du patient à l'écoute. Ce système peut être utilisé comme simple aide auditive, ou comme générateur de bruit blanc,
- **Ultra Quiet** : Ce dispositif présente un modulateur amplificateur envoyant une musique convertie dans une bande fréquentielle de 15 à 20 000 Hz à un niveau sonore

supérieur de 6 dB à celui du seuil d'audition du patient et ce, par conduction osseuse appliquée à la mastoïde.

1.3.3 La pharmacothérapie

Dans l'ensemble et bien qu'ils soient régulièrement prescrits, les traitements médicamenteux en tous genres comme le benzodiazépines (anxiolytique), le ginkgo biloba (vasodilatateur) et la lidocaïne (anesthésique local) se sont avérés être peu fructueux et pour la plupart d'entre eux, aucune étude ne valide leur usage.

Cependant, ils peuvent être employés dans différentes situations :

- Lors d'un acouphène aigu associé à une surdité brusque, la récupération auditive serait éventuellement favorisée par la prise de corticoïdes, ou encore par ***l'oxygénothérapie hyperbare***. Il serait préférable de débiter le traitement dans les 7 jours suivant l'apparition de la déficience auditive, pour un meilleur résultat, bien que celui-ci soit encore débattu,
- Si l'acouphène est sévère et accompagné d'un état dépressif, le médecin pourra prescrire un ***antidépresseur dit « tricyclique »*** comme la nortriptyline ou l'amitriptyline, ou encore un inhibiteur sélectif de la recapture de sérotonine tel que la sertraline, bien que l'amélioration de l'état du patient pourrait être liée à celle de l'état dépressif et non de l'acouphène directement,
- Dans le cas d'un acouphène pulsatile d'origine vasculaire, la ***carbamazépine*** semblerait être efficace. Mais son utilisation est déconseillée dans les autres types d'acouphènes,
- Dans le chapitre 1.1.2, nous avons pu étudier l'hypothèse de l'hyper excitotoxicité glutamatergique dans le mécanisme d'apparition des acouphènes. Or, ***l'acamprosate*** est un gabaergique (substance dérivée de l'acide glutamique, jouant le rôle du neuromédiateur GABA) ainsi qu'un inhibiteur glutamatergique. Son utilisation est basée sur la théorie, émise par le docteur GP Gervais en 2005 et validée par Azevedo et al. [47], selon laquelle l'acamprosate favoriserait l'activité corticale automatique « normale ». Cependant, les résultats restent trop aléatoires.

Finalement, la plupart des solutions médicamenteuses proposées ne suffisent qu'à pallier aux symptômes pouvant être associés à l'acouphène tels que l'anxiété, la dépression, l'insomnie, etc.

1.3.4 Les stimulations cérébrales

Le biofeedback / Neurofeedback :

Le biofeedback EEG (ElectroEncéphaloGramme) est connu comme « l'entraînement du cerveau ». Son principe est fondé sur la théorie selon laquelle nous sommes capables de modifier le fonctionnement de notre cerveau par rétroaction (« feedback ») sur l'activité neuronale. Nous savons que lorsqu'apparaît un acouphène, l'activité dans le cortex auditif augmente. Or, l'analyse du rythme cérébrale en Hertz a pu mettre en évidence le fait que plus il est bas, plus l'activité cérébrale est ralentie et inversement.

Des recherches datant des années 1930 et 1940, mises à jour grâce à des études plus récentes, ont pu distinguer l'existence de 6 types d'ondes différentes régissant le fonctionnement cortical du cerveau :

- Ondes delta (< 4 Hz) liées exclusivement au sommeil,
- Ondes thêta (4-7 Hz) se produisant lors du sommeil, de la relaxation profonde voire hypnotique, ainsi que lors de la visualisation,
- Ondes alpha (8-13 Hz) associées à l'état calme et détendu,
- Rythme sensori-moteur (~14 Hz) liant les fonctions du cerveau et du corps,
- Ondes bêta (13-38 Hz) pendant une réflexion intense, une résolution de problèmes, etc,
- Ondes gamma (39-100 Hz) liées à l'activité mentale supérieure et la consolidation de l'information.

En 2005, Weisz et al. [48] ont mis en évidence le caractère particulièrement et anormalement oscillatoire de l'activité cérébrale des personnes acouphéniques, celle-ci est alors nommée activité tau.

L'objectif de la thérapie vise à permettre aux patients d'apprendre à auto-réglementer les caractéristiques distinctes de leur activité cérébrale instantanée, enregistrée en direct par EEG. Ces derniers, par ce système, apprennent ainsi à faire le lien entre la manifestation clinique de l'acouphène et l'état mental le plus récemment observé. Cette prise en charge

particulière s'effectue sur une période de deux à trois mois et ce, à raison d'une séance de 45 minutes par semaine.

La stimulation magnétique transcrânienne répétée (SMTr) :

On considère que dans le mécanisme de genèse de l'acouphène et celui de l'épilepsie, on retrouve une réorganisation corticale aberrante par hyperactivité neuronale ainsi qu'une hypersynchronie (augmentation des activités simultanées). La SMTr, mise au point dans les années 1985 et utilisée dans le diagnostic et le traitement de certaines maladies neurologiques/psychiatriques [49], permet une stimulation cérébrale non invasive par une impulsion magnétique brève, censée induire une plasticité synaptique neuronale, la normalisant. L'impulsion est donnée par une bobine placée au niveau de la tête du patient et sa fréquence est ≤ 1000 Hz afin d'inhiber l'activité, ou bien $\geq 10\,000$ Hz pour exercer une action excitatrice.

Le traitement s'effectue à raison de deux séances quotidiennes durant cinq jours ; le patient porte un bonnet de bain sur lequel est dessiné les zones à stimuler.

La complexité du traitement est due à l'instabilité de l'état d'activation du cerveau au moment de la stimulation, et l'application à l'acouphène est encore actuellement à l'étude mais différentes expériences en ont prouvé l'apport thérapeutique ; en outre, Mennemeir et al. en 2008 [50], montre qu'un traitement régulier pourrait empêcher la fréquence de l'acouphène de s'étendre aux aires adjacentes du cortex, avec des effets d'atténuation parfois quasi totale de la perception de celui-ci, jusqu'à 6 mois après l'arrêt de la stimulation.

Les autres techniques de neuromodulation [51]:

- La **neuromodulation acoustique** (ACR – Acoustic Coordinated reset) est une technique visant également à diminuer l'activité spontanée des neurones corticaux auditifs et ce, par stimulation auditive calculée en fonction des caractéristiques de l'acouphène. En effet, les tonalités sont accordées à celles de l'acouphène afin d'entraîner une perturbation au niveau des schémas de production de celui-ci par les cellules nerveuses auditives responsables des signaux acouphéniques, ce qui devrait les empêcher de créer le bruit perçu par « déprogrammation »,
- **L'implantation cérébrale** consiste en une électrode multipolaire positionnée au sein du cortex auditif afin de stimuler directement la zone générant l'acouphène. Elle est envisagée éventuellement dans les cas où il se montre réellement handicapant et

uniquement lorsque les autres thérapies ont échouées, au regard de l'aspect invasif de l'intervention chirurgical.

Les thérapies alternatives ne seront pas ici détaillées ; voici une courte énumération des médecines douces pratiquées en France :

- **L'acupuncture** : Il s'agit d'une thérapie issue de la médecine chinoise, s'appuyant sur les principes de circulation énergétique dans le corps au niveau des « méridiens »,
- **Hypnothérapie** : L'objectif est de dissocier la perception consciente de leur acouphène ; l'acouphène est toujours présent, mais n'aurait plus d'impact sur leur quotidien,
- **Homéopathie** : Basée sur le principe de similitude, l'écorce de quinquina produirait, en dose infime et sous formes de petites granules (sous le nom de chininum sulfuricum), permettrait de soigner l'acouphène.

1.4 Evaluation clinique de l'acouphène

En France, l'audioprothésiste a la possibilité de prendre en charge des patients acouphéniques ; nous allons décrire ici son rôle de manière succincte en développant d'avantage la psychoacoustique de l'acouphène, appuyée par de récentes études.

En 2005, Henry A ; Zaugg T. et Schechter M. ont publié un guide clinique de l'évaluation de l'acouphène à travers une méthode appelée ATM : Audiologic Tinnitus Management [52]. Elle a été développée dans le but d'établir une procédure uniforme que les audiologistes, aux Etats-Unis, peuvent employer de manière efficace ; certains éléments sont issus des méthodes de masquage ainsi que de la TRT (Tinnitus Retraining Therapy).

L'ATM décrit un parcours comportant des questionnaires, une anamnèse, une évaluation audiolgique puis psychoacoustique des caractéristiques perceptuelles de l'acouphène ; celui-ci sera ici adapté à ce que l'audioprothésiste peut actuellement réaliser en France.

1.4.1 Les questionnaires

Les questionnaires ont pour but premier de refléter la sévérité ressentie de l'acouphène du patient, avant et après la prise en charge. Il s'agit d'un outil d'évaluation fiable, précis et stable permettant de structurer l'entretien. En effet, la plupart du temps, il sera rempli par le sujet concerné avant le début du premier rendez-vous afin que l'audioprothésiste puisse avoir un

aperçu rapide de l'aspect fonctionnel, émotionnel et social qu'exerce l'acouphène sur le sujet, ainsi que de l'image qu'il en a et des conséquences sur sa perception auditive.

Il existe aujourd'hui sept tests, dont nous ferons rapidement le listing de ce qu'ils évaluent principalement.

Les questionnaires les plus globaux :

- **TQ / Mini TQ** (Tinnitus Questionnaire) par Hallam, Jakes et Hinchcliffe en 1988 : Plaintes, détresse émotionnelle et difficultés auditives ; comporte 52 items,
- **THQ** (Tinnitus Handicap Questionnaire) par Kulk, Tyler, Russell et Jordan en 1990 : Conséquences émotionnelles, physiques et sociales ; l'image de l'acouphène et les difficultés auditives ; comporte 27 items,
- **THI** (Tinnitus Handicap Inventory) par Newman, Jacobson et Spitzer en 1996 : Echelles fonctionnelle, émotionnelle et catastrophique ; comporte 25 items,
- **TSQ** (Tinnitus Severity Questionnaire) par Erlandsson, Hallberg et Axelsson en 1992 : Conséquences émotionnelles et fonctionnelles ; comporte 10 items,
- **TCQ** (Tinnitus Cognitions Questionnaire) par Wilson et Henry en 1996 : Pensées négatives et positives ; comporte 25 items,
- **TCSQ** (Tinnitus Coping Style Questionnaire) par Budd et Pugh en 1996 : Stratégies d'adaptation ; comporte 23 items,
- **TRQ** (Tinnitus Reaction Questionnaire) par Wilson, Henry, Bowen et Axelsson en 1992 : Conséquences émotionnelles et fonctionnelles ; comporte 25 items.

Les questionnaires atypiques :

- **THSS** (Tinnitus Handicap/Support Scale) par Erlandsson, Hallberg et Axelsson en 1992 : Evalue la qualité de vie, l'impact social, le soutien perçu et reçu par l'entourage,
- **TDI** (Tinnitus Disability Inventory) validé par Cima, Vlaeyen, Maes, Joore et Anteunis en 2011 : Evalue l'impact fonctionnel, la réduction voire la mise en écart totale des activités du patient ayant l'acouphène pour cause.

Le questionnaire le plus ouvert : **TPQ** (Tinnitus Problems Questionnaire) aborde une approche qualitative en listant les difficultés causées par l'acouphène et en y donnant un ordre d'importance. Il a pour but de récupérer les informations afin de pouvoir relever les plaintes et les utiliser à des fins d'études scientifiques.

Les questionnaires les plus complets, prenant en compte les différents problèmes que sont l'acouphène, la surdité et l'hyperacousie ; utilisés en général pour une prise en charge de type TRT :

- **Questionnaire structuré de Jastreboff**,
- **Questionnaire de Hazell et Mc Kinney** : Basé sur celui de Jastreboff en 8 pages,
- **BAHIA** : Egalement basé sur celui de Jastreboff, ouvert à l'hyperacousie et aux somato-acouphènes avec EVAs (Echelle Visuelle Analogique) sensibles aux changements.

Aujourd'hui en France, les plus utilisés sont les questionnaires THI et BAHIA grâce à leur rapidité d'évaluation ainsi qu'au fait qu'ils soient ouverts à l'analyse des symptômes associés tels que l'hyperacousie, la surdité et les somato-acouphènes [53].

1.4.2 L'anamnèse

L'anamnèse permet d'aborder le symptôme avec le patient, en retraçant ses antécédents médicaux, chirurgicaux, ainsi que d'amener un premier aspect rationnel de la plainte de par une écoute dirigée.

Le recueil médical selon l'ATM est dérivé de la version complète de celle que l'on retrouve dans la prise en charge de type TRT (Jastreboff et Jastreboff, 1999 ; Henry et al., 2003 ; Jastreboff et Hazell, 2004 [43]) et complète l'anamnèse classique réalisée en audioprothèse. Certaines questions jugées non essentielles ont été occultées et d'autres ont été reformulées ; elle aborde l'acouphène, la surdité et l'hyperacousie à travers 20 questions dont les réponses sont présentées sous forme de choix multiples afin d'être plus efficace, et de leur donner un aspect plus standard :

1. A quoi ressemble votre acouphène le plus perturbant ?,
2. Où est-il localisé ?,
3. Est-il plus fort d'un côté ou de l'autre de votre tête ?,
4. Décrivez l'apparition de l'acouphène ; depuis quand l'avez-vous ?,
5. Si vous l'écoutez dans un environnement calme, l'entendez-vous constamment ?,
6. Est-il parfois plus ou moins fort ?,
7. Est-ce que certains sons entraînent un changement au niveau de son intensité ? Si oui, quels sont-ils ? Combien de temps dure ce changement ?,

8. Comment est-ce que votre acouphène vous affecte (n'inclue pas les troubles de l'audition ni de compréhension) ?,
9. A quel point affecte-t-il votre concentration ? Votre sommeil ? Votre humeur ? Les moments de repos ? Autre chose ?,
10. A quel pourcentage moyen de votre temps d'éveil total, depuis la semaine dernière, avez-vous remarqué ou pensé à votre acouphène ?,
11. A quel pourcentage moyen de votre temps d'éveil total, depuis la semaine dernière, vous êtes-vous senti dérangé, agressé ou irrité par votre acouphène ?,
12. A quel point était-il fort la semaine dernière, en moyenne ?,
13. A quel point vous a-t-il en moyenne dérangé, la semaine dernière (n'inclue pas le dérangement causé par les troubles de l'audition ni de compréhension) ?,
14. Est-ce que des sons vous paraissent perturbants ou déplaisants lorsque ceux-ci semblent tout à fait normaux pour les personnes autour de vous ?,
15. Pensez-vous avoir un problème d'audition ?,
16. Avez-vous déjà porté des aides auditives ?,
17. Est-ce que quelqu'un vous a déjà suggéré d'essayer d'en porter ?,
18. A quel point votre acouphène pose-t-il problème (n'inclue pas les troubles de l'audition ni de compréhension) ?,
19. A quel point la sensibilité aux sons vous pose-t-elle problème ?,
20. A quel point votre audition vous pose-t-elle problème ?.

1.4.3 Tests audiométriques

La grande majorité des patients acouphéniques ont un certain degré de perte auditive (Axelsson et Ringdahl, 1989 ; Vernon, 1995 ; Davis et Refaie, 2000 ; Henry et Wilson, 2001) [54]. Leur évaluation audiométrique par l'audioprothésiste permet d'objectiver les troubles et de nombreux tests permettent d'en établir un tableau complet, incluant tests objectifs et subjectifs en explorant les voies auditives à différents niveaux : Seuils auditifs tonaux, vocaux et de discrimination vocale, test de Békésy, TEN test, évaluation des seuils subjectifs d'inconfort et enfin, test de l'inhibition résiduelle.

En parallèle, le corps médical pourra réaliser une impédancemétrie, tester les produits de distorsion (DPOAEs) ainsi que les potentiels évoqués auditifs (PEAs) afin de compléter le tableau clinique du patient.

Avant tout examen, l'audioprothésiste fera une otoscopie afin de s'assurer de l'absence de bouchon de cérumen ou tout autre corps étranger, qui risquerait de fausser les résultats. Nous réalisons ici une analyse concernant certains points spécifiques au déroulement des tests réalisés dans le cadre de ce type de prise en charge, le protocole étant consultable en :

- **Audiométrie tonale liminaire :**

Globalement, il est accepté d'employer un stimulus de type son pur continu ou pulsé. Cependant, pour les patients acouphéniques, le son pur pulsé sera préféré, de manière à les aider à distinguer le stimulus externe de leur acouphène. Durant le test, il est possible de leur demander de signaler lorsqu'une fréquence ressemble à celle de leur acouphène, ce qui aidera à la réalisation de l'acouphénométrie.

- **L'évaluation psychoacoustique de l'acouphène :**

Il est communément admis que l'acouphène nécessite que l'on effectue quatre types de tests : recherche du pic fréquentiel, de son intensité subjective, de sa masquabilité et mesure de son inhibition résiduelle. La procédure qui suit a été adaptée pour l'ATM, d'après les descriptions cliniques de Vernon et Meikle en 1981 [55], en association avec la Fondation « Symposium Ciba ».

La désignation de la sensation d'intensité subjective est en général très stable d'un test à un autre (Henry et al., 1999) [56]. Par ailleurs, la plupart des patients sont capables de distinguer la fréquence d'un son pur afin d'approximer sa ressemblance avec leur acouphène. Cependant, sa désignation éclairée peut souvent différer d'une octave ou plus (Tyler et Conrad-Armes, 1983 ; Penner et Bilger, 1995 ; Henry et al., 2004) [57].

L'objectif consiste en la détermination, à l'aide d'un audiomètre clinique classique, de la fréquence (en Hertz) et de l'intensité (en dB HL et en dB SL) du son pur ou du bruit le plus proche en sensation sonore de l'acouphène le plus perturbant.

Beaucoup de patients ressentent ensuite un certain réconfort, après avoir quantifié et objectivé leur acouphène ; la mesure permet de mettre des chiffres sur ce qui jusque-là n'était que sensation subjective, et apporte ainsi une validation et une démystification du phénomène. De plus, pointer la fréquence sur l'audiogramme permet au patient de mettre en relation son acouphène avec son niveau d'audition, qui peut être « normal » ou non. L'intensité subjective est habituellement de quelques décibels au-dessus du seuil, ce qui peut

donner l'impression d'un son « faible » ou « doux » (Fowler, 1942 ; Vernon, 1976). Cependant, il semble important de faire en sorte que le patient ne perde pas sa confiance en le praticien, si ce dernier tente de lui expliquer que son symptôme est effectivement faible. Le patient pourrait avoir l'impression de ne pas être compris.

Nous savons maintenant que souvent, la fréquence de l'acouphène se trouve dans la pente de la perte auditive, dans le cas où il en présenterait une (Meikle, 1995 ; Henry et Meikle, 2000) [58]. Quand c'est le cas, l'audioprothésiste peut se demander si la cause de la perception de l'acouphène ne serait pas aussi la cause de la perte auditive.

Choix du côté stimulé : Dans cette méthode d'acouphénométrie, il est admis que le côté stimulé doit être l'oreille qui ne présente pas d'acouphène, ou du moins le moins perturbant et ce, afin que le patient puisse clairement distinguer la perception externe de la perception interne (Vernon et Fenwick, 1984 ; Vernon et Meikle, 1981, 2003) [59]. Si la sensation est symétrique, alors le choix devient arbitraire. Cependant, il semble important de noter que dans le cas de pertes auditives asymétriques ou de distorsions de sensation, un phénomène de diplacousie binaurale peut être suspecté ; cette notion est développée dans le § 2.1.5 La diplacousie). A ce moment-là, la question d'une stimulation ipsilatérale semble légitime.

Recherche de la fréquence et de la sensation d'intensité de l'acouphène :

Compréhension des termes « hauteur » et « intensité » : Régulièrement, les patients confondent ces deux concepts (Vernon et Fenwick, 1984) [60]. L'audioprothésiste doit alors s'assurer de l'entente sur leur signification respective.

Déterminer la fréquence : Le premier objectif est de déterminer la fréquence du son pur le plus proche, en commençant par une octave éloignée de ce qu'a indiqué le patient lors de l'audiométrie tonale et ce, afin qu'il puisse facilement faire la différence entre les deux et ensuite pouvoir s'y rapprocher. D'après Meikle et al. (2004) [61], 90% des patients désignent leur acouphène comme se situant au moins à 2000 Hz ; donc 1000 Hz semble être un bon départ, en allant d'octave à octave vers les plus fréquences les plus aiguës. En s'approchant de la fréquence, le test est effectué par demi-octave, pour plus de précision, puis entouré jusqu'à ce que le sujet soit sûr de son choix. Cette méthode a été choisie pour réduire le risque commun de confusion à une octave près ou plus (Graham et Newby, 1962 ; Evered et Lawrenson, 1981 ; Vernon et Meikle, 1988).

Déterminer l'intensité : Comme nous l'avons vu plus haut, les patients sont le plus souvent capables de donner l'intensité subjective de l'acouphène au décibel près. Pour obtenir le chiffre exact, il semble donc très important, une fois la fréquence validée, de vérifier également et rapidement au décibel HL près, le seuil audiométrique de cette zone.

Déterminer si l'acouphène semble être plutôt un son pur, ou un bruit : Le patient peut ne pas comprendre ce qui lui est demandé, une démonstration peut donc s'avérer nécessaire ; le son dont les caractéristiques fréquentielle et d'intensité ont été récoltées est comparé à un bruit blanc bande étroite à la même fréquence centrale. Si le son pur semble mieux correspondre, il n'est pas nécessaire de poursuivre : d'après Vernon et Meikle (2003) [62], celui-ci sera choisi dans 75% des cas. Cependant si le bruit se rapproche de la sensation sonore, il faut alors voir si elle l'est plus du bruit blanc ou du bruit à bande étroite. Une fois le rapprochement réalisé, on détermine à nouveau le seuil ainsi que l'intensité du bruit en dB HL et dB SL.

Recherche du « Minimum Masking Level » (MML) :

Principe et objectif : En psychoacoustique, le terme « masquant » réfère au processus d'élévation du seuil auditif d'un son et ce, en réponse à la présentation simultanée d'un autre stimulus.

Cependant, en audiologie, l'objectif est de déterminer le niveau minimum masquant l'acouphène en dB HL et dB SL, grâce à un stimulus en bruit blanc envoyé sur l'oreille controlatérale, rendant l'acouphène entièrement inaudible. On parlera donc de « masquage complet » (Vernon, 1982) [63].

L'intérêt général du masquage est de mettre en évidence la manière dont la perception de l'acouphène est affectée par le bruit. Le niveau sonore nécessaire au masquage varie considérablement en fonction du patient (Meikle et al., 2004) ; il peut représenter un pronostic lors d'une prise en charge en thérapie par masquage (Vernon, 1992). En outre, dans le cas de la méthode ATM, évaluer le MML permet de prévoir l'efficacité éventuelle d'une prise en charge par enrichissement sonore : un MML plus élevé (>10 dB SL) indiquerait une meilleure tolérance et efficacité pour le patient face à une amplification sonore relative à sa perte auditive, ou encore face à une stimulation sonore partielle par bruit blanc (comme lors de la TRT), que face à un masquage total par bruit blanc dont le niveau serait à priori désagréable.

Recherche du MML : L'évaluation commence par une approche du niveau recherché en seuil descendant par pas de 10 dB HL, alterné avec un seuil ascendant par pas de 5 dB HL afin d'entourer la mesure. A l'approche du seuil masquant, le seuil descendant passe à un pas de 5 dB HL et le seuil ascendant à 1 dB HL ; le MML sera ensuite confirmé au moins une fois, et enregistré en dB SL.

Stimulation monaurale ou binaurale : De manière évidente, le bruit blanc est présenté dans les deux oreilles dans le cas d'un acouphène bilatéral, et dans le cas contraire, la stimulation se fait du côté acouphénique. Cependant, il peut arriver que lors d'un test en monaural, le patient se rende compte de la présence contralatérale du symptôme ; il faut alors passer en test binaural, ce qui allonge la durée de l'examen. En outre, lorsque le sujet présente un acouphène bilatéral, évaluer le MML en binaural peut s'avérer déterminant : tester une seule oreille peut être source de confusion pour celui-ci et le masquage de l'acouphène pourrait ne jamais être complet, quel que soit le niveau du stimulus.

Mesure de l'inhibition résiduelle :

Principe et objectif : L'inhibition résiduelle fait référence au phénomène selon lequel l'intensité de la perception de l'acouphène serait réduite, voire complètement supprimée, suite à une stimulation auditive (Vernon, 1982 ; Vernon et Meikle, 1988). Selon l'étude réalisée par Meikle et al. en 2004 [61], celle-ci aurait une durée moyenne inférieure à deux minutes chez 60% des patients, et inférieure à quatre minutes chez 80% d'entre eux.

L'intérêt de cette mesure réside principalement en celui de pronostic de prise en charge par masquage, mais pas dans le cas de la TRT ; le générateur de bruit blanc ayant justement pour objectif de ne pas masquer totalement l'acouphène.

Mesure selon deux méthodes : La procédure clinique développée a démontré un résultat dans 80 à 90% des patients selon les différentes études réalisées grâce au protocole suivant (Vernon, 1981, 1988 ; Babin et Neibuhr, 1983 ; Meikle et Walsh, 1984) [64]: Le bruit blanc est envoyé dans les deux oreilles à une intensité supérieure à 10 dB HL par rapport au MML déterminé précédemment et ce, durant une minute avant d'être stoppé brusquement ; le chronomètre est mis en route à ce moment-là.

La méthode la plus simple est celle selon laquelle l'audioprothésiste mesure l'inhibition résiduelle partielle et/ou complète dans les deux oreilles, notée en secondes en deux mesures

distinctes dans le cas où l'on décide d'observer les deux phénomènes (inhibition partielle et complète).

La seconde méthode, à la fois plus complète et précise, demande au patient d'indiquer progressivement le pourcentage d'intensité ressentie de l'acouphène par rapport au niveau habituel ; de l'inhibition complète (0%) au rétablissement complet de la perception (100%), en passant par l'inhibition partielle (10 à 90%). La durée totale de l'inhibition est ainsi reportée en secondes, ainsi que la durée entre chaque changement de phase (0%, 10%, 25%, 50%, 75%, 90%, 100%).

En pratique, l'acouphénométrie est un test difficile à réaliser dès lors que l'acouphène se présente sous forme de son complexe, modulé en fréquence ou en intensité [65].

1.5 Psychoacoustique de l'acouphène

Actuellement, de nombreuses études ont été réalisées afin de tenter de mettre en corrélation les caractéristiques acoustiques des acouphènes avec le profil audiométrique du patient et ce, selon divers critères tels que le type de perte auditive, le type d'acouphène, la présence ou non de zone morte cochléaire, voire même l'âge et/ou le sexe du sujet. Ces multiples sélections effectuées au fil du temps et ayant pour but de se rapprocher progressivement d'un consensus concernant la compréhension du phénomène, ont eu pour effet de démultiplier les hypothèses. Face à ce constat, nous avons décidé de ne présenter ici que les études les plus couramment reprises, et de tenter une mise en lien avec les travaux les plus récemment publiés ayant pris en compte les anciennes références.

1.5.1 Acouphène et perte auditive

En 2002, Norena et al. [14] ont réalisé une étude ayant pour but de caractériser plus en détail les différents composants acoustiques de l'acouphène : Ils ont ainsi demandé à 10 sujets souffrant d'acouphène chronique de noter de 0 à 10, sur une échelle numérique, le degré d'appartenance de chaque fréquence centrale par octave de 125 Hz à 8000 Hz, à l'ensemble de la sensation acouphénique. Ils remarquèrent que le spectre de l'acouphène ainsi dessiné, avait une forte tendance à représenter un pic de perception accompagné de composantes secondaires en correspondance miroir avec les seuils auditifs. Ces résultats ont donc permis de suggérer que chez les patients présentant une perte auditive essentiellement dans les

hautes fréquences, une bande de bruit simulée dans cette zone ressemblait fortement, voire était superposée, à la perception de l'acouphène par le sujet.

L'acouphène serait donc multifréquentiel, avec un pic d'intensité sur une fréquence précise, se situant relativement près de la dernière fréquence bien conservée, appelée « edge frequency » (figure 4). Ceci permet d'expliquer que lors d'un examen classique d'acouphénométrie par « Pitch Match Frequency » (PMF), le praticien puisse déterminer avec le patient une fréquence ressemblant fortement à celle de l'acouphène, mais pas entièrement.

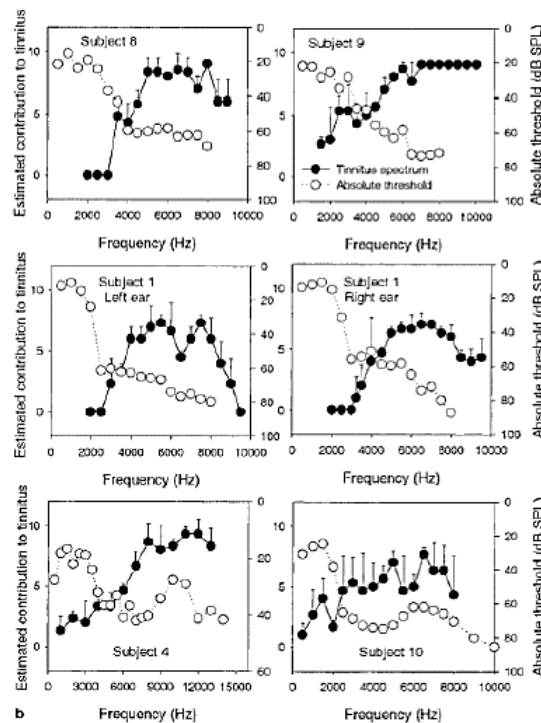


Figure 4 Relation entre le spectre perçu de l'acouphène et la perte auditive [14]

En 2010, Moore et al. ont repris le concept d' « edge frequency » notée f_e [66], la caractérisant par la fréquence à partir de laquelle le seuil auditif chute de manière abrupte. A travers un échantillon composé de 11 sujets sélectionnés selon une perte auditive légère à moyenne ainsi que la perception d'un acouphène de type « tonal », une forte corrélation a été démontrée entre la valeur de la fréquence f_e et de celle que les testeurs ont déterminée par PMF avec les patients comme étant celle de leur acouphène. Afin d'éviter le phénomène de « confusion d'octave », les sujets ont été préalablement entraînés à comparer leur acouphène, ce qui n'avait pas été fait lors des études réalisées jusque-là.

Le graphique différentiel entre les fréquences respectivement f_e et $f(PMF)$ repris ci-dessous, permet d'observer ce lien :

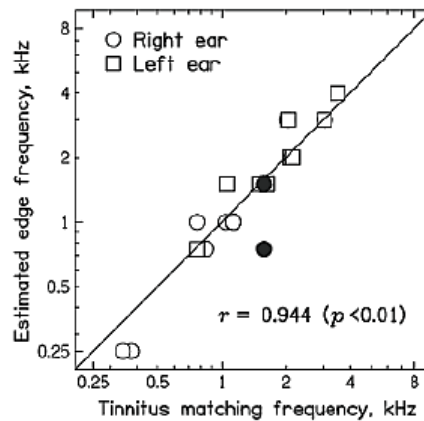


Figure 5 Etude du PMF en fonction de la fréquence f_e [14]

Ces résultats semblent cohérents avec l'étude précédemment réalisée par König et al. en 2006 [67], qui établissait alors uniquement un faible lien entre les deux données.

1.5.2 Pic de perception et profil audiométrique

En 2011, Sereda et al. [68] ont mené des travaux afin d'étudier le profil audiométrique de 67 sujets acouphéniques bilatéraux permanents selon cinq critères, retrouvés sur le graphique de la figure 6 : le sommet de la perte auditive (« edge of the hearing loss »), sa pente (« slope »), son degré (« degree ») ainsi que la fréquence dont le seuil est le plus bas (« frequency of the worst hearing level »).

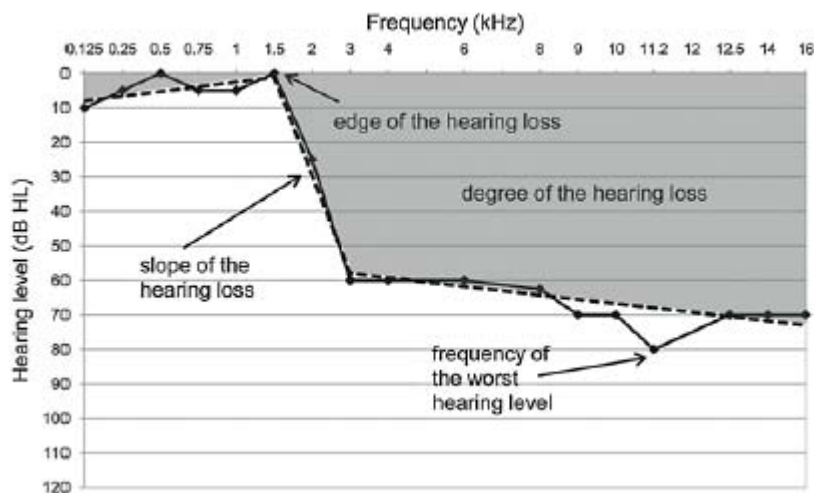


Figure 6 Profil audiométrique type [68]

La méthode utilisée est identique à celle employée par Norena et al. en 2002 [14] et vise à obtenir les composantes fréquentielles du spectre de l'acouphène parmi onze fréquences entre 500 Hz et 12 000 Hz. Il a ainsi pu être mis en évidence le fait que plus la perte auditive

est légère, et plus le pic de perception est important ; et que celui-ci se situe effectivement dans la zone audiométrique lésée. Cependant, cette corrélation émergeait bien davantage pour le sous-groupe présentant un acouphène sous forme de bande de fréquence très étroite. Par ailleurs, les résultats ont également permis de conclure que le pic de perception se situait non pas au niveau de la fréquence la mieux conservée (« edge of the hearing loss »), mais au moins une octave au-delà de celle-ci.

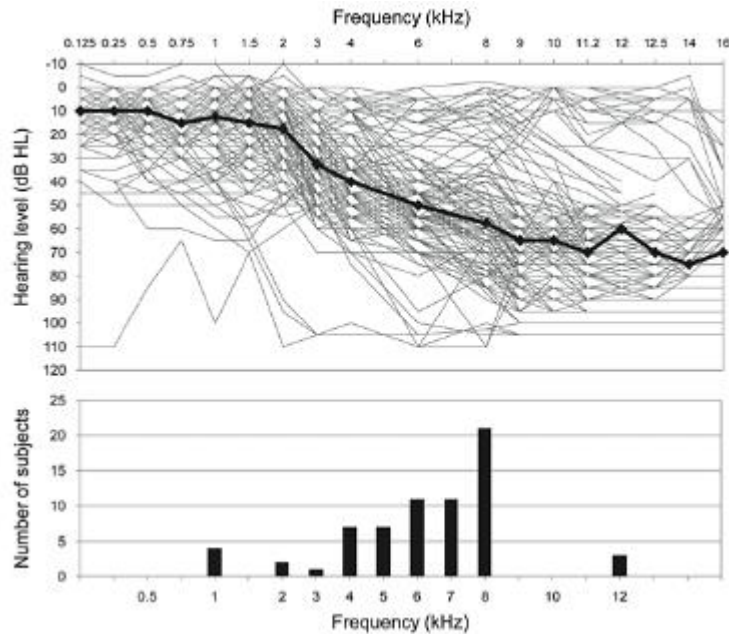


Figure 7 Relation entre seuil auditif et fréquence dominante de l'acouphène [68]

1.5.3 Acouphène et zone morte cochléaire (ZMC)

En 1996, le terme de zone morte cochléaire est apparu dans la littérature, décrit par Moore et al. comme représentant une région de la cochlée pour laquelle les CCI et/ou les neurones sont inopérants, empêchant ainsi la transmission au système nerveux central des informations liées à la vibration de la membrane basilaire de cette zone. Cependant, suite à une stimulation de forte intensité, ce serait les CCI de la zone adjacente qui réagiraient ; c'est ce que l'on appelle l'Ecoute Hors Fréquence (EHF).

En 2000, Moore décrit un test permettant de déceler les ZMC, appelé TEN Test [69]. Il utilise un stimulus de type bruit à bande étroite, appelé Bruit Egaliseur de Seuil (Threshold Equivalent Noise = « TEN »), allant de 250 à 10 000 Hz et dont le niveau est identique, et compris entre 75 et 90 dB/ERB (Equivalent Rectangular Bandwidth). Après une mesure du seuil d'audition réalisée dans le silence, le praticien envoi le son dit « TEN » en ipsilatéral et mesure ainsi le

seuil masqué. Si ce dernier seuil est supérieur au seuil d'audition dans le silence, ainsi qu'au niveau du TEN d'au moins 10 dB, alors il y a suspicion de ZMC.

D'après Moore, il serait fréquent d'observer une ZMC dans des profils audiométriques présentant une pente d'au moins 60 dB/octave ; la pente audiométrique maximale serait donc un facteur prédictif de ce phénomène.

Cependant, Lurquin et al. ont mené une étude en 2002 [70] afin d'établir un lien entre cette pente audiométrique, la présence d'une ZMC, et celle d'un acouphène. Pour ce faire, ils ont réalisé successivement une audiométrie tonale, un PMF et un TEN test sur un groupe acouphénique ainsi que sur un groupe non acouphénique, chacun composé de 26 participants malentendants. Il s'est avéré que 50% des sujets du premier groupe présentaient une ZMC, contre seulement 15% du second groupe ; la présence d'une ZMC étant donc significativement plus importante chez les acouphéniques. L'hypothèse de Moore concernant la pente audiométrique maximale de 60 dB/octave a été nuancée par cette étude dont les résultats préconisent de suivre cette hypothèse, mais à une valeur au moins supérieure à 30 dB/octave. La dernière comparaison réalisée entre la fréquence de l'acouphène et la prévalence d'une ZMC permet de mettre en évidence un pic audiométrique de perception éloigné de moins d'une octave de cette région.

Or, selon Moller [71] et Jastreboff [43], l'hypothèse selon laquelle il y aurait ce lien entre la fréquence de l'acouphène, et la présence d'une ZMC, serait étayée par la théorie selon laquelle l'acouphène serait dû à une réorganisation corticale.

1.5.4 Les sous-groupes d'acouphène

Très récemment, en 2013, une étude a été réalisée par Heijneman et al., ayant pour but de subdiviser les profils psychoacoustiques d'acouphène les plus couramment recensés en trois sous-groupes et ce, selon la forme de leur spectre [72] : les patients dont le spectre décroît linéairement vers les hautes fréquences ($> 2\text{kHz}$) ; ceux dont le spectre présente un pic ($> 2\text{kHz}$) ; et les autres patients, présentant le plus souvent un spectre bas en fréquence ($< 2\text{kHz}$). Une fois encore, la cohérence entre perte auditive et spectre fréquentiel de l'acouphène est constatée (Norena et al., 2002 ; König et al., 2006 ; Roberts et al., 2006) [73].

Par ailleurs, il a pu être observé dans cette étude que ces spectres-types étaient indépendant de l'âge et du sexe du sujet, de l'intensité subjective de l'acouphène, de sa sévérité, du type ressenti, de sa latéralisation, des scores THI et HADS ; la dispersion des données étant équivalente dans chaque groupe.

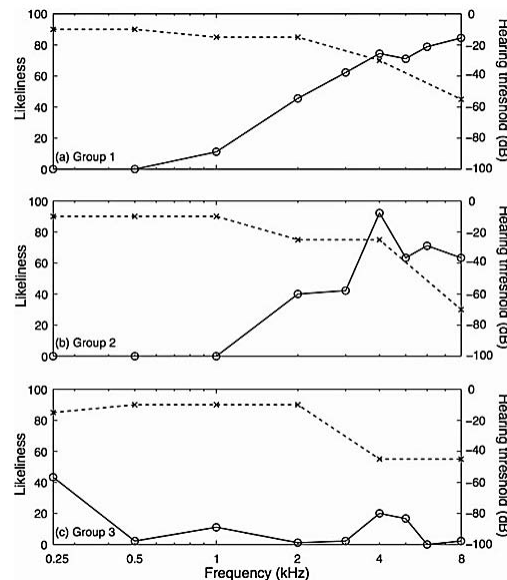


Figure 8 Exemples typiques de spectre acouphénique corrélé au seuil auditif [72]

Le profil audiométrique du groupe 1, avec une perte auditive étendue en fréquence, correspondrait au modèle de l'augmentation du gain central par régulation de l'activité neurale après déprivation sensorielle, expliqué par Norena en 2011 [74].

Le pic fréquentiel médian du groupe 2 se situe aux alentours du 5 kHz, c'est-à-dire le plus souvent dans la pente audiométrique de l'audiogramme. Ces résultats semblent donc corrélés avec l'étude de Sereda et al. (2011) décrite plus haut ; ce groupe correspondrait au modèle neurophysiologique selon lequel l'acouphène se situerait près de la fréquence la mieux conservée avant la pente (« edge »).

Le groupe 3 démontre que l'acouphène ne se situe pas toujours au niveau de la perte auditive maximale ; Il pourrait ici être lié à une déficience dans les basses et médiums fréquences (< 2kHz), que l'on observe mieux sur la figure ci-dessous :

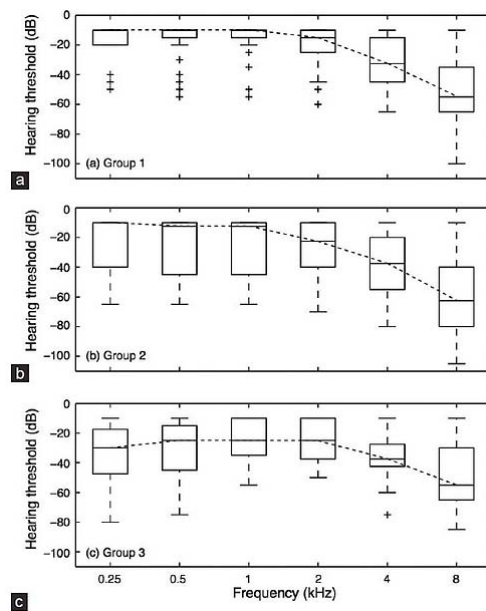


Figure 9 Seuils auditifs des trois groupes de sujet [72]

Cependant, Heijneman et al. remettent ici en cause la fiabilité des résultats obtenus pour ce groupe, du fait d'une sélection d'échantillon de population éventuellement biaisée.

1.6 Logiciels d'acouphénométrie en France

1.6.1 Logiciel d'acouphénométrie par Simon Schertzer

En 2011, le sujet du mémoire de Simon Schertzer, alors étudiant en audioprothèse à l'école de Nancy était « Conception et réalisation d'un logiciel d'acouphénométrie » [75]. Il a donc programmé un logiciel de support Windows permettant la caractérisation fréquentielle et de niveau sonore d'un acouphène subjectif handicapant. Cette reproduction, qui se devait être la plus fidèle à l'acouphène possible, n'est pas véritablement une méthode en soi mais plus un outil mis à disposition de l'audioprothésiste.

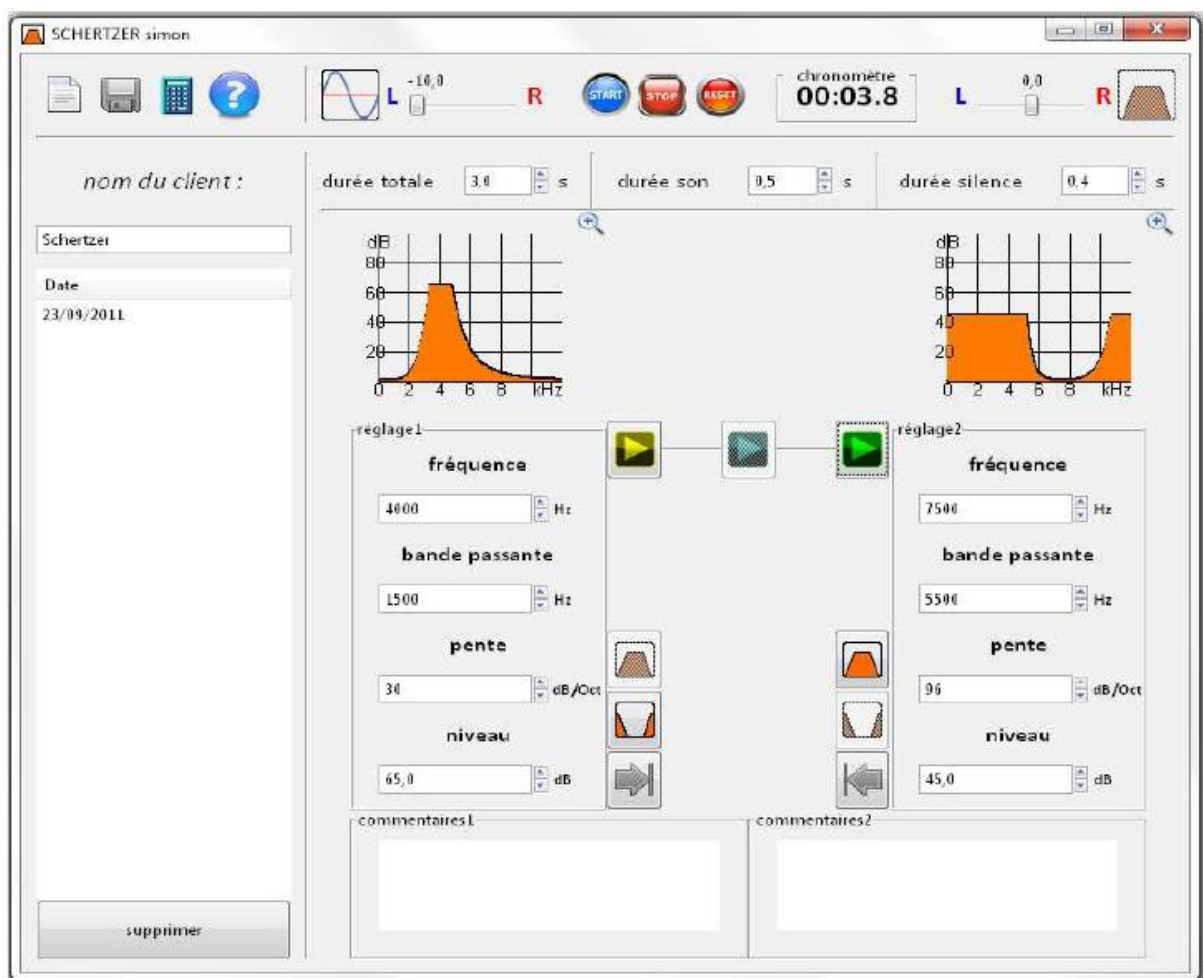


Figure 10 Capture d'écran du logiciel d'acouphénométrie de Simon Schertzer [75]

Comme nous pouvons le voir sur cette capture d'écran, le logiciel permet une gestion des données concernant les patients testés, les résultats de l'acouphénométrie étant en effet gardés en mémoire. Au niveau de la réalisation de l'examen, il est possible de régler la fréquence centrale sur une gamme fréquentielle de 60 Hz à 11 025 Hz, ainsi que la largeur de bande du bruit filtré simulé allant de 5 Hz à 10 000 Hz sans atténuation et avec un niveau

sonore allant jusqu'à 100 dB SPL par pas de 0,5 dB SPL. La pente est réglable de manière très précise entre 3 dB/octave et 96 dB/octave.

Une option supplémentaire et actuellement non exploitée par manque de cas cliniques, est celle qui permet de générer un bruit blanc encoché à la fréquence déterminée de l'acouphène et ce, dans une optique de prise en charge des acouphènes dont la perception est exacerbée en présence de bruit. Une fois la bande passante de l'acouphène déterminée, l'encoche est automatiquement intégrée au simulateur dont l'audioprothésiste a sélectionné la fonction « bruit blanc encoché ».

Un module de latéralisation droite-gauche a été intégré au logiciel afin de tester rapidement l'oreille droite et l'oreille gauche, ou les deux dans le cas d'acouphènes bilatéraux ; avec conservation du niveau sonore et par pas de 0,1, allant de -10 (totalement à gauche) à +10 (droite).

Enfin, cette application a également été créée dans le but de pouvoir prendre en charge les acouphènes de type pulsatile : En effet, un chronomètre a été intégré afin de définir avec précision le rythme de pulsation. Une fois celui-ci déterminé avec le patient, le module de son pulsé permet de régler la simulation du stimulus en fonction de sa durée totale, de la durée du son ainsi que celle du silence l'interrompant régulièrement [75].

1.6.2 AmpliSimulAc

Récemment, le groupe Amplifon a proposé à ses collaborateurs un logiciel permettant de réaliser une acouphénométrie complète, incluse dans une prise en charge globale de l'acouphène et de l'hyperacousie.

Celui-ci est capable de simuler deux types de son de manière simultanée : l'un étant un son pur dit « sinusoïdal », et l'autre un bruit filtré dont le type est sélectionné selon la liste suivante : Bruit filtré de 6, 12 ou 24 dB/octave de pente montante et descendante ; Bruit blanc passe-bas ou passe-haut de 24 dB/octave de pente respectivement descendante ou montante ; Bruit blanc ; Bruit rose ou encore Bruit passe bande dont la largeur est également réglable. Ce bruit peut être décalé en fréquence par rapport à celle du son sinusoïdal.

Le champ fréquentiel total exploitable se situe entre 100 et 16 kHz, ce qui permet d'étudier l'acouphène dans les très hautes fréquences et ce, grâce à un casque HI FI branché à la sortie « son » de l'ordinateur.

La méthode préconisée par Amplifon pour l'utilisation de son logiciel combine à la fois le concept selon lequel il y aurait correspondance entre la forme de l'acouphène et la perte auditive, et le protocole d'acouphénométrie classique soit par encadrement (plus grave ou plus aigu) à l'aide du rapport verbal par le patient, soit par choix forcé entre deux simulations successives. En effet, après avoir cherché la fréquence dominante de l'acouphène grâce au son sinusoïdal, il est proposé de trouver le filtrage y ressemblant le plus, permettant de masquer le symptôme. En général, si l'acouphène est ressenti comme un sifflement, le filtrage à 12 ou 24 dB/octave correspondrait ; et s'il est décrit comme un bruit, alors il correspondrait davantage au profil audiométrique inversé de la perte auditive : Courbe plate = Bruit blanc ; Perte en pente = Bruit filtré passe-haut.

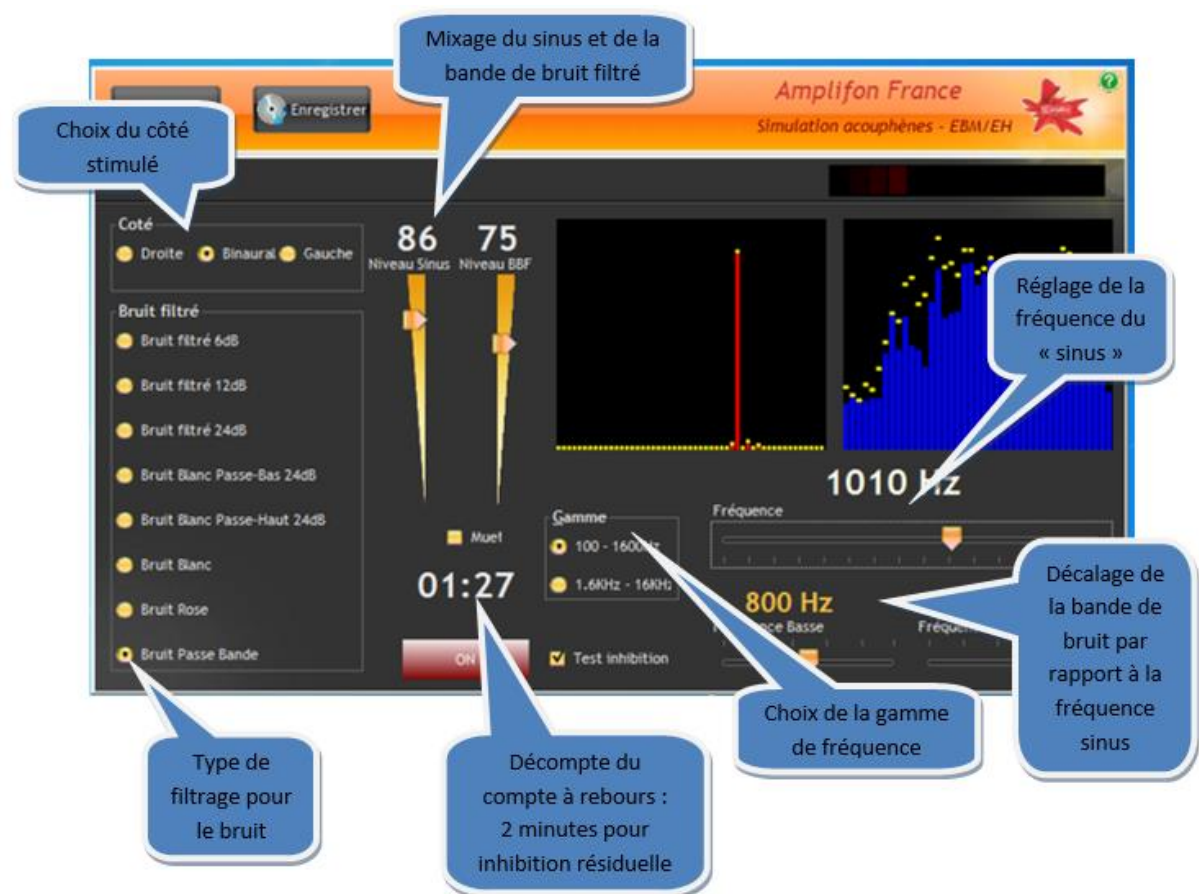


Figure 11 Capture d'écran annotée du logiciel AmpliSimulAc d'Amplifon [76]

Lorsque le signal s'approche de la perception de l'acouphène du patient, on établit son niveau d'intensité par comparaison avec l'émission de sons brefs pour éviter un phénomène d'inhibition résiduelle. L'inhibition résiduelle est alors recherchée grâce à ce signal, à un niveau de 10 dB supérieur à celui de l'intensité subjective de l'acouphène et ce, pendant deux minutes, dont le décompte est affiché à l'écran. Une fois l'inhibition résiduelle achevée, il est possible de rendre compte de la sensation de changement de la sonorité de

l'acouphène du patient, en lui demandant de décrire ce qu'il entend, noté de 0 à 10, 10 étant le rétablissement complet du symptôme.

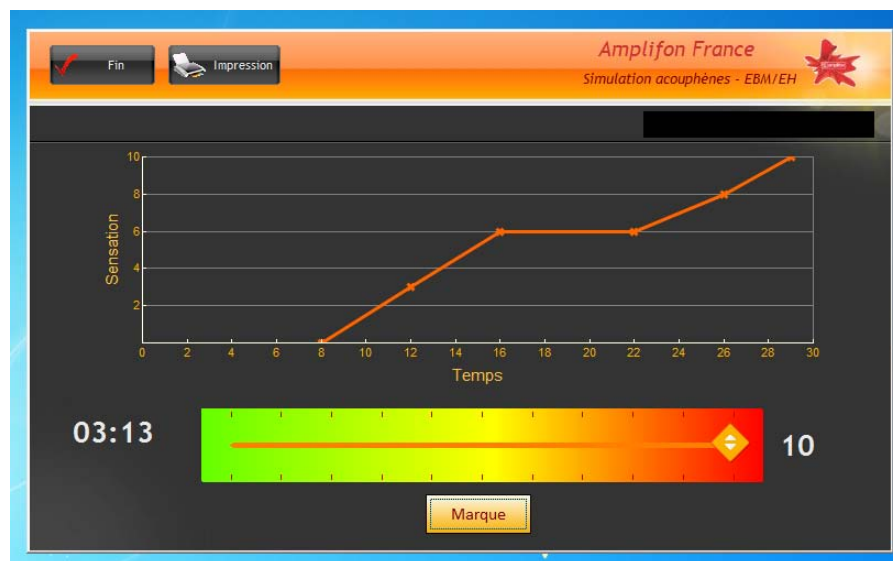


Figure 12 Capture d'écran d'un rapport d'inhibition résiduelle [76]

Il est possible d'imprimer un rapport de cette inhibition résiduelle, ainsi que d'enregistrer le son obtenu en fichier wave pour le donner ensuite au patient [76]:

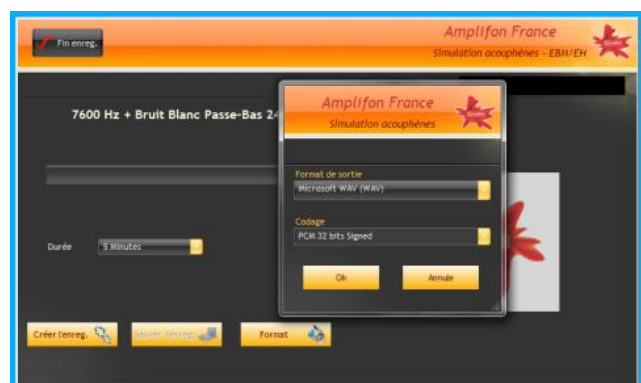
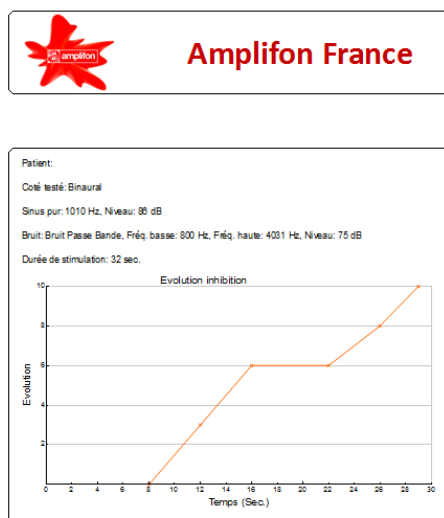


Figure 13 Aperçu de l'impression d'un rapport d'inhibition résiduelle et de l'enregistrement d'un fichier son [76]

1.6.3 Tinnitus test modality

Depuis cette année, GN Otometrics propose à la vente aux audioprothésistes un audiomètre associé au logiciel MADSEN Astera². Celui-ci possède un module appelé The tinnitus test modality permettant à la fois de réaliser un test acouphénométrique classique de type PMF, une mesure du MML et de l'inhibition résiduelle. Par ailleurs, il propose d'évaluer la sévérité de l'acouphène ressentie par le patient à travers des questionnaires avec classification automatique de type THI (Tinnitus Handicap Inventory), THS (Tinnitus and Hearing Survey), TFI (Tinnitus Functional Index) et BAHIA ; regroupant ensuite les informations récoltées dans l'ensemble de ces tests sous forme d'anamnèse acouphène appelée « T report ».

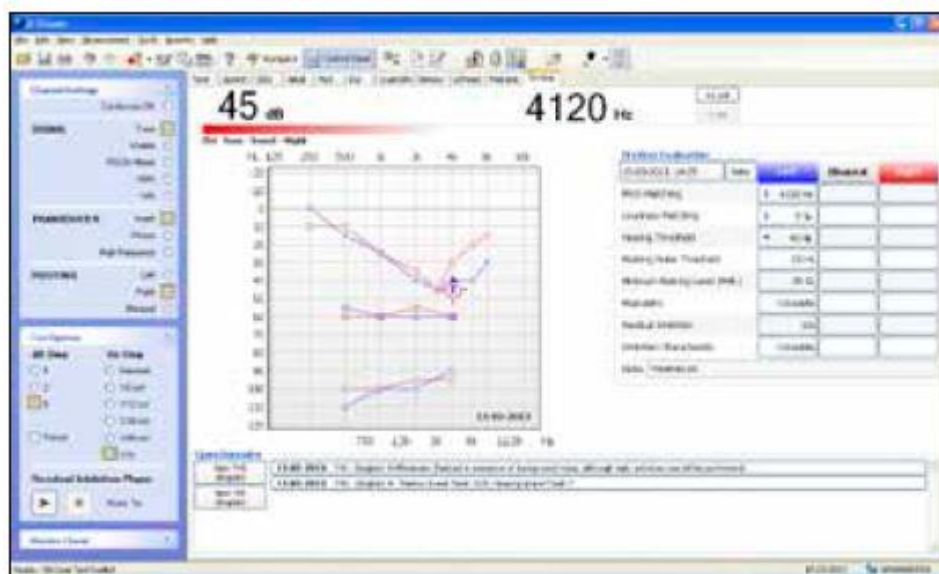


Figure 14 Capture d'écran du module Tinnitus Test Modality d'Otometrics [106]

PMF : le stimulus peut se présenter sous forme de son pur continu, « warble », « FRESH » (FREquency Specific Hearing), bruit à bande étroite ou encore bruit blanc avec un pas de 1 Hz. Le niveau d'intensité est directement exprimé en dB SL. En effet, le logiciel OTOsuite reprend l'audiogramme enregistré du patient, précédemment effectué par le praticien. Le test est réalisable uniquement avec les fréquences habituellement proposées par l'audiomètre.

Le bruit filtré FRESH présente des pentes plus raides qu'un bruit passe bande habituel et ce, afin de ne pas provoquer de réponse sur les régions fréquentielles adjacentes à celle dont on mesure le seuil : il est focalisé sur la bande de fréquences critique visée [77].

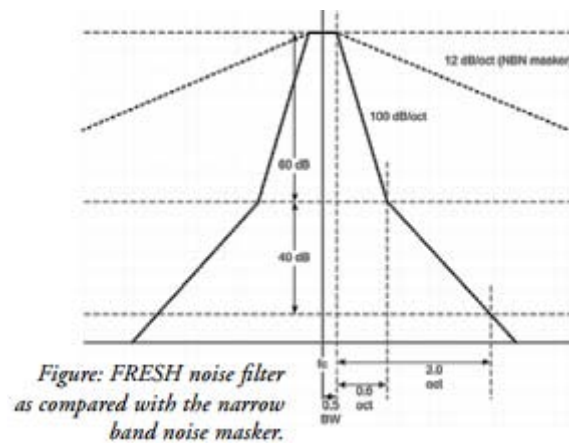


Figure 15 Filtre du signal "FRESH" [77]

MML : Le masquage de l'acouphène peut être défini comme complet, partiel, absent ou encore au contraire, comme exacerbant sa perception.

Inhibition résiduelle : Le processus suit le protocole le plus simple décrit plus tôt, à savoir la présentation du bruit durant une minute, avant de l'arrêter pour mesurer le temps de réapparition complète de la perception du symptôme.

Questionnaires : Ils sont pleinement intégrés ; le score est automatiquement calculé et une description prédéfinie est incluse. Le résultat est ensuite stocké dans le logiciel NOAH, pour être consulté par la suite. Ces questionnaires sont utilisés pour évaluer la prise en charge cognitive nécessaire.

T report : Il s'agit littéralement d'un rapport regroupant les principales informations telles que l'audiogramme avec le marqueur T de l'acouphène, ainsi que le tableau récapitulatif des données récoltées au fur et à mesure des examens, appelé « Tinnitus Evaluation ». Le rapport transféré dans NOAH s'y trouve également. Le T report a donc pour objectif de visualiser l'ensemble des données nécessaires au choix du type de prise en charge ainsi qu'à l'observation de sa progression.

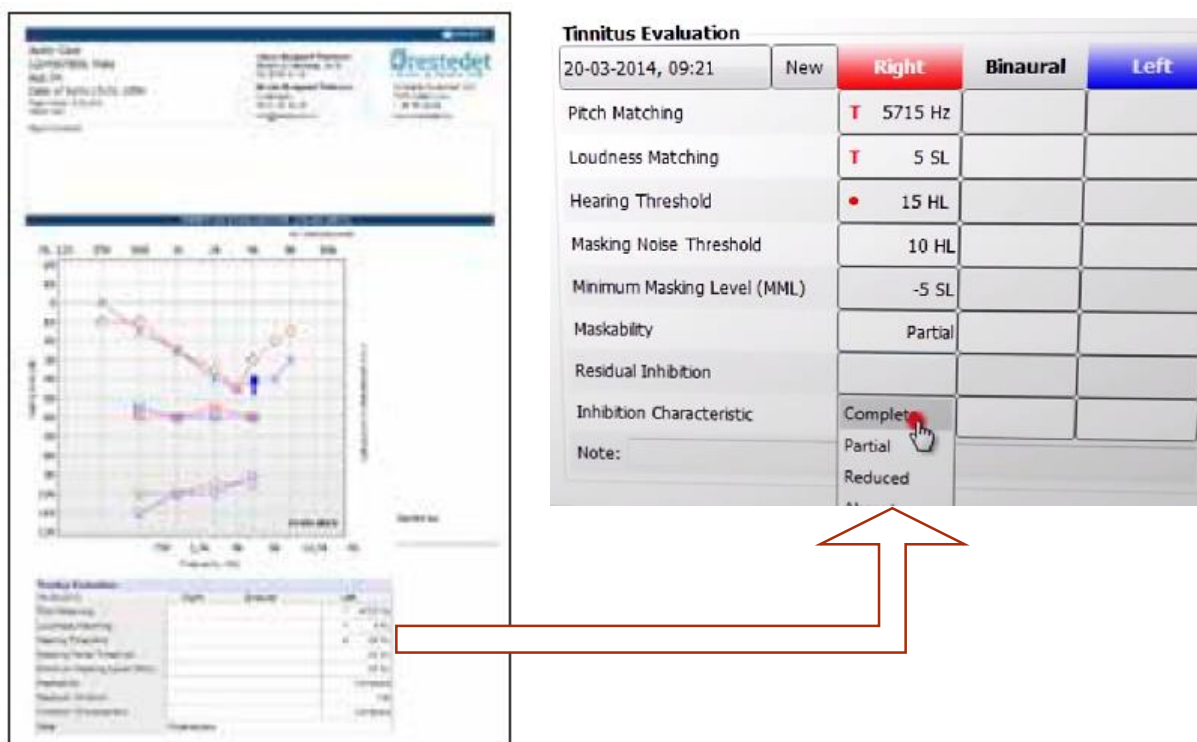


Figure 16 "T report" et tableau d'évaluation de l'acouphène [106]

Le Tinnitomètre

Depuis cette année également, Siemens propose l'utilisation d'un logiciel de modélisation des acouphènes, avec une sortie son au casque audio ou de l'audiomètre, avec large couverture fréquentielle, ou encore en champ libre par les hauts parleurs. Malgré le fait que cette application représente principalement un outil, une synthèse écrite de la présentation client a été suggérée afin d'exploiter au mieux les différentes fonctionnalités du logiciel.

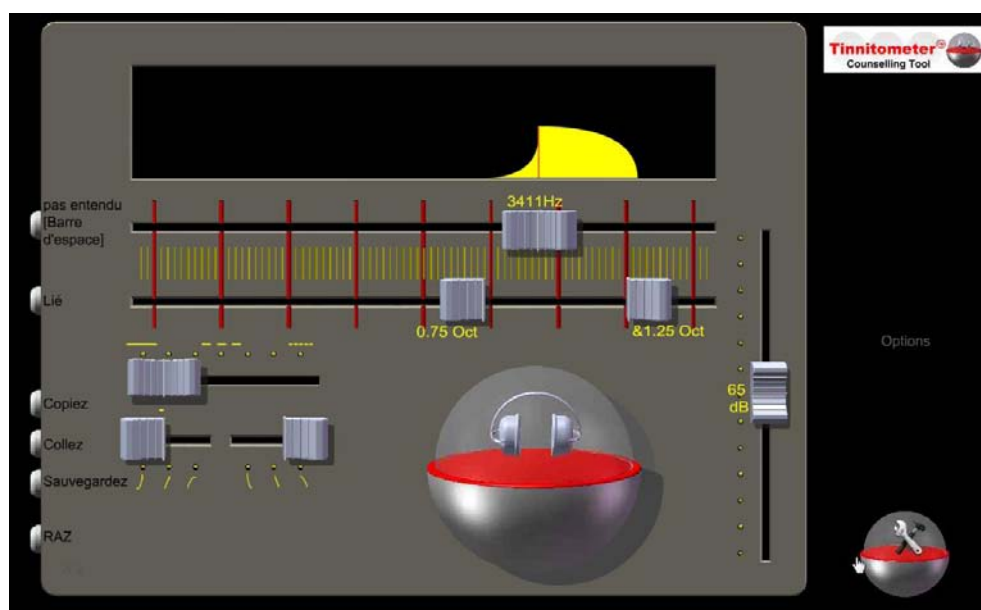


Figure 17 Capture d'écran du Tinnitomètre de Siemens [107]

Après avoir déterminé avec le patient sur l'oreille ipsilatérale si son acouphène ressemble d'avantage à un bourdonnement, un chuintement ou un sifflement, l'audioprothésiste recherche la fréquence porteuse du signal en balayant les fréquences de 46 à 15 500 Hz que l'on peut doubler pour certains patients afin d'avoir accès à des fréquences de 1 à 30 000 Hz et ce, à l'aide d'un son pur. S'il chuinte, on peut élargir la bande de fréquence, sachant que le bruit peut ou non être symétrique par rapport à la fréquence porteuse, avec une précision au 1/8^e d'octave près. Pour que le patient fasse la différence entre son acouphène et le bruit émis, une option permet d'introduire une discontinuité jusqu'à 130 bat/min selon le type d'acouphène; celle-ci peut également servir à vérifier que l'acouphène ne soit pas synchrone aux battements du cœur.

L'enveloppe du signal peut également être modifiée afin d'obtenir une pente plus ou moins forte, arrondie ou rectangulaire, agissant ainsi directement sur la sonorité du signal. Il est alors possible et conseillé d'enregistrer la modélisation finale de l'acouphène du patient, pour en garder une trace, ainsi qu'éventuellement l'utiliser ultérieurement comme simulation d'acouphène auprès d'autres patients pour démarrer plus efficacement l'examen.

Seuil relatif d'audition : Le Tinnitomètre possède une fonction particulière, celle d'audiomètre linéaire, dont l'objectif est d'établir l'intensité minimale permettant de percevoir tout le champ fréquentiel. Il est notamment utilisé pour repérer un scotome dans le profil audiométrique du patient : Sur l'oreille ipsilatérale, il est conseillé d'utiliser un son pur et de borner les plages entendues par niveau d'intensité avec un pas de 10 dB en balayant les fréquences, pour ensuite remonter vers le seuil avant d'entourer la zone avec un pas de 5, puis de 2 dB afin de dessiner précisément le spectre du scotome, que l'on retrouve dans 65% des cas. Quand le scotome a été identifié, on peut alors générer un bruit équivalent à l'enveloppe correspondante et ainsi se rapprocher de manière bien plus précise de ce à quoi la perception de l'acouphène ressemble.

Valeur d'émergence de l'acouphène : Lorsque le spectre de l'acouphène a été dessiné, l'audioprothésiste va rechercher le niveau d'intensité subjective de l'acouphène par la méthode de recouvrement suivi de celle de confusion. Il va donc provoquer l'émission du bruit résultant de la modélisation de l'acouphène sous le seuil d'audition, puis augmenter son intensité jusqu'à ce que l'acouphène en soit recouvert, avant de diminuer jusqu'à déterminer

le point de confusion entre le bruit et l'acouphène. Après avoir entouré de plus en plus précisément le niveau, on obtient l'intensité de l'acouphène en dB SL.

Le logiciel permet donc de balayer les fréquences précisément de 46 à 15,5 kHz en dB de valeur relative au hertz près, sans compter l'option doublant la zone fréquentielle. Il est par ailleurs à noter que la gestion multi canal est disponible pour pouvoir générer jusqu'à trois bruits de manière indépendante et simultanée.

Enfin, il est possible d'enregistrer le son en fichier MP3 afin de le donner au patient, de suivre l'évolution de la perception et des résultats de la thérapie en enregistrant les résultats, que l'on peut imprimer et transmettre au médecin prescripteur [78].

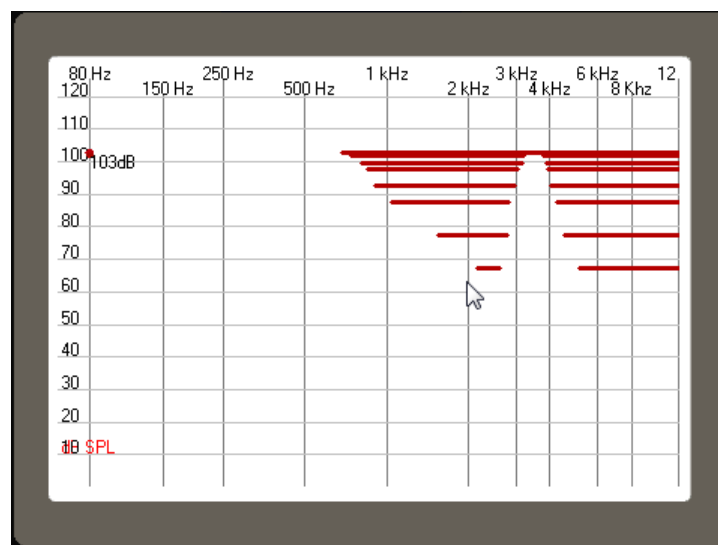


Figure 18 Encoche audiométrique visualisée à l'audiogramme linéaire [107]

2. La méthode TinniSweep

2.1 Notions utiles de psychoacoustique

2.1.1 Définition

« La psychoacoustique, branche de la psychophysique, a pour objet l'étude expérimentale des relations quantitatives entre les stimuli acoustiques mesurables physiquement et les réponses de l'ensemble du système auditif. La psychoacoustique met en évidence les caractéristiques des vibrations acoustiques qui sont importantes pour l'oreille humaine. La psychoacoustique cherche non seulement en quoi le système auditif transforme le monde des stimuli physiques, mais encore comment le système nerveux opère ces transformations, par quelles sortes de codage, de traitements, par quels types de mécanismes » (Encyclopédie Universalis) [79].

Perception et cognition : Lors du phénomène de perception, le cerveau réalise un travail d'analyse afin de distinguer, reconnaître et évaluer les sons selon leur hauteur et leur évolution au cours du temps. En outre, grâce aux différences d'intensité et de phase, le cerveau parvient à localiser le son dans l'espace par une mise en corrélation des données récoltées auprès des deux oreilles. Or, les informations sonores stockées par le cerveau sont, pour la plupart, acquises et non innées. La perception du timbre ainsi que de la « justesse » d'un son peut ainsi varier selon les personnes et leur mémoire auditive, des lésions de leur système auditif, mais également des facultés neurologiques.

Perception et sensation : L'appareil phonatoire ne peut transcrire des concepts que sous une forme éphémère de charge émotionnelle, telle que l'écoute de la musique peut en transporter. L'information recueillie est donc plutôt d'ordre qualitative que quantitative, ce qui explique l'ambiguïté de cette mesure [80].

2.1.2 Paramètres acoustiques fondamentaux

En psychoacoustique, nous caractériserons ici essentiellement l'intensité perçue (sonie), la hauteur perçue (tonie) et le timbre, en correspondance respectivement avec les paramètres physiques suivants : niveau de pression acoustique, fréquence et composition spectrale. Nous délaisserons la durée et la localisation spatiale, qui ne semblent pas pertinents dans la compréhension de la méthode TinniSweep.

Le décibel : Le physicien américain Graham BELL a donné son nom au décibel, une unité sans dimension utilisée pour mesurer l'intensité physique des sons, en exprimant le logarithme décimal du rapport de deux puissances physiques I_1 et I_2 multiplié par 10 : $N \text{ (dB)} = 10 \times \log (I_2/I_1)$.

Il est possible de mesurer le niveau de pression acoustique SPL (Sound Pressure Level), sachant que $I = p^2/\rho_0 c$ avec p représentant la pression acoustique efficace, ρ_0 la densité volumique de l'air et c la célérité du son ; d'où la formule suivante : $N = 10 \times \log (p_2/p_1)^2$. Par simplifications successives, on obtient : $N \text{ (dB SPL)} = 20 \times \log (p_2/p_1)$.

Remarque : D'après ces formules, si l'intensité du son double, alors le niveau sonore augmente de 3 dB, et de 6 dB SPL lorsque la pression sonore double.

Le niveau de référence de 0 dB correspond à un son de 1000 Hz de pression $p_1 = 2 \times 10^{-5} \text{ Pa}$ (Pascal) ou d'intensité $I_1 = 10^{-12} \text{ W/m}^2$.

Le champ auditif humain : Les limites physiques de la sensation sonore sont représentées en trois dimensions : d'intensité, fréquentielle et temporelle.

Le domaine fréquentielle du système auditif humain s'étendant de près de 20 Hz à 20 000 Hz, une stimulation inférieure ou supérieure à ces bornes ne provoquera pas de sensation sonore. De même, un son trop faible en intensité ne sera pas perçu, tandis qu'un son dépassant le seuil d'intolérance (« limite supérieure de perception) provoquera une gêne, voire une douleur.

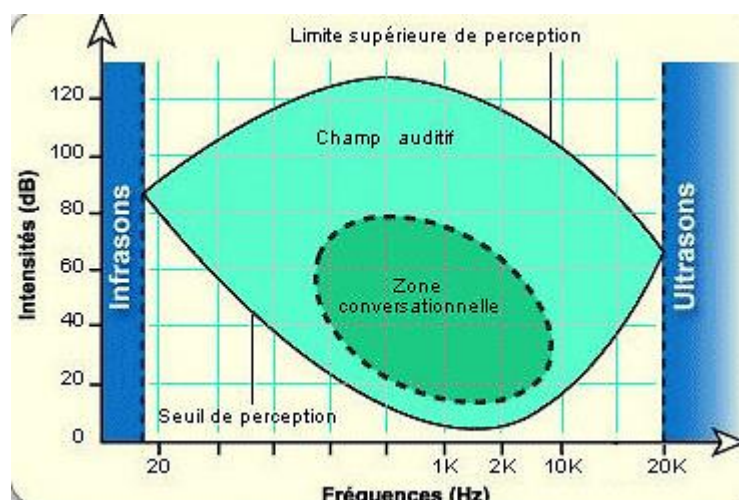


Figure 19 Champ auditif humain [108]

En fonction de l'adaptation et de la fatigue auditive des sujets, une variabilité interindividuelle de ces mesures existe. L'adaptation consiste en une sonie diminuant progressivement lors de l'écoute prolongée d'un stimulus de niveau fixe. Ainsi, il est nécessaire d'augmenter le niveau d'intensité pour maintenir la sensation de sonie stable au cours de la stimulation. Ce phénomène prédomine pour les fréquences aiguës et ne concerne que ¼ des patients presbycousiques (Les cahiers de l'audition, 2011) . La fatigue auditive dite « à long terme » (d'au moins plusieurs minutes) se produit lors d'une exposition sonore de niveau supérieur à 70-80 dB SPL et provoque une diminution temporaire de la sonie par élévation du seuil d'audition. Après un temps de récupération, pouvant durer jusqu'à vingt jours, cet effet disparaît à la condition que l'oreille sur-stimulée soit mise au repos. Dans le cas contraire, cette fatigue peut se transformer en perte auditive permanente.

2.1.3 La sonie

Comme nous l'avons vu plus haut, la sonie correspond à l'intensité perçue d'un son, décrite physiquement et en mesure absolue (le sone) par un niveau de pression acoustique à une fréquence donnée. La valeur de référence de 1 sone représente de manière arbitraire l'intensité perçue à 1000 Hz à une pression acoustique de 40 dB. En outre, deux sones provoquent une sensation deux fois plus importante qu'un sone.

Les courbes isosoniques : L'iso-sonie caractérise une sensation d'égale intensité entre deux sons de fréquence différente. Son niveau est mesuré en « phone », le phone étant une unité sans dimension établie pour l'étude de la propagation des ondes planes progressives face à l'auditeur, par rapport à un niveau de pression acoustique en dB SPL, situé au-dessus du niveau de référence de $2 \cdot 10^{-5}$ Pa. L'équivalence sone (S) - phone (P) est établie par la relation suivante :

$$S = 2^{(P-40)/10} [81]$$

Grâce à ce procédé de comparaison de deux sons, un graphique représentant le niveau de pression acoustique en fonction de la fréquence pour différents niveaux sonores allant du seuil d'audibilité au seuil d'intolérance a pu être mis en évidence :

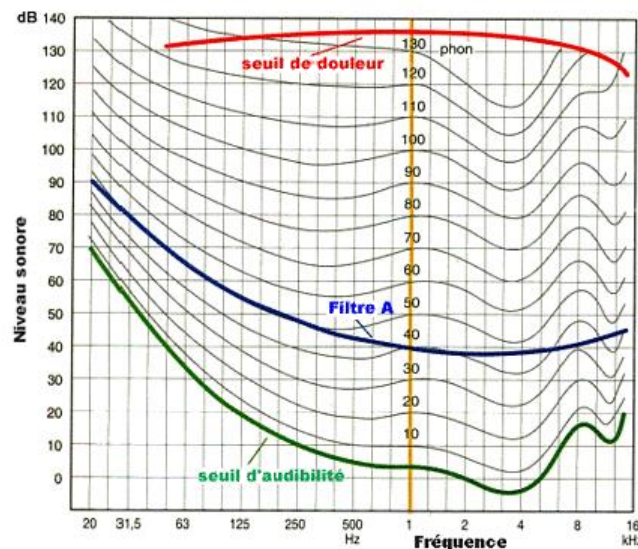


Figure 20 Courbes isoniques de l'oreille humaine [109]

D'après celui-ci, nous pouvons constater que la sensibilité moyenne maximale de l'oreille humaine se situe entre 2 kHz et 5 kHz. Par ailleurs, ce système permet d'amener la notion de niveau de sensation, exprimé en dB SL (Sensation Level) et représentant le nombre de décibels au-dessus du seuil d'audition.

Il existe **deux types de sonie** : La *sonie totale* d'un son complexe, déterminée selon la norme ISO 532 A, exprimée en sones et correspondant à la perception de gêne qu'un son complexe procure sur une oreille normo-entendante ; et la *sonie spécifique* selon la norme ISO 532 B, exprimée en sones/bark et permettant une représentation graphique des sons les plus gênants d'après la relation « sones = $f(\text{barks})$ ». Un son complexe est composé de la superposition de plusieurs sons purs (cf § 2.2.1 Les sons purs) et les barks représentent les bandes critiques (cf § 2.1.6 Les bandes critiques) correspondant à des bandes de fréquence [82].

Seuil différentiel d'intensité (SDI) : Le SDI représente la plus petite variation de pression dp/p ou d'intensité dI/I pour laquelle l'oreille humaine détecte un minimum de sensation dS . Sur une grande étendue fréquentielle, cette sensibilité est à peu près équivalente quelle que soit la pression acoustique. De cette proportion découle la loi de Weber : $dI/I = (1/K).dS$ ($K = \text{constante}$). On considère par ailleurs que pour les sons purs, les plus petites variations audibles d'intensité sont d'environ 2 dB près du seuil, et de 0,4 dB à 90 dB.

L'intégration de la loi de Weber amène à la loi de Weber-Fecher, se vérifiant particulièrement de 500 à 5000 Hz et 20 à 100 dB SPL, qui permet de dire que la sensation augmente à peu près proportionnellement au logarithme de l'excitation : $S = K \times \ln(I)$ [83].

2.1.4 La tonie

La composante de la sensation permettant à un sujet de qualifier un son de grave ou d'aigu selon la fréquence correspond à la sensation de hauteur tonale, ou tonie

Discrimination fréquentielle ou seuil différentiel de hauteur (SDH) : Le SDH représente la plus petite variation perceptible de fréquence df permettant à l'oreille de distinguer la différence entre deux sons purs de même niveau sonore. Elle est de 1% à quelques décibels près du seuil, et de 0,2 à 0,3% à 60 dB, notamment dans la zone de 500 à 8000 Hz (Buser, 1987) [84].

Il existe **deux types de tonie** : La tonie la plus simple est la *hauteur brute*, décrite comme s'échelonnant sur une échelle de grave à aigu et attribuée au référentiel non musical. D'autre part, la *hauteur tonale*, principalement reconnue, est considérée comme représentant la sensation auditive en termes de sons ordonnés sur une échelle musicale, organisés en intervalles (octaves) formant une mélodie (ASA, 1960). L'octave est séparée en 12 demi-tons équidistants (le plus petit intervalle) et fait intervenir un rapport f_2/f_1 constant, soit : $(f_2/f_1)^{12} = 2$. En musique, les notes sont séparées d'un ton, excepté mi-fa et si-ut, qui sont séparées d'un demi-ton. Lorsque les sons complexes sont périodiques, cet attribut correspond à la fréquence fondamentale ; toutefois, celle-ci n'est pas nécessaire à la perception de la hauteur du son complexe. En effet, l'essentiel de l'information provient des harmoniques (multiples de la fréquence fondamentale), spatialement repérables au niveau de la cochlée et se situant dans les fréquences moyennes (de 500 à 1500 Hz).

Sélectivité fréquentielle et effet de masque : La sélectivité fréquentielle consiste en la faculté de distinction du système auditif réalisée entre deux sons émis simultanément. D'après les expériences, l'oreille humaine n'est capable de distinguer que les cinq à huit premiers harmoniques d'un son complexe et ce, à condition qu'elles soient suffisamment séparées en fréquence. Lorsque ce n'est pas le cas, il peut y avoir « effet de masque », et au moins l'un des sons purs peut devenir inaudible. D'après les études réalisées par Wegel et Lane en 1924 [85], les fréquences basses s'avèrent être d'avantage gênantes que les fréquences hautes.

Intermodulation : Certains mécanismes cochléaires non linéaires entraîneraient la perception de sons de « combinaison », obtenus lors de l'addition de deux sons sinusoïdaux et dont le phénomène serait maximal pour les fréquences $2.(f_2-f_1)$, (f_2-f_1) et (f_2+f_1) . Ces sons sont apparemment traités par le système auditif comme étant réellement perçus, puisqu'en présence d'autres sons, ils peuvent masquer, être masqués ou encore produire des battements (interférence laissant percevoir des pulsations) [86].

Consonance/dissonance : En musique, lorsque plusieurs harmoniques coïncidentes de deux notes sont jouées de manière simultanée, l'ensemble peut paraître consonant. Dans le cas contraire, lorsque les harmoniques diffèrent et produisent des battements, le son résultant peut être jugé comme dissonant.

2.1.5 La diplacousie

Il existe en tout **trois types de diplacousie** : La diplacousie est dite « *avec écho* » lorsqu'un son est entendu une fraction de seconde plus tard dans une oreille par rapport à l'autre ; cependant, elle ne concerne pas la hauteur tonale. En outre, elle est dite « *monaurale dysharmonique* » lorsqu'un son pur est entendue par une oreille comme une double tonalité de hauteur différente. Le troisième type est « *binaural dysharmonique* » et consiste en celui que l'on retrouve relativement fréquemment chez les sujets atteints de surdité. Il s'agit bien évidemment d'une tonie différente dans chaque oreille, à partir de la stimulation d'un même son pur.

Pistes étiologiques : En 1940, Shambaugh émet l'hypothèse selon laquelle la diplacousie serait la conséquence d'une lésion de l'oreille interne [87]. D'après Gaeth (1965) et Robinson (1975), elle serait associée à une perte d'audition neurosensorielle et est affectée par la fatigue auditive [88]. Cependant, Albers et Wilson (1968) pensent qu'elle serait plutôt due à des causes multiples suite à un traumatisme, une allergie, une infection, par exemple, et entraîneraient une dysfonction de la membrane tectoriale, des CCI, et/ou de la membrane basilaire. Les conséquences de tels phénomènes ont été vues au chapitre 1.1.2 Neurophysiologie de l'acouphène [89].

Prévalence et caractéristiques de la diplacousie binaurale : De manière générale, tout individu présente une diplacousie binaurale à un certain degré. En effet, ce décalage de tonie serait de 1 à 2% selon Albers et Wilson avec variations selon fatigue et/ou exposition au bruit,

pouvant atteindre 3% selon Burns (1982) et jusqu'à 4% selon Ogura (2003) [90]. Le fait qu'un sujet normo-entendant perçoive un unique son, tient du fait que le système nerveux central soit capable de fusionner deux hauteurs tonales monaurales légèrement différentes (Perrott et Barry, 1969) [91]. En outre, ce phénomène de diplacousie semble effectivement présent parmi la population normo-entendante, à hauteur d'1/5 cas selon Gaeth en 1965, et d'1/7 cas selon Robinson en 1975.

Selon Knight (2004) [92], la diplacousie est la plus souvent observée chez les sujets atteints de surdité endocochléaire, en particulier si la perte est unilatérale ou asymétrique. Cependant, celle-ci semble moins conséquentes lors de pertes bilatérales par rapport aux pertes unilatérales et ce, probablement de par une symétrie du décalage (Burns et turner, 1986 ; Robinson et Gaeth, 1975). Par ailleurs, d'après les études de Robinson, Gaeth et Norris, ce phénomène provoquerait une perception plus aiguë de la tonie pour la plus mauvaise oreille.

Il est à noter, enfin, que chez les personnes présentant une ZMC ou bien une zone inerte cochléaire, la relation hauteur/sélectivité fréquentielle est d'une efficacité moindre ; les tons évoquent alors un bruit et non une sensation claire. De plus, lors d'une perte asymétrique avec stimulation binaurale, cette relation devient aléatoire, selon la fusion effectuée par le système nerveux central.

2.1.6 Les bandes critiques

En 1940, Fletcher a proposé l'hypothèse selon laquelle le système auditif se comportait comme un banc de filtres auditifs successifs, représentés comme étant rectangulaires et dont la largeur, déterminée expérimentalement, a été appelée bande critique. Celle-ci est la partie fréquentielle d'un son qui contribue au masquage du son pur ; elle est de 100 Hz de large jusqu'à la fréquence de 500 Hz, puis équivaut à environ 20% de la fréquence centrale, au-delà de celle-ci [93].

Cette donnée critique est également attribuée à l'écartement fréquentiel nécessaire à la discrimination de deux harmoniques dans un son complexe périodique. En outre, leur existence peut être mise en évidence par l'étude du seuil de détection, de la sonie et du masquage.

Seuil de détection et sonie : Deux sons purs émis au même moment et proches en fréquence, situées de part et d'autres d'une fréquence centrale dans la limite de la bande critique

correspondante, sont détectés à un niveau d'intensité plus faible que lors d'une unique stimulation. Dès que l'on dépasse la bande critique, cette théorie n'est plus valable et leur sonie respective est sommée, donc plus importante.

Effet de masque : Fletcher a émis la théorie selon laquelle lorsqu'un bruit large bande masque un son pur, ce dernier est alors uniquement masqué par les composantes fréquentielles du bruit proches de sa fréquence.

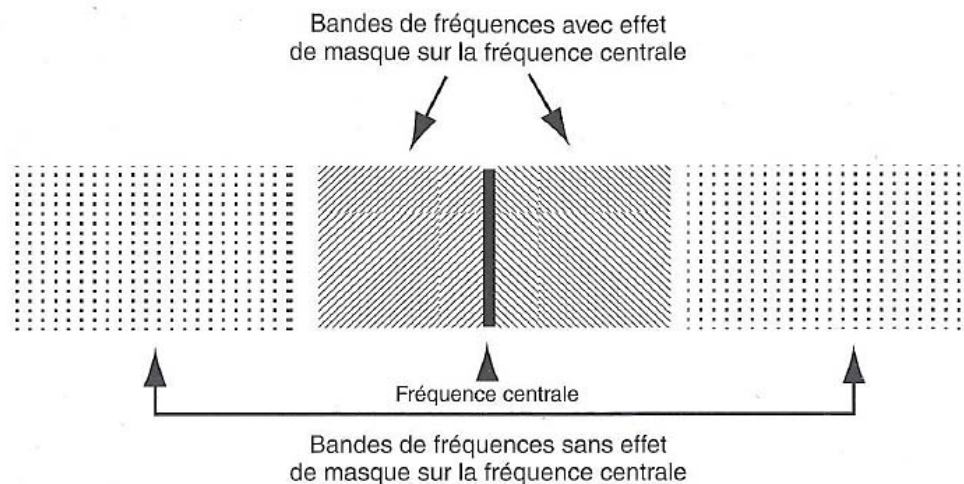


Figure 21 Schéma d'une bande critique et son effet local de masque [111]

Les 24 bandes critiques :

Comme cité précédemment, l'échelle des bandes critiques est le Bark, en référence au scientifique Barkhausen. Cependant, cette échelle reste schématique, les bandes critiques n'étant pas réellement physiologiquement fixées sur la membrane basilaire. Leur rôle fonctionnel est similaire à celui des filtres passe bandes centrés sur F_c et dont les bandes passantes respectives présentent la largeur des bandes critiques. En connaître l'exacte forme permet d'attribuer la sélectivité fréquentielle du système auditif périphérique à un signal d'entrée donné [94].

Numéro (Barks)	Fréquence Centrale (Hz)	Largeur (Hz)	Fréquences de coupure	
			Basse (Hz)	Haute (Hz)
1	50	—	—	100
2	150	100	100	200
3	250	100	200	300
4	350	100	300	400
5	450	110	400	510
6	570	120	510	630
7	700	140	630	770
8	840	150	770	920
9	1000	160	920	1080
10	1170	190	1080	1270
11	1370	210	1270	1480
12	1600	240	1480	1720
13	1850	280	1720	2000
14	2150	320	2000	2320
15	2500	380	2320	2700
16	2900	450	2700	3150
17	3400	550	3150	3700
18	4000	700	3700	4400
19	4800	900	4400	5300
20	5800	1100	5300	6400
21	7000	1300	6400	7700
22	8500	1800	7700	9500
23	10500	2500	9500	12000
24	13500	3500	12000	15500

Figure 22 Tableau des 24 bandes critiques du système auditif [112]

Equivalent Rectangular Bandwidth (ERB) : Une théorie amenée par Patterson en 1976 et étayée par Moore et Glasberg en 1983 explique que les filtres auditifs pourraient graphiquement être représentés par des pentes exponentielles et arrondis à leur sommet [95]. ERB correspond à la largeur de bande rectangulaire équivalente, déterminée selon la formule suivante : $ERB = 24,7 (4,37f + 1)$.

Remarque : Les filtres n'ont pas un comportement linéaire ; plus le niveau du stimulus et/ou la fréquence centrale est élevée, et plus les filtres (et donc leur bande passante) sont larges.

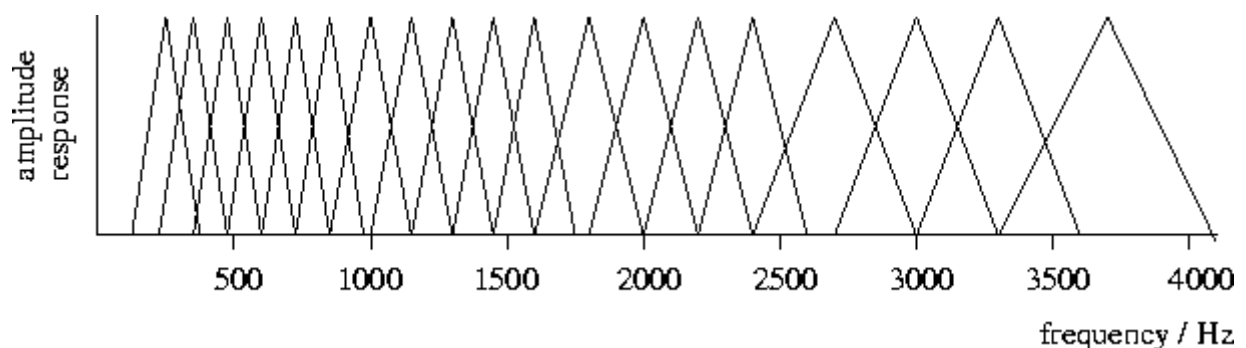


Figure 23 Largeur de bande critique en fonction des fréquences

2.2 Audiométrie automatique de BEKESY

2.2.1 Les sons purs

En physique, un son pur est représenté par une vibration acoustique sinusoïdale principalement caractérisée par une fréquence f et son niveau d'amplitude A . Les autres grandeurs vibratoires définissant cette sinusoïde sont la pulsation ω , la période $T = 1/f$, la longueur d'onde λ et la phase φ de l'onde acoustique.

En outre, l'équation permettant une représentation temporelle de ce phénomène est la suivante : $p(t) = A \cos(2\pi f.t + \varphi)$

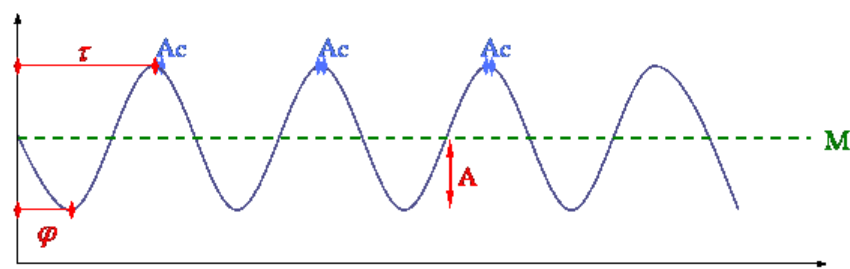


Figure 24 Représentation temporelle d'un son pur par une sinusoïde [113]

Ces sons purs sont très peu présents retrouvés dans notre environnement, mais sont souvent utilisés en audiologie pour des examens au casque.

Dans le cadre de l'audiométrie automatique de Békésy, nous ne nous intéresserons qu'aux sons purs continus dans le temps ainsi que pulsés, souvent utilisés pour leur caractère réactogène (McLay, 1959) [96]. Dans ce dernier cas, les temps d'émission et de silence sont équivalents et sont de l'ordre de deux à trois par seconde. On considère qu'ils sont de type « stables répétitifs », du fait que leur durée respective ne provoque pas de perturbation du spectre.

2.2.2 L'audiométrie automatique de Békésy

Introduite par Békésy lui-même en 1947 [97], l'audiométrie de Békésy fournit une courbe continue pouvant être utilisée afin de déterminer les seuils auditifs des fréquences se situant entre les fréquences correspondant aux octaves et demi-octaves par balayage fréquentiel automatique :

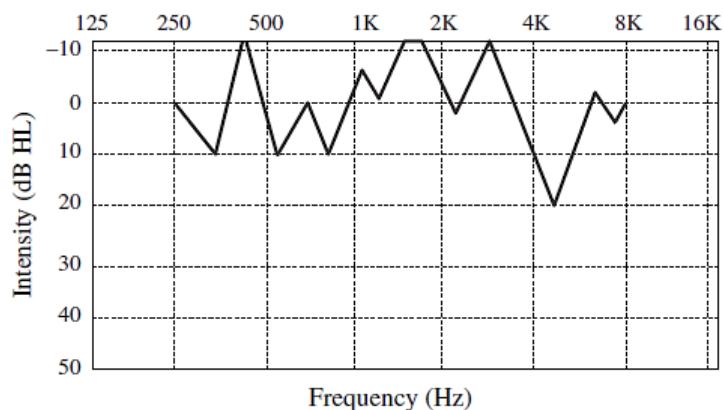


Figure 25 Exemple de résultat de test au Békésy [100]

D'après Jerger (1960) et Owens (1964) [98], celle-ci peut s'avérer utile dans la récolte d'informations permettant de différencier des dysfonctions cochléaires et rétrocochléaires. En effet, l'intérêt audioprothétique principal réside dans la possibilité de dessiner des encoches auditives très étroites ou localisées entre les fréquences fixes, ainsi que de définir les zones inertes cochléaires.

La réalisation de l'examen s'effectue à l'aide d'un bouton poussoir que le patient presse dès lors qu'il perçoit le stimulus : l'intensité de ce dernier diminue aussitôt. Lorsqu'il ne l'entend plus, le patient cesse d'appuyer sur le bouton et l'intensité du stimulus croît à nouveau, ce qui permet d'obtenir un audiogramme en « dents de scie ».

La vitesse classique de balayage est de 1,5 à 2,5 dB par seconde, évaluant les fréquences de 250 à 8 kHz. La stimulation peut s'effectuer en son pur continu ou pulsé. Traditionnellement, les seuils liminaires d'audibilité correspondants à chaque point mesuré sont déterminés en sélectionnant le point médian entre l'audible et l'in audible rapportés par les pointes respectivement inférieures et supérieures des « dents de scie ». L'intervalle couramment observé est de 10 à 15 dB.

Indice de recrutement : Lorsque le patient présente une distorsion auditive de type recrutement au seuil, nous pouvons observer un pincement de l’empan tel que sur la courbe b de la figure ci-dessus, considéré comme pathologique dès lors qu’il se trouve entre 5 dB et 1 dB [99]. Cependant, une étude réalisée par ISHAK et al. en 2011 a démontré qu’un balayage lent, de 120s/octave devait être utilisé pour une meilleure fiabilité et stabilité des résultats, tandis qu’un balayage à 30s/octave ne permettait pas de mettre en évidence le recrutement, notamment lors d’une perte en « pente de ski » [100]. En outre, il est à noter qu’un test plus long entraînerait une fatigue et une déconcentration du patient, réduisant ainsi la précision des données.

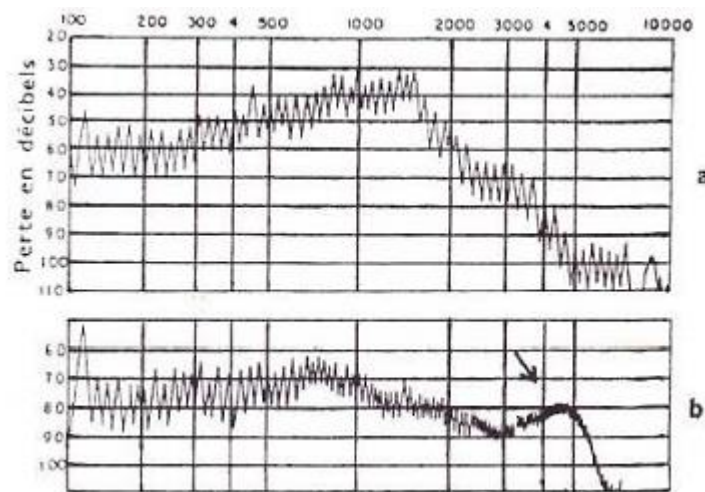


Figure 26 Audiométrie automatique de Békésy. La courbe (a) ne montre pas de recrutement contrairement à la courbe (b) [99]

Fatigabilité au seuil : La fatigabilité auditive ou adaptation prolongée d’un sujet peut également être mise en évidence par ce type d’audiométrie, compte tenu de la durée de l’exploration. En 1952, Reger et Cosses ont d’ailleurs découvert que les lésions rétrocochléaires, et notamment les schwannomes vestibulaires pouvaient être ainsi dépistés.

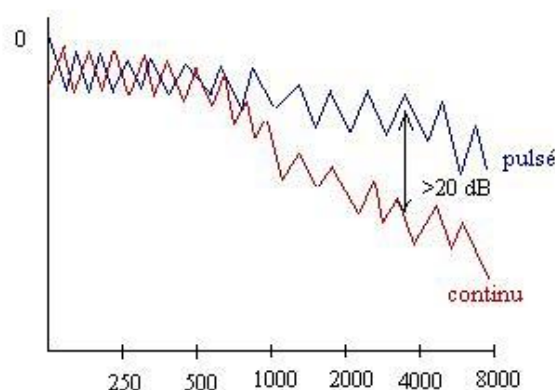


Figure 27 Courbe de type II [114]

Ce type de diagnostic ne peut être suspecté que lorsque l'audiométrie automatique de Békésy est réalisée en son pur continu et en signal interrompu car le nerf auditif possède la capacité de récupérer entre deux impulsions [99]. Comme nous pouvons le voir sur la figure 27, la courbe représentant le seuil en signal continu s'effondre dans les aigus, avec un maximum de 20 dB d'écart entre les deux courbes, ce qui indique une suspicion de d'adaptation pathologique ainsi que de surdité endocochléaire.

Classification selon Jerger :

Les courbes correspondant aux résultats obtenus en son pur continu et discontinu sont superposées : Il n'y a ni fatigue, ni recrutement. La courbe de type I est représentée figure 28a.

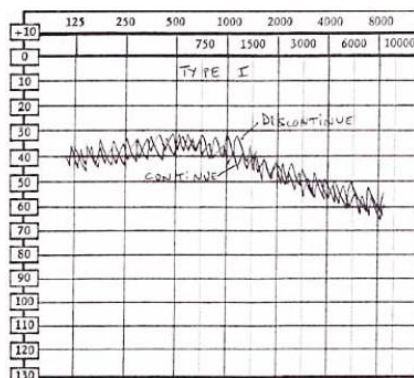


Figure 28a Courbe de type I [99]

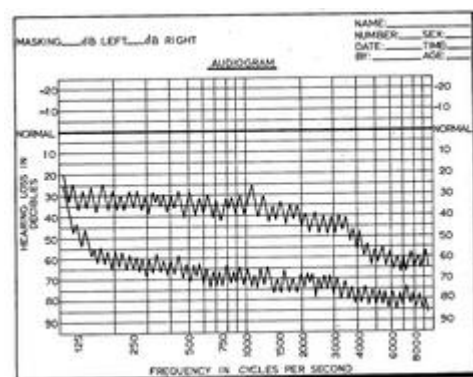


Figure 28b Courbe de type IV [115]

Dans le cas des lésions rétrocochléaires probables, la courbe continue se sépare de plus de 40 dB de la courbe discontinue (Békésy type III) ou conserve un écart d'un maximum de 30 dB sur tout le champ fréquentiel (Békésy type IV).

Lors d'une simulation, les courbes de type V ne sont pas superposables et la courbe discontinue est la plus basse, ce qui est incohérent avec les pathologies organiques, du fait du caractère d'avantage réactogène du signal interrompu.

Sur les courbes de type I à IV, il est possible de suspecter un recrutement de par l'observation d'un pincement de celles-ci.

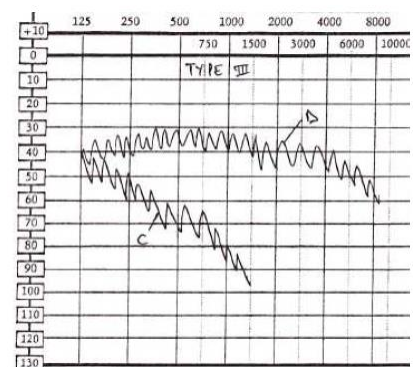


Figure 29 Courbe de type III [99]

2.3 Le test des Courbes Psychoacoustiques d'Accord Rapides par Moore (CPAR)

2.3.1 Le bruit blanc

Le bruit blanc Gaussien : Le bruit blanc est un stimulus acoustique dont le spectre est composé par l'ensemble des fréquences audibles, à une densité spectrale équivalente et constante, sur une bande passante de largeur infinie. Cependant, cette perfection est purement théorique. Dans la pratique, le bruit est dit « blanc » s'il présente un spectre uniforme pondéré dans une bande de fréquence définie par un filtre large bande, indiqué sur les audiomètres par WN (White Noise) ou BBN (Broad Band Noise).

Or, le théorème de Shannon nous indique que « l'information véhiculée par un signal dont le spectre est à support borné n'est pas modifiée par l'opération d'échantillonnage à condition que la fréquence d'échantillonnage F_e soit au moins deux fois supérieure à la fréquence maximale f_{max} contenue dans le signal » ; soit $F_e \geq 2 f_{max}$. Au sein de l'oreille humaine, il est considéré que f_{max} est égale à environ 20 kHz. De ce fait et parmi les fréquences d'échantillonnage globalement proposées par les logiciels, F_e sera de 44100 Hz (soit 44100 échantillons par seconde) [81].

Grâce au logiciel « Audacity », il est possible d'analyser le spectre d'un bruit blanc échantillonné, de manière à visualiser sa continuité effective et approximative en fréquence linéaire :

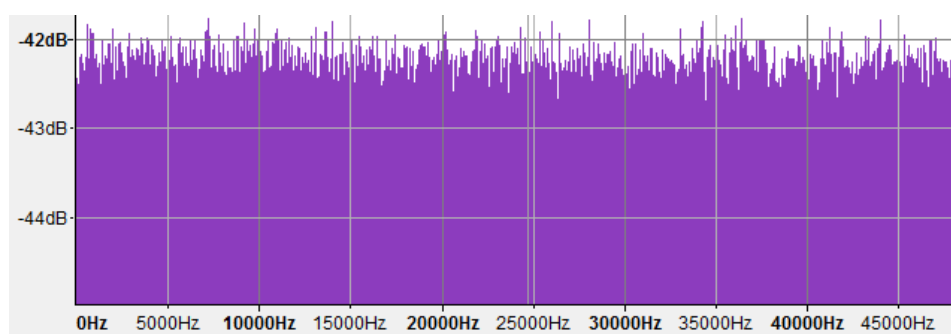


Figure 30 Analyse spectral d'un bruit blanc par Audacity

Bruit blanc bande étroite NB (Narrow Band) : Il s'agit d'un bruit blanc filtré obtenu à l'aide d'un filtre passe-bande approprié, caractérisé par sa fréquence centrale F_c , sa largeur exprimée en pourcentage de la valeur de F_c et grâce aux fréquences de coupure basse (F_{cb}) et haute (F_{ch}), ainsi que la pente d'atténuation du filtre utilisé en dB/octave (les valeurs

courantes sont 12, 24, 48, 96 dB/octave). Autour de la fréquence centrale (F_c), les fréquences de coupure basse et haute (F_{cb} et F_{ch}) sont également les fréquences de recouvrement des filtres juxtaposés, à l'image de la modélisation des filtres auditifs de l'oreille humaine. Ce filtre passe-bande permet d'éliminer ou de réduire les composantes spectrales en dehors de la bande passante, qui constitue la bande fréquentielle non affectée par le processus de filtrage numérique. Plus la pente est importante, et plus on se rapproche d'un filtre parfait.

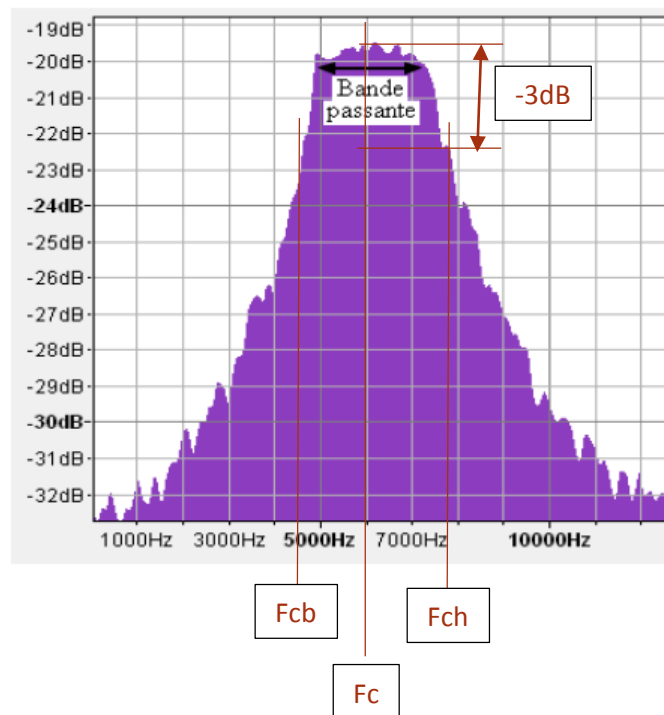


Figure 31 Analyse spectrale d'un bruit filtré par Audacity

2.3.2 Les Courbes Psychoacoustiques d'Accord (CPA)

En 1974, Zwicker suggère que la capacité cochléaire de sélection en fréquence, que l'on représente classiquement par les filtres auditifs, est tracée graphiquement par les CPA. Elles représentent le seuil subjectif d'intensité d'un son F^m masquant un son test F^t et ce, en fonction de la fréquence.

De ce fait et chez le normo-entendant, le masque est d'avantage efficace à l'approche du son test, d'où la pointe graphique de la CPA (Vogten, 1974 ; Moore, 1978) [101]. Par ailleurs, l'enregistrement de ces courbes en échelle logarithmique a permis de constater que les fréquences supérieures à F^t étaient moins masquantes. En outre, plus l'intensité de F^t augmente et plus l'allure de la CPA s'élargie, l'intervention des mécanismes actifs de sélectivité fréquentielle étant plus faible. A l'inverse, plus la fréquence du son test augmente et plus la pointe est acérée.

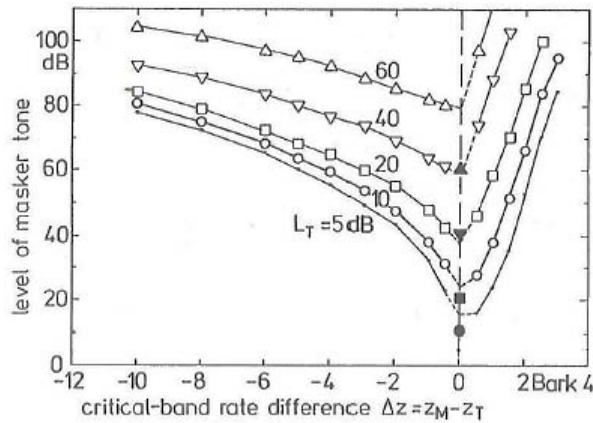


Figure 32 Courbe d'accord réalisée sur un signal test à différentes intensités [112]

Lorsqu'un sujet est atteint de perte endocochléaire, les CPA sont généralement plus larges et dans certains cas, ne présentent pas de pointe [83].

Mise en évidence de ZIC : Lorsqu'il y a ZIC, sa frontière semble être indiquée par F^m de la pointe (17). Par ailleurs, la fréquence de F^t et celle de la pointe semblent présenter un décalage supérieur à 20% dans le sens des basses fréquences, et supérieur à 25% dans le sens des hautes fréquences (9). Cependant, si l'écart est faible (inférieur à quelques centaines de Hertz), la frontière d'une ZIC ne peut pas être délimitée de façon précise [69].

Masquage : En 2003, Moore a démontré que l'utilisation d'un masquage proactif (des basses fréquences vers les hautes fréquences) entraînait l'obtention d'une pointe plus raide que lors d'un masquage simultané [102].

2.3.3 La mesure des CPAR selon Moore

Dans le but de diminuer le temps d'examen nécessaire à la détermination des CPA, Moore et son équipe préconisent en 2005 l'emploi d'un bruit masquant à bande étroite caractérisé par sa fréquence centrale F_c et balayant la bande fréquentielle testée, selon une procédure Békésy (Zwicker, 1974) ; le but étant de masquer le son test [103].

Afin de pouvoir interpréter au mieux les résultats, différents paramètres concernant ce stimulus ont été étudiés :

Direction de balayage de F^m : La méthode rapide entraîne un décalage entre sonie de F^t et réponse du sujet au bouton poussoir. De ce fait, la pointe graphique peut se situer après la fréquence de F^t dans le cas d'un balayage de type Forward sweep (des basses fréquences vers les hautes fréquences), et inversement dans le cas du balayage de type Reverse sweep. Dans cette étude, il a été constaté que la fréquence de la pointe était décalée au maximum de 6%

par rapport à F^t en Forward sweep, et de 3% maximum en Reverse sweep, ce qui est considéré comme faible.

Vitesse de variation du niveau de F^m : En balayage vers les hautes fréquences, il a été déterminé qu'il était conseillé d'utiliser une vitesse de 2,0 dB/s pour les normo-entendants. Cependant, les malentendants ayant une dynamique auditive réduite et présentant dans certains cas un phénomène de recrutement, l'emploi d'une vitesse de 2,0 dB/s provoquait une perception du niveau de F^m souvent proche voire au-dessus du niveau d'intolérance ; ce qui est réduit si l'on utilise une vitesse plus faible. Il est donc préconisé d'utiliser une vitesse de 0,5 ou de 1,0 dB/s pour les malentendants.

Largeur de bande de F^m : La bande passante de F^m doit être la plus large possible afin d'éviter la détection de phénomène de battement, sans pour autant provoquer un élargissement de la courbe. L'étude a permis de parvenir à un compromis raisonnable en utilisant une bande de 20% de F^t jusqu'à 1500 Hz, puis de 320 Hz pour les fréquences supérieures.

En 2011, Moore et Sek ont repris ces paramètres en développant le logiciel SWPTC (Sweeping Psychophysical Tuning Curve), permettant de réaliser des CPAR [104].

2.4 L'audiogramme-masking

Proposée par Feldmann en 1969, cette méthode particulière de mesure par effet de masque permet une recherche en fréquence de l'acouphène [105]. En effet, après avoir réalisé un seuil tonal liminaire en son pur à fréquences fixes par palier d'une octave ou par tiers d'octave (de 250 à 8 kHz), le MML (Minimum Masking Level) est mesuré sur ces mêmes fréquences à l'aide d'un bruit blanc à bande étroite, pour comparaison. Le choix du son pur pour réaliser l'audiométrie tonale a été fait pour révéler l'éventuelle bande fréquentielle de confusion entre le seuil et la fréquence de l'acouphène.

Partant de ce postulat, cinq types de courbes établis par Feldmann, confirmés par Chazelle (1981) et Mitchell (1983), permettent de classer les acouphènes selon leur type de perception accompagnés d'une hypothèse sur leur étiologie.

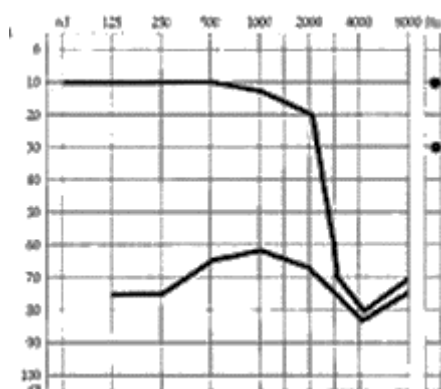


Figure 33 Courbe de Feldmann de type I [116]

Type II : Dit de « *divergence* », la courbe de MML se rapproche du seuil dans les basses fréquences et s'en éloigne en allant vers les hautes fréquences. La perception de l'acouphène correspond à un bourdonnement de tonie grave pour certains cas de surdité de perception.

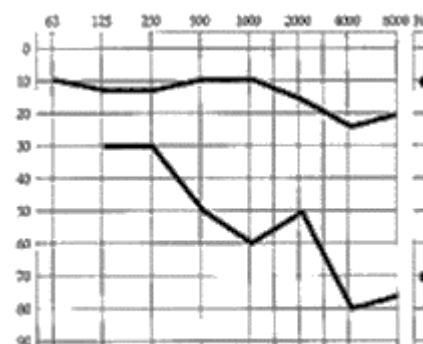


Figure 34 Courbe de Feldmann de type II [116]

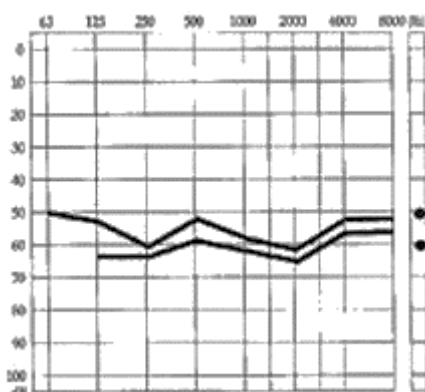


Figure 35 Courbe de Feldmann de type III [116]

Type III : Dit de « *congruence* », il subsiste un écart quasi constant de 10 dB entre les deux courbes, ainsi parallèles sur tout le spectre fréquentiel. L'acouphène serait alors ressenti comme de type bruit blanc ou son pur, et serait dû à une perte auditive neurosensorielle plate (exemple : Maladie de Menière).

Type IV : Dit de « *distance* », l'écart entre les deux courbes reste supérieur à 20 dB sur l'ensemble du spectre. Ce type correspondrait à un acouphène en bruit blanc à bande large pour une surdité de perception ou de transmission.

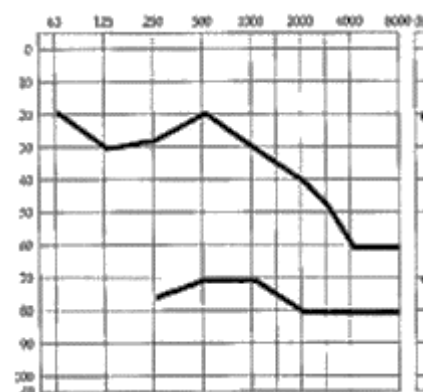


Figure 36 Courbe de Feldmann de type IV [116]

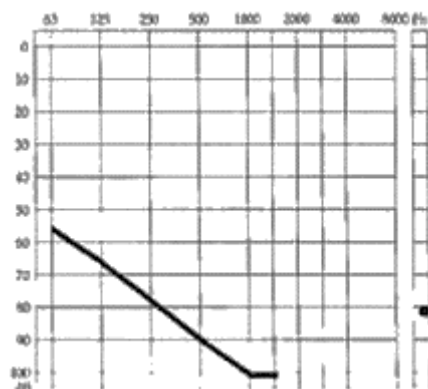


Figure 37 Courbe de Feldmann de type V [116]

Type V : Dit de « ***persistence*** », pour lequel l'acouphène ne peut être masqué quel que soit le niveau de masque, voire exacerbé par ce dernier.

2.5 TinniSweep

Le but premier du prototype TinniSweep programmé par Yves Lasry grâce à « Access » est d'offrir un outil de recherche et de prise en charge au monde de l'audiologie, permettant d'approcher une objectivation de l'évaluation psychoacoustique des caractéristiques de l'acouphène. En utilisant l'audiométrie automatique, le principe des courbes psychoacoustiques d'accord rapides et de l'audiogramme-masking, nous cherchons ici à déterminer la bande fréquentielle de l'acouphène caractérisée par sa fréquence centrale F_c , sa largeur de bande, son intensité subjective en dB SPL (Sound Pressure Level) et SL (Sensation Level) ainsi que son inhibition résiduelle en secondes.

2.5.1 Interface graphique et paramètres choisis

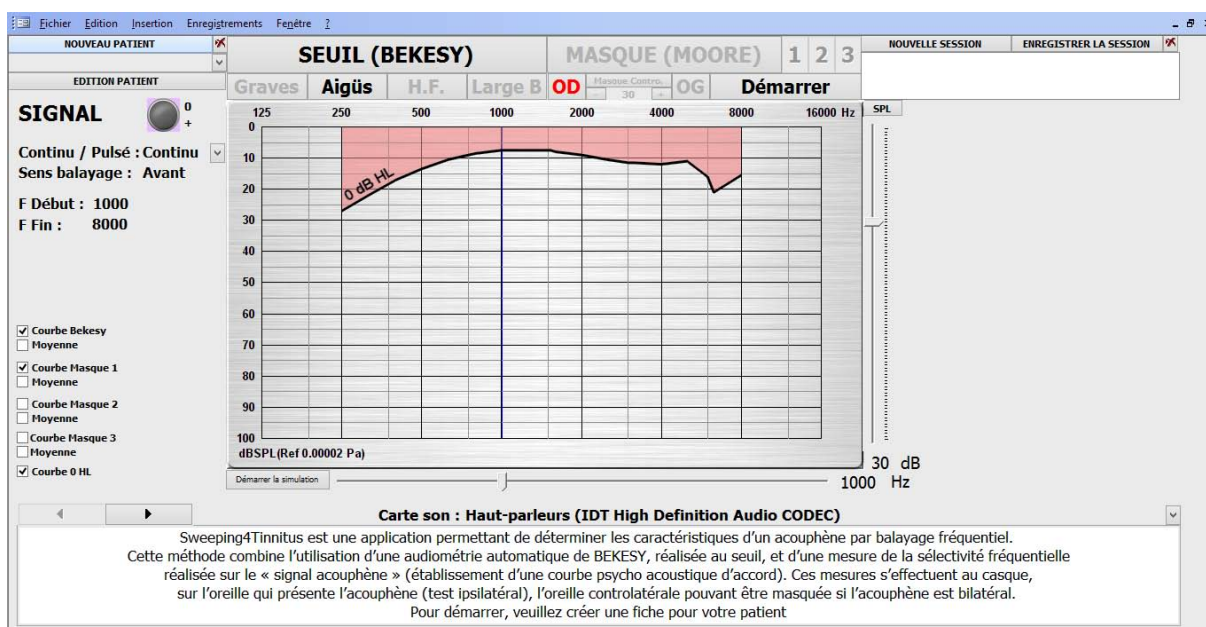
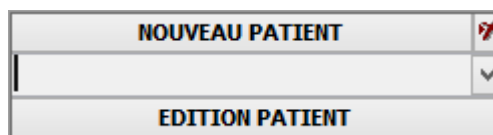


Figure 38 Capture d'écran du logiciel TinniSweep

La figure 39 représente la fenêtre que l'on obtient à l'ouverture du logiciel. L'interface du prototype a pour but d'être fonctionnelle, simple d'utilisation et la plus intuitive possible afin d'éviter une perte de temps lors de l'examen, due à la manipulation informatique.

- **Gestion des patients :**



Afin de pouvoir suivre un patient, il semblait important de pouvoir gérer une fiche personnelle nominative, qu'il est donc nécessaire de créer avant d'effectuer toute opération. Lorsque l'on clique sur « Nouveau patient », une fenêtre s'ouvre, nous demandant de renseigner le nom

de famille puis le prénom. Une fois validée, la fiche est créée puis classée selon un ordre alphabétique.

- **Gestion des sessions :**

NOUVELLE SESSION	ENREGISTRER LA SESSION	

La fonction « Enregistrer la session » permet de sauvegarder les courbes réalisées sur les différents écrans. Celle-ci n'est pas automatique et toutes les données non enregistrées seront perdues en cas de changement de fiche patient, d'arrêt du logiciel ou encore en cliquant sur « Nouvelle session », dont la fonction est de permettre au praticien de repartir de zéro (sans supprimer les sessions enregistrées jusqu'ici).

- **Sortie du son :**

Carte son :	Haut-parleurs (IDT High Definition Audio CODEC)	
Application permettant une audiométrie	Haut-parleurs (IDT High Definition Audio CODEC)	
	Interface SPDIF (Bravo-X USB Audio)	

Cette fonction permet de choisir le périphérique qui aura pour rôle de transmettre le son au patient ; le choix classique s'effectuant entre les haut-parleurs de l'ordinateur, et la carte son externe branchée en USB à un casque.

- **Protocole intégré :**

Sweeping4Tinnitus est une application permettant de déterminer les caractéristiques d'un acouphène par balayage fréquentiel. Cette méthode combine l'utilisation d'une audiométrie automatique de BEKESY, réalisée au seuil, et d'une mesure de la sélectivité fréquentielle réalisée sur le « signal acouphène » (établissement d'une courbe psycho acoustique d'accord). Ces mesures s'effectuent au casque, sur l'oreille qui présente l'acouphène (test ipsilatéral), l'oreille controlatérale pouvant être masquée si l'acouphène est bilatéral. Pour démarrer, veuillez créer une fiche pour votre patient

Afin de simplifier au maximum l'utilisation du logiciel, un protocole a été intégré directement dans l'interface, reprenant le texte écrit § 2.6.2 Protocole de l'étude ; celui-ci ayant été rédigé de manière à accompagner le plus clairement possible le praticien.

- **Préparation de l'examen :**

Graves	Aigüs	H.F.	Large B	OD	Masque Contro.	OG
					- 30 +	

Afin de réduire au maximum la durée de l'examen, il est théoriquement proposé ici de le réaliser sur uniquement trois octaves caractérisant un acouphène grave (250-2 kHz), aigu (1 kHz-8 kHz), en hautes fréquences (2 kHz-116 kHz), ou large bande (250-16 kHz). Dans la pratique, le matériel utilisé nous oblige à limiter l'exploration fonctionnelle de 250 Hz à 8 kHz, ce qui correspond aux fréquences classiquement utilisées en audiométrie.

Le logiciel nous permet également de sélectionner l'oreille stimulée de façon unilatérale (droite ou gauche), laissant la possibilité de masquer l'oreille contralatérale dans le cas d'acouphènes bilatéraux et ce, de 0 à 99 dB.

- **Premier écran : *Le seuil réalisé par audiométrie automatique de Békésy***

SEUIL (BEKESY)

SIGNAL  0 +

Continu / Pulsé : Continu ▼

Sens balayage : Avant

F Début : 1000

F Fin : 8000

La méthode prévoit la possibilité de sélectionner les caractéristiques du stimulus utilisé au Békésy. Cependant, la programmation a ici été faite en fonction de l'étude réalisée dans ce dossier : le signal est donc de type son pur continu, balayant la zone fréquentielle sélectionnée des basses fréquences vers les hautes fréquences à travers un balayage de type « Forward ». La vitesse de balayage des trois octaves choisie est basée sur les données préconisées pour normo-entendants, à savoir une variation de l'intensité de 2 dB/s ainsi qu'une durée de 90s/octave ; ce qui semble être un bon compromis pour les patients présentant une distorsion d'intensité de type recrutement. La durée de l'examen au Békésy est donc de quatre minutes et trente secondes, démarrant à « F Début » et se terminant à « F Fin », qui représentent les fréquences délimitant la zone explorée en fonction de la gamme choisie au préalable. Enfin, le cercle noir apparaît rouge lors de la pression du bouton réponse par le patient.

- **Deuxième écran : *Le seuil minimum masquant l'acouphène***

MASQUE (MOORE)
1
2
3

MASQUE  0 +

Fcentrale : 500

FcB : 400

FcH : 600

Sens balayage : Avant

Fc Début : 500

Fc Fin : 2000

Largeur de bande : 200

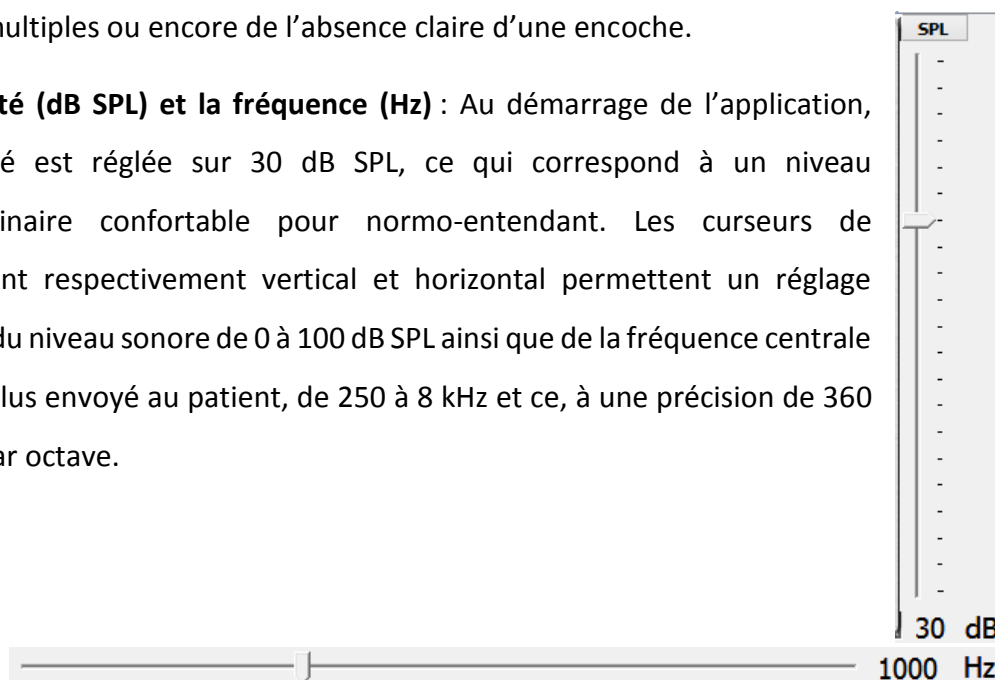


Le deuxième écran permet de réaliser une courbe du niveau minimum masquant l'acouphène sur deux octaves, centrée sur la fréquence pour laquelle un acouphène est suspecté lors de la première étape. Pour une homogénéité de l'examen, le balayage est également de type « Forward » à 90s/octave et à 2 dB/s de variation d'intensité. D'après le principe des courbes psychoacoustiques d'accord rapides de Moore et afin de réaliser une mesure de la sélectivité fréquentielle sur le « signal acouphène », le stimulus choisi est un bruit blanc à bande étroite d'une bande passante égale à 20% de la fréquence centrale suspectée si celle-ci se situe avant 1500 Hz, et de valeur fixe 320 Hz dans le cas

contraire. FcB et FcH correspondent ainsi respectivement aux fréquences de coupure basse et haute du stimulus, et la durée de l'examen, se déroulant de « fc Début » à « Fc Fin » est donc de trois minutes. La largeur de bande est réglable de 50 Hz à 4 kHz grâce au curseur ou en modifiant directement le chiffre dans le cadre correspondant. Cette modification manuelle est mise à disposition dans le but de rechercher par la suite avec le patient la tonie exacte de son acouphène, celui-ci étant rarement considéré sous forme de réel son pur.

1 2 3 Les chiffres situés à côtés de « MASQUE (MOORE) » correspondent à la possibilité de réaliser trois courbes de masque successives dans le cas où plusieurs fréquences seraient suspectées de présenter un acouphène, notamment dans le cas d'acouphènes multiples ou encore de l'absence claire d'une encoche.

- **L'intensité (dB SPL) et la fréquence (Hz) :** Au démarrage de l'application, l'intensité est réglée sur 30 dB SPL, ce qui correspond à un niveau supraliminaire confortable pour normo-entendant. Les curseurs de défilement respectivement vertical et horizontal permettent un réglage manuel du niveau sonore de 0 à 100 dB SPL ainsi que de la fréquence centrale du stimulus envoyé au patient, de 250 à 8 kHz et ce, à une précision de 360 points par octave.



- **SL** : Un outil extrêmement utile à l'interprétation des résultats de l'examen réside en la possibilité d'**afficher les courbes en dB SL**. En effet, un module de calcul différentiel correspondant à l'écart entre la courbe de seuil et celle du MML a été mis en place, permettant de visualiser typiquement un pic de perception faisant apparaître la zone fréquentielle de l'acouphène de manière plus évidente qu'en affichage SPL ; notamment dans le cas des courbes en « pente de ski » pour lesquelles l'observation d'un pincement graphique n'est pas forcément chose aisée.
- **Le bouton démarrer :** **Démarrer** Cette fonction permet de débiter l'examen aussi bien en Békésy que lors de la réalisation d'une courbe d'accord sur la fréquence de l'acouphène.

Entraînement

: Une fois le test démarré, une phase d'entraînement débute et le bouton « Démarrer » s'affiche tel que ci-dessus, permettant ainsi au patient de se familiariser directement avec la procédure et donc d'éviter un maximum le biais de réponse par mauvaise compréhension des consignes. Le test démarre après trois validations au bouton réponse, entourant ainsi efficacement le seuil effectif du patient à « Fc Début ».

Arrêter

Après la phase d'entraînement, le test démarre et il est alors possible de stopper la procédure à tout moment grâce au bouton « Arrêter » ayant remplacé l'affichage « Entraînement ».

- **Simuler l'acouphène** : A la fin de l'examen, le bouton **Démarrer la simulation** permet la confirmation subjective des résultats avec le patient. En effet, après avoir obtenu un pic de perception visible en affichage « SL », les curseurs réglant le niveau sonore, la fréquence centrale ainsi que la largeur de bande du filtre sont utilisés pour valider la tonie, puis rechercher la sonie de l'acouphène avec le patient. Pour simuler un son pur, il est nécessaire de se placer sur le premier écran, tandis que l'on doit accéder au deuxième écran afin de simuler un bruit à bande plus ou moins étroite. Le second outil employé à cette fin est le bouton ShuttleXpress, dont le patient tournera le potentiomètre central afin de caler subjectivement la fréquence ressentie de son symptôme. Pour arrêter la simulation, il suffit de cliquer sur **Arrêter la simulation** apparu après le démarrage de celle-ci.

- **Options d'affichage :**

- ☒ Courbe Bekesy
- ☐ Moyenne
- ☒ Courbe Masque 1
- ☐ Moyenne
- ☐ Courbe Masque 2
- ☐ Moyenne
- ☐ Courbe Masque 3
- ☐ Moyenne
- ☒ Courbe 0 HL

Il est possible d'afficher ou de désactiver l'affichage de toutes les courbes réalisées, ainsi que d'une courbe supplémentaire appelée « Moyenne », ayant pour objectif de lisser les « dents de scie » obtenues, pour plus de clarté. La courbe « 0 HL » permet à l'utilisateur de comparer les résultats obtenus lors de la « Courbe Bekesy » avec ceux obtenus en audiométrie classique. En effet, l'air rose délimite la courbe isosonique moyenne du seuil d'audibilité d'un normo-entendant et correspond en audiométrie clinique classique au 0 dB HL (Hearing Level), correspond

lui-même à un décibel SPL ayant subi une conversion dont il a ici été décidé de s'affranchir, afin de revenir aux valeurs fondamentalement ressenties par le patient. Pour éviter de surcharger la mémoire vive occupée par le logiciel, il est conseillé d'afficher le moins de courbes possible lors du déroulement des tests afin que les vitesses de balayage en fréquence et en intensité ne soient pas affectées. En dehors des examens, tout affichage est possible.

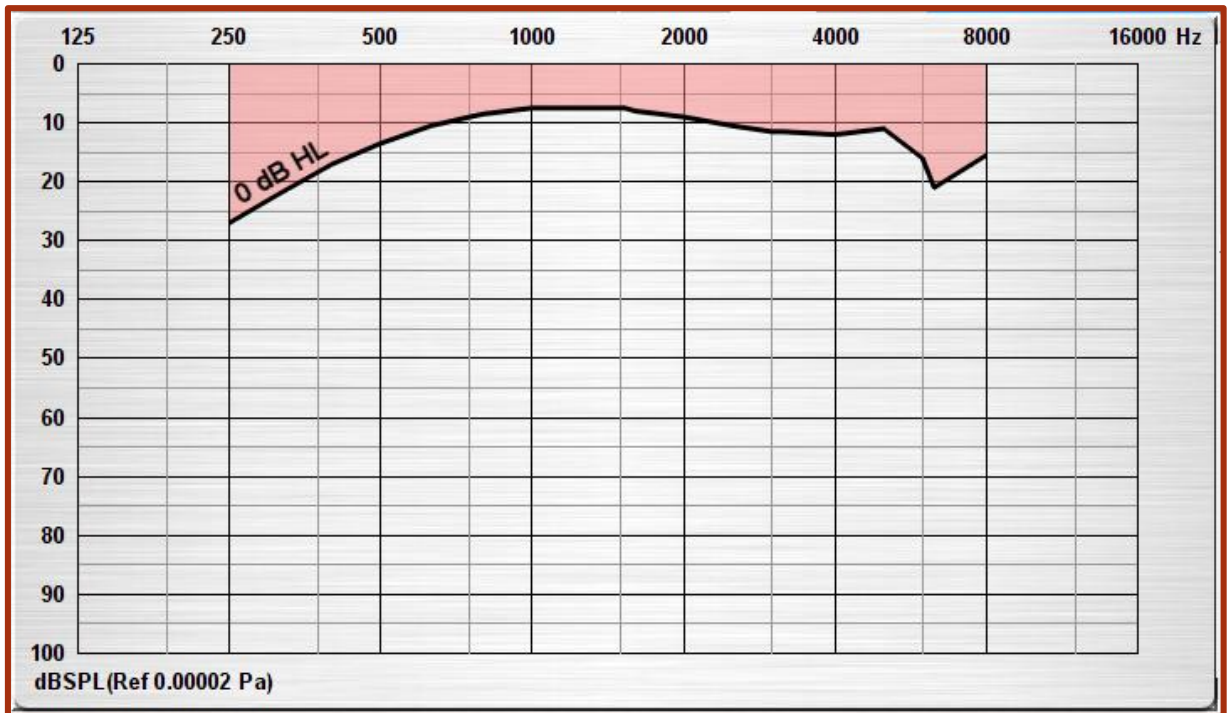


Figure 39 Audiogramme de TinniSweep

2.5.2 Le matériel utilisé

Le casque audio :



Figure 40 Casque Sennheiser HDA 200

Pour réaliser l'étude clinique, nous avons comparé trois casques selon trois critères :

- L'isolation phonique entre le casque et le bruit environnant, afin de permettre au sujet de se concentrer sur l'examen sans perturbation extérieure,
- La qualité sonore du stimulus retransmis ainsi que l'intensité comparée du bruit de fond thermique de fonctionnement du casque. En effet, pour les sujets normo-entendants ayant un système auditif en parfait état (autour du 0 dB HL), la perception du bruit de fond peut éventuellement s'avérer perturbante pour la détermination du seuil à l'audiométrie automatique de Békésy,
- Le confort de port, pour limiter le désagrément des examens suffisamment important de par les stimulations sonores prolongées.

De cette manière, le casque de marque Sennheiser et de modèle HDA 200 nous a paru représenter un bon compromis entre l'ergonomie à l'utilisation et le rendu sonore allant jusqu'à 16 kHz, que le casque de même marque et de modèle HDA 280 (offrant une stimulation jusqu'à 20 kHz), jugé trop léger sur l'oreille et moins isolant du bruit environnant ; ainsi que le casque classiquement utilisé en audiométrie, jugé trop inconfortable pour la durée de l'examen et présentant un bruit de fonctionnement trop important (offrant une stimulation jusqu'à 8 kHz).

La carte son :



Figure 41 Carte son utilisée pour l'étude

La carte son de marque Audiophonics et de modèle Bravo-X est un convertisseur USB vers S/PDIF / RCA.

Utilisée en sortie numérique, elle fait office d'interface digitale entre le logiciel TinniSweep et le casque HDA 200. Il s'agit d'un dispositif générique nous ayant été prêté et non disponible à la vente, d'où l'absence de protection externe. Cependant, afin de garantir l'optimisation du rendement de son fonctionnement, une protection recouvrant l'ensemble des composants a été ajoutée.

Le bouton réponse :

Pour enregistrer la réponse du patient lors de l'examen, un bouton réponse de marque Delcom est utilisé par branchement usb. Etant donné que le logiciel est actuellement sous forme de prototype, des contre-temps ont pu parfois allonger la durée de l'examen. De ce fait, il semblait important de choisir le bouton en fonction de son ergonomie, la facilité de sa pression notamment pour les sujets présentant des douleurs articulaires aux mains.



Figure 42 Bouton réponse utilisé pour l'étude



Figure 43 Bouton ShuttleXpress

Le bouton ShuttleXpress :

A la fin de l'examen, le patient est amené à ajuster la sensation sonore de son acouphène en déplaçant la fréquence centrale à l'aide de la molette du bouton ShuttleXpress sur la bande fréquentielle exploitable, ce qui permet d'éviter le biais de compréhension habituellement présent lorsque le patient indique au

praticien si son acouphène est plus grave ou plus aigu que le signal simulé. A terme, ce bouton pourrait comporter d'autres fonctionnalités telles que l'ajustement de la sonie, de la largeur de bande et la validation informatiques des données récoltées.

Le HUB USB :

Afin de relier tous les ports USB à l'ordinateur lorsque le nombre de ports disponibles étaient insuffisants, un HUB USB proposant quatre ports a été utilisé.



Figure 44 HUB USB utilisé pour l'étude

2.6 Etude sur une population acouphénique

2.6.1 Population étudiée

Connaissant l'importante variabilité interindividuelle des caractéristiques psychoacoustiques et étiologiques de l'acouphène, un patient « type » a été désigné pour cette étude afin de faciliter au maximum l'interprétation des résultats qui en ressortent :

- **Sexe du sujet : Indifférent**, l'impact du genre n'ayant pas été jugé pertinent,
- **Age du sujet : < 70 ans** afin d'éviter un maximum les phénomènes de distorsions auditives ainsi que le temps de réaction et la tendance à une fatigue faisant suite au vieillissement naturel du système auditif périphérique et cortical,
- **Type d'acouphène** : Bien qu'un ensemble fréquentiel plus ou moins important semble le composer, le spectre fréquentiel de l'acouphène présenterait un pic de perception associé à une fréquence principale. Partant de ce postulat et dans le but d'optimiser l'obtention de résultats interprétables, l'acouphène est de type **son pur ou bruit filtré à bande étroite**,
- **Latéralisation de l'acouphène** : Dans un souci d'élargissement de l'échantillon de population étudiable - le logiciel offrant par ailleurs la possibilité de masquer l'oreille controlatérale - l'acouphène peut être **unilatéral** ou **bilatéral avec prédominance** marqué pour l'acouphène de l'une des deux oreilles,
- **Continuité de l'acouphène** : L'examen exploitant la perception-même de l'acouphène afin de créer une confusion au Békésy ainsi qu'une courbe psychoacoustique d'accord inversé sur le signal « acouphène », celui-ci doit être perçu de manière claire pour toute la durée de l'examen ; il doit donc être qualifié de **permanent** et **non pulsatile**,

- **Perte auditive** : Lors de l'utilisation de l'application TinniSweep, il a pu être constaté qu'un niveau sonore s'approchant des 100 dB SPL n'était pas supporté, provoquant la perception d'un stimulus de type « mélodique » ainsi qu'un claquement d'un niveau sonore plus important que le son test de l'examen, ce qui perturbe évidemment son déroulement. Par ailleurs, nous savons que les distorsions d'intensité et de hauteur peuvent être liées à une perte auditive, et que le pic de perception de l'acouphène semble être plus présent et facilement détectable pour les pertes auditives légères (< 40 dB HL). En outre, une perte auditive **nulle à moyenne (< 70 dB HL)** semble être un bon compromis entre performance du logiciel et évaluation audiolgique.

2.6.2 Protocole de l'étude

Une méthode de passation, intégrée à l'interface et accessible à tout praticien a été rédigée de manière claire afin de simplifier et d'uniformiser au maximum une prise en charge par l'utilisation du prototype :

Ces mesures s'effectuent au casque, sur l'oreille qui présente l'acouphène (ipsilatérale), l'oreille controlatérale pouvant être masquée si le symptôme est bilatéral.

Pour commencer, créez une fiche pour votre patient

NOUVEAU PATIENT

Etape 1 : Anamnèse

Récoltez l'historique du patient en déterminant notamment le type d'acouphène, sa localisation, sa continuité, sa tonie (Grave ; Aigu ; Large bande) ainsi que sa gêne, l'étiologie connue ou supposée et l'ancienneté de son apparition.

Etape 2 : Choix de la bande fréquentielle à tester

En fonction de la description donnée par le patient lors de l'anamnèse, veuillez indiquer la plage fréquentielle à tester :

- **Graves** : 250 – 1 kHz
- **Aigus** : 1 kHz – 8 kHz
- **Large B** : 250 – 8 kHz

Etape 3 : Réalisation d'une audiométrie automatique de BEKESY au seuil

Cliquez sur **SEUIL (BEKESY)** puis énoncez la consigne suivante à votre patient :
« Vous allez entendre un signal très faible. Veuillez appuyer sur le bouton tant que vous l'entendez, et le relâcher lorsque vous ne le percevez plus. Le test dure quelques minutes. »

Cliquez sur **Démarrer** pour commencer le test. La phase « entraînement » débute afin de déterminer le seuil tonal pour la fréquence initialement balayée.

Le bouton **Arrêter** permet de mettre en pause ou d'arrêter le test à tout moment.

Remarque : Dans le cas d'un acouphène bilatéral, l'oreille controlatérale doit être masquée. Pour cela, cliquez sur **Masque Contro.** puis ajustez l'intensité du masque afin que l'acouphène ne soit perçu que sur l'oreille testée.

Etape 4 : Marquage de la fréquence supposée de l'acouphène

Positionnez le curseur fréquentiel sur la fréquence pour laquelle le graphique présente une encoche (scotome / zone de confusion avec l'acouphène)



Etape 5 : Réalisation d'une mesure de la sélectivité fréquentielle sur le « signal acouphène » par la méthode de MOORE (Balayage d'un bruit filtré) :

Cliquez sur **MASQUE (MOORE)** puis énoncez la consigne suivante à votre patient : **« Vous allez entendre un bruit, veuillez appuyer sur le bouton tant que vous percevez votre acouphène, et le relâcher dès que vous ne le percevez plus. Ce test dure quelques minutes. »**

Cliquez sur **Démarrer** pour commencer le test. La phase « entraînement » débute afin de déterminer le niveau de masque nécessaire pour recouvrir la perception de l'acouphène à la fréquence initialement balayée.

Le bouton **Arrêter** permet de mettre en pause ou d'arrêter le test à tout moment.

Etape 6 : Localisation expérimentale de la fréquence de l'acouphène

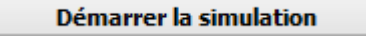
La fréquence expérimentale de l'acouphène se trouve sur la bande fréquentielle présentant l'écart le plus faible entre les courbes de seuils et de masque précédemment réalisées.

Cliquez sur  afin de visualiser plus aisément la zone fréquentielle concernée.

Etape 7 : Validation de la tonie par le patient

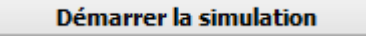
Acouphène de type tonal :

Cliquez sur  puis ajustez le curseur sur la zone fréquentielle déterminée précédemment.

Cliquez sur  pour émettre un son pur à la fréquence indiquée et supposée proche de l'acouphène.

Acouphène de type bruit filtré :

Cliquez sur  puis ajustez le curseur sur la zone fréquentielle déterminée précédemment.

Cliquez sur  pour émettre un bruit filtré à la fréquence indiquée et supposée proche de l'acouphène.

Ajustez la largeur de bande de ce bruit à l'aide du curseur  afin que le signal proposé ressemble au maximum à l'acouphène perçu par votre patient.

A l'aide du bouton ShuttleXpress, demandez à votre patient d'ajuster la fréquence centrale du signal afin de finaliser la correspondance de la tonie.

Etape 8 : Détermination de la sonie de l'acouphène en dB SL

Ajustez l'intensité de ce signal à l'aide du curseur d'intensité afin de déterminer par comparaison le niveau de l'acouphène perçu par votre patient.

Synthèse des résultats

Receueillir les données permettant de décrire la tonie et la sonie de l'acouphène à travers la fréquence centrale F_c ; la largeur de bande du spectre fréquentiel ainsi que les fréquences de coupures basse et haute en Hertz ; le niveau ressenti en décibel SPL et SL.

Remarque : Le logiciel ne permettant pas la simulation d'un bruit blanc de manière bilatérale, la mesure de l'inhibition résiduelle n'a pas pu être effectuée de manière fiable. Cette donnée a donc été supprimée du protocole.

Pensez à **ENREGISTRER LA SESSION** avant de quitter le logiciel.

2.6.3 Résultats de l'étude

En ayant suivi le protocole et pris garde à ce que le patient ne soit pas influencé dans sa validation fréquentielle subjective par ce qu'affichait le logiciel à l'écran, il en est ressorti divers résultats que nous tentons ici de présenter successivement, selon plusieurs critères à travers différents graphiques. Rappelons que le « mode » correspond à la valeur la plus fréquente, ou l'effectif de classe le plus représenté.

Présentation des sujets acouphéniques :

Parmi les 17 sujets étudiés, deux présentaient un acouphène de type « bruit de souffle » et donc bruit filtré à bande très large, ce qui ne correspond pas aux critères d'inclusion de l'étude. De plus, trois cas ressentaient apparemment un acouphène très haut en fréquence, dépassant les limites du logiciel ; celui-ci ne supportant efficacement que les stimulations sonores allant jusqu'à 8 kHz. Par conséquent, 29,4% des cas ayant souhaité participer à l'étude n'ont pas pu être évalués, ce qui nous amène à présenter 12 cas :

Etiologie supposée de l'acouphène :

Parmi les sujets, la plus grande part soit 4 sujets (33%) n'avaient pas connaissance de l'origine d'apparition de leur acouphène ; 3 d'entre eux (25%) se souviennent d'un traumatisme sonore ayant fait suite à une exposition importante et prolongée telle qu'un concert de musique ou une boîte de nuit, voire non protégé au sein de l'environnement professionnel pour 2 cas

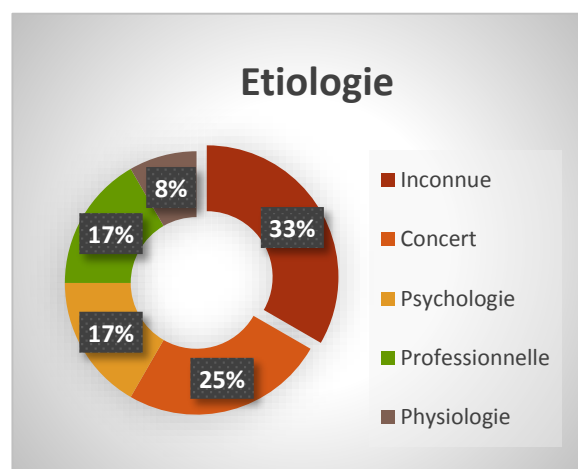
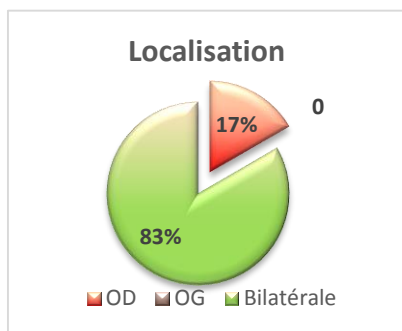


Figure 45 Résultats de l'anamnèse: Etiologie

(17%) ; Selon 2 cas (17%), leur acouphène aurait fait suite à un stress psychologique intense, voire une dépression, tandis qu'un seul sujet (8%) subirait le symptôme depuis une cause physiologique (éternuement retenu) ayant altéré les voies auditives périphériques.

Mode (Etiologie) = Inconnue



La localisation fréquentielle :

- Gauche : 0 cas, soit 0%,
- Droite : 2 cas soit 17%,
- Bilatérale : 10 cas soit 83%.

Mode (Localisation) = Bilatérale

Figure 46 Résultat de l'anamnèse: Localisation de l'acouphène

Perte auditive par oreille :

- Nulle ou minime (0-19 dB HL) : 10 oreilles, soit 73%,
- Légère (20-39 dB HL) : 2 oreilles soit 13,5%,
- Moyenne (40-69 dB HL) : 2 oreilles soit 13,5%.

Mode (Perte auditive) = nulle ou minime

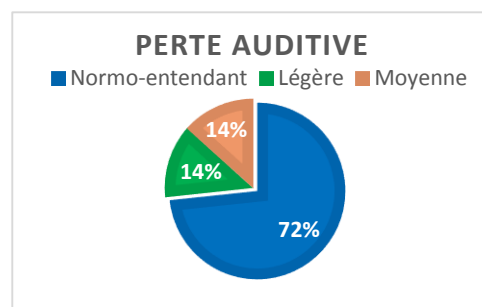


Figure 48 Perte auditive mesurée auparavant sur Noah

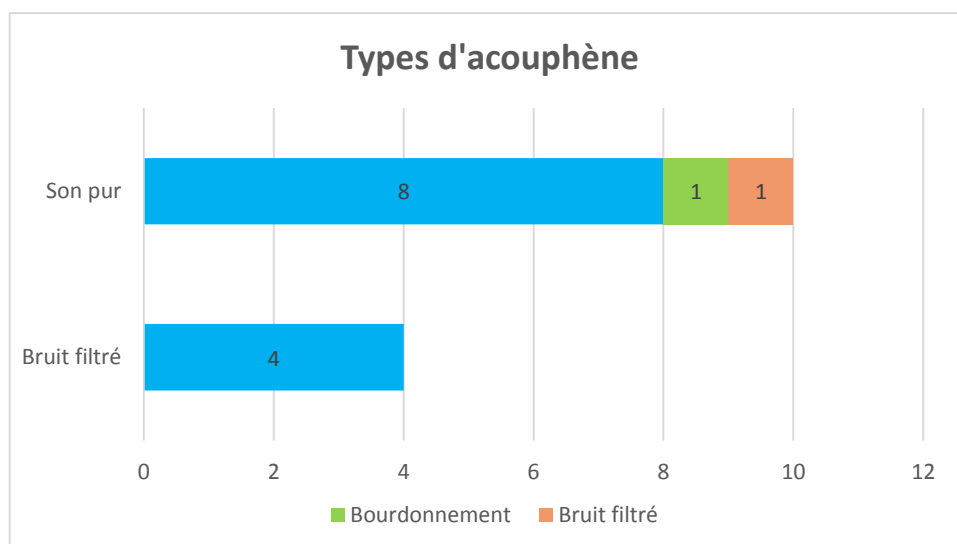


Figure 47 Résultat de l'anamnèse: Types d'acouphène

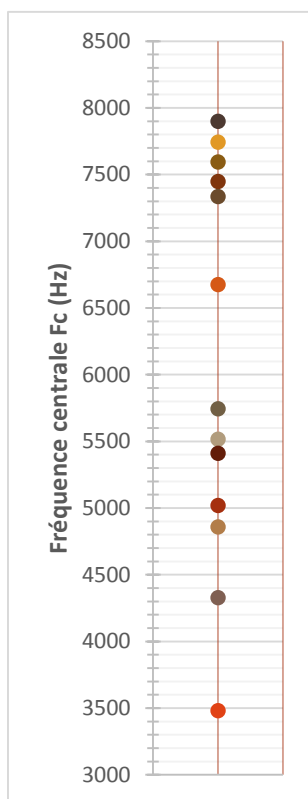
Les types d'acouphène : Lors de l'anamnèse, 8 cas soit 67% semblaient présenter un acouphène de type son pur (« sifflement aigu ») ; et 4 cas soit 33% rapportaient la perception d'un son de type bruit filtré (« ligne à haute tension » ou « mire de télévision »). Cependant, parmi les cas rapportant un son pur, 1 sujet (soit 8%) ressentait la perception simultanée d'un bourdonnement ; 1 sujet (8%) ressentait celle d'un bruit filtré.

Mode (Types d'acouphène) = Son pur

Résultats de l'acouphénométrie :

Sur les 14 oreilles testées, une seule (soit 6,7%) n'a pas pu aboutir à un quelconque résultat.

Les graphiques suivants sont donc basés sur 13 tests ;



Fréquence centrale de l'acouphène :

Selon le graphique ci-contre et après ajustement fréquentiel par le patient, nous pouvons observer la répartition des fréquences centrales Fc en Hz :

- [7-8 kHz] : 5 acouphènes, soit 38%,
- [5-6 kHz] : 4 acouphènes, soit 31%,
- [4-5 kHz] : 2 acouphènes, soit 15%,
- [6-7 kHz] : 1 acouphène, soit 8%,
- [3-4 kHz] : 1 acouphène, soit 8%.

Mode (Fc) = [7-8 kHz]

Figure 49 Répartition des fréquences centrales mesurées

Largeur de bande :

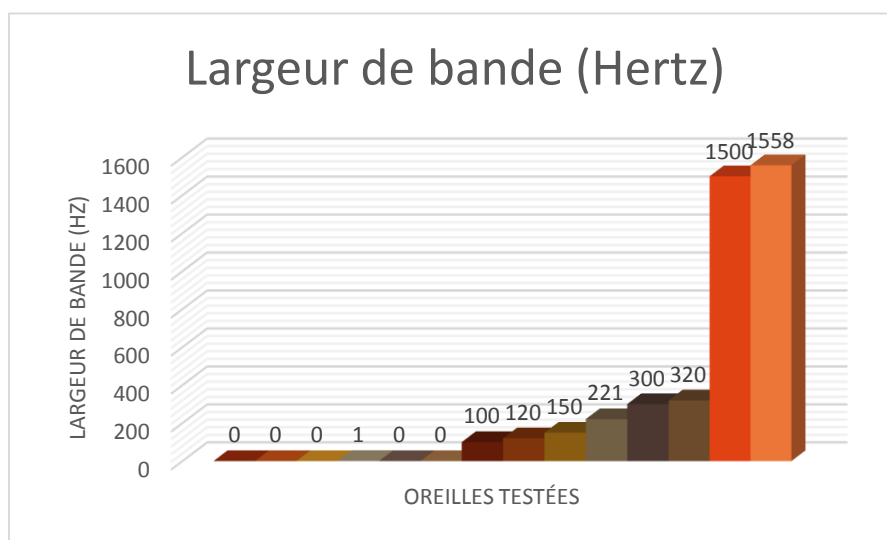


Figure 50 Largeur de bande fréquentielle mesurée par sujet

La largeur de bande fréquentielle correspondant à la sensation de l'acouphène de chaque sujet a été déterminée avec leur participation active. La répartition a permis de déterminer les types effectifs d'acouphène après examens ;

Types d'acouphène post-examen :

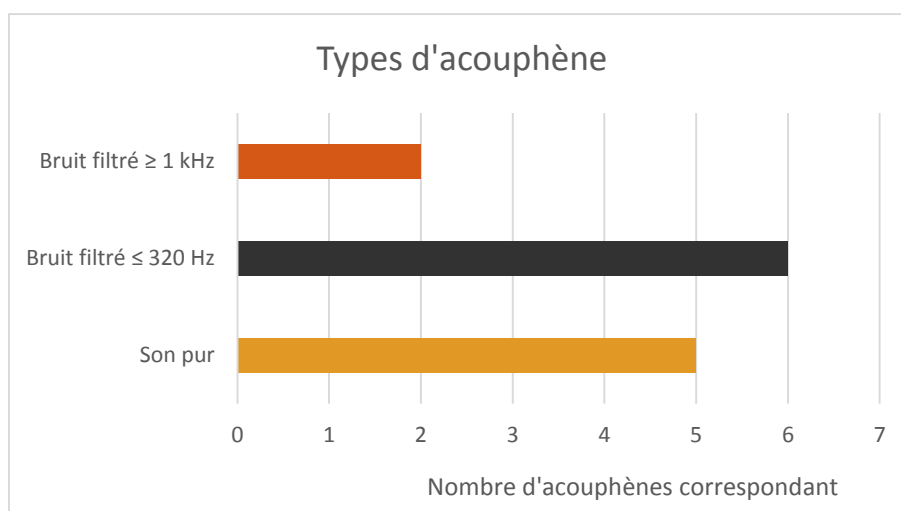


Figure 51 Types d'acouphène déterminés par la mesure de sa largeur de bande fréquentielle

320 Hz correspondant à la largeur de bande maximale préconisée par Moore pour l'utilisation du bruit filtré à bande étroite lors de la réalisation de la CPAR inversée sur le signal « acouphène », nous considérons ici les bruits filtrés à bande inférieure ou égale à cette valeur comme très étroits. De ce fait, 6 acouphènes (46%) correspondent à cette description, tandis que 5 acouphènes (39%) s'avèrent être des sons purs et que 2 acouphènes (15%) représentent des bruits filtrés à bande « moyenne ».

Mode (Types d'acouphène) = Bruit filtré à bande très étroite (≤ 320 Hz)

Sonie de l'acouphène en dB SL :

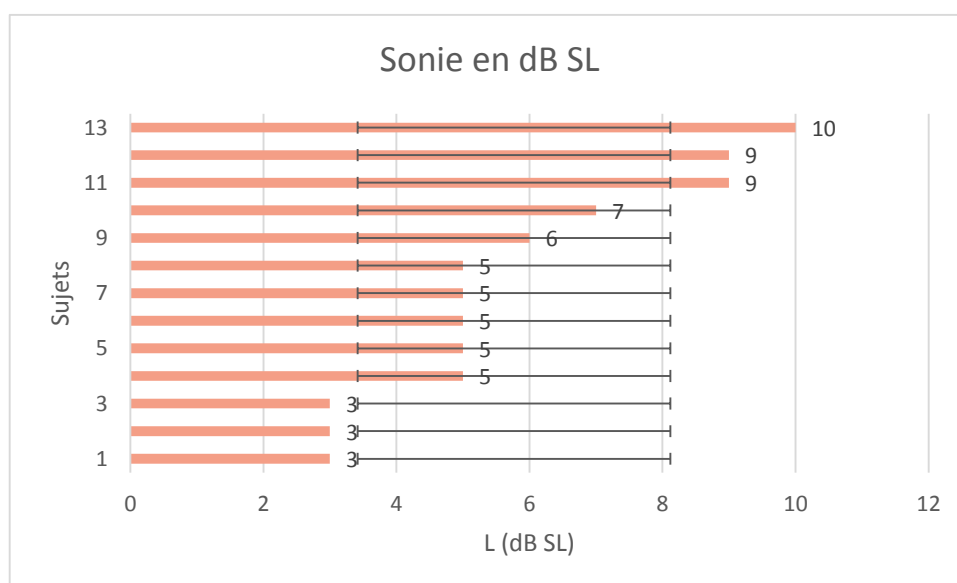


Figure 52 Mesure de la sonie par écart différentiel avec le seuil tonal et représentation de l'écart-type

La sonie a été déterminée à la fin de l'examen avec le patient, d'abord exprimée en dB, puis en dB SL par rapport à la fréquence centrale de chaque acouphène. On peut constater que d'après l'écart type affiché sur le graphique 53, 54% des cas présentent apparemment un acouphène de 4 à 8 dB au-dessus du seuil.

Mode (sonie) = 5 dB SL

Lecture de l'affichage en « SL » :

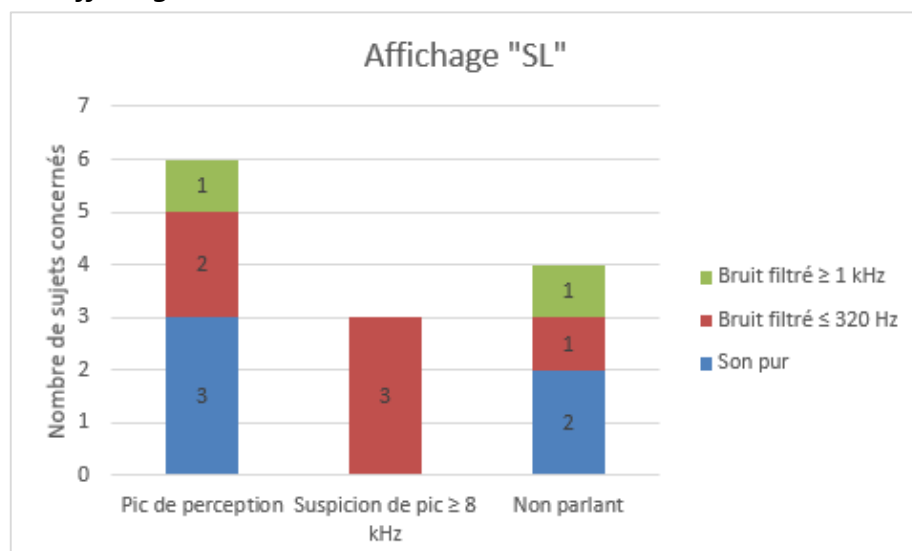


Figure 53 Lecture du graphique apparaissant dans l'affichage "SL" du logiciel en fonction du type d'acouphène déterminé

Pour 46% des oreilles, il a été possible d'observer un pic de perception identifiable en affichage « SL ».

Observation des résultats en affichage « SPL » :

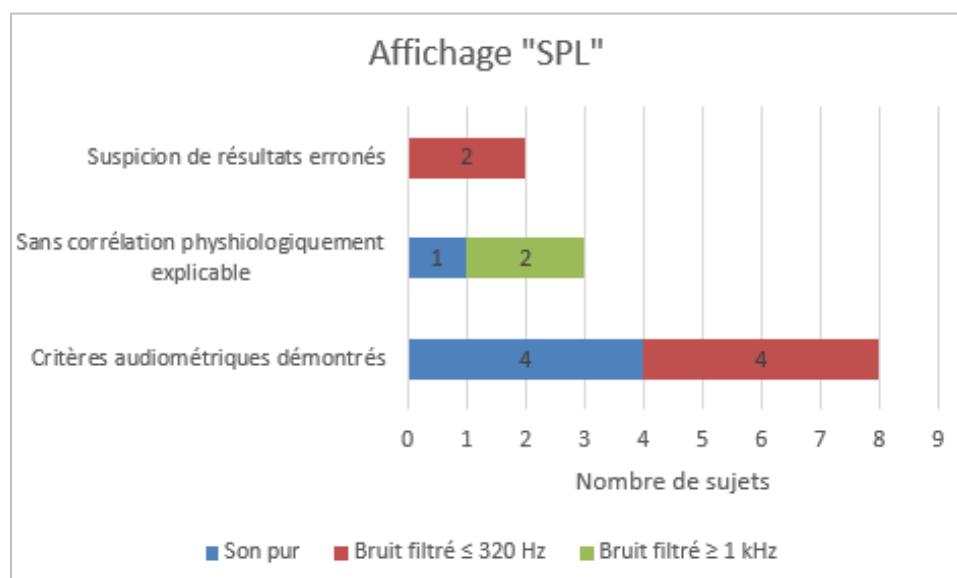


Figure 54 Lecture des résultats graphiques obtenus dans l'audiogramme affiché en "SPL" dans le logiciel, en fonction du type d'acouphène déterminé

Pour les 13 oreilles pour lesquelles un résultat a pu être interprété, 15% sont suspectés d'être erronés, 23% sont interprétables mais sans corrélation physiologiquement démontrée, et 62% peuvent être expliqués par des critères audiométriques avérés :

- Rapprochement des courbes de seuil Békésy et du MML (Le Her, 1995),
- Encoche audiométrique (Sereda et al., 2011),
- Pente audiométrique ≥ 30 dB/octave (Moore, 2000 ; Lurquin et al., 2002).

2.6.4 Discussion

La méthode TinniSweep comportant divers aspects, nous allons ici tenter de les commenter à la fois grâce aux connaissances, aux observations tirées des résultats ainsi qu'à l'expérience résultant de l'utilisation-même du logiciel à travers ce protocole.

En comparant les types d'acouphène récoltés lors de l'anamnèse puis déterminés à l'aide du logiciel, nous avons pu constater que la description faite par le patient correspondant à un son pur aboutissait finalement à la caractérisation d'un bruit filtré à bande très étroite (≤ 320 Hz). Par ailleurs, les résultats observés nous ont permis de dégager trois grands types d'acouphène caractérisables par le logiciel : Les sons purs, les bruits filtrés à bande très étroite ≤ 320 Hz ; et les bruits filtrés à bande large ≥ 1 kHz. De plus, la plupart des fréquences centrales sont apparemment situées entre 7 et 8 kHz, ainsi qu'aux environs de 5 à 6 kHz. La mise en corrélation de ces deux données peut aboutir à la proposition d'une simulation intégrée au logiciel de signaux-types centrés sur 7620 Hz $[(7900-7336)/2+7336=7618]$ et sur 5300 Hz $[(5744-4858)/2+4858=5301]$ à présenter au patient lors de l'anamnèse, afin de cibler au mieux l'interprétation des examens et de limiter sa durée, sachant mieux ce que l'on cherche.

Dans cette étude, les acouphènes étaient la plupart du temps bilatéraux. Cependant, les examens ont pu être effectués grâce au masquage controlatéral inclus, d'une intensité supraliminale de quelques décibels au-dessus du seuil de l'oreille masquée. Dans la pratique, il a pu être constaté que parvenir à assourdir un acouphène, bien que faisable, s'avérait parfois fastidieux et provoquait un allongement du temps d'examen, en plus d'une fatigue plus rapide du patient. Nous pouvons alors nous poser la question de la possibilité de réaliser l'examen de manière bilatérale dans le cas d'un profil audiométrique symétrique des deux côtés, ainsi que d'un acouphène décrit comme « unique ».

La fatigue provoquée chez les patients par la longueur de l'examen lorsque celle-ci dépassait les 30 minutes semble plus importante et plus précoce chez les cas présentant une hyperacousie, et/ou sujets à de l'anxiété/stress au moment du test. Chez le sujet n° 5 de l'annexe, nous pouvons observer l'audiométrie d'une patiente hyperacousique dont l'acouphène n'a pas pu être masqué malgré un résultat trouvé par le patient à 7742 Hz. Etant donné l'effondrement de la courbe du MML vers les hautes fréquences, il semblerait que l'acouphène soit de type « exacerbé au bruit » ; l'observation des résultats audiométriques n'est donc pas concluante. Par ailleurs, le patient dont l'audiométrie est présentée chez le

sujet n°13 souffrait à la fois d'hyperacousie et de phonophobie apparemment liée à un stress psychologique très important : la courbe du MML n'a pas pu être effectuée. En effet, le sujet souhaitait que le niveau d'intensité du stimulus diminue et ce, bien avant que son acouphène ne soit masqué. Ne souhaitant pas provoquer un stress plus intense, l'examen a donc été interrompu. Enfin, il a semblé intéressant d'observer la fatigue auditive chez le patient n°7 présenté dans l'annexe: voulant valider le résultat en effectuant le seuil au Békésy une seconde fois, encouragée par la franche motivation du patient, celui-ci s'est effondré d'environ 15 dB en affichant visiblement un phénomène de recrutement de par la réduction conséquente de l'amplitude des « dents de scie », tout en conservant la même forme audiométrique. Après avoir effectué une pause silencieuse d'environ 10 minutes pour reposer le système auditif du patient, l'amplitude des réponses semblait indiquer un retour en cours vers la normale, récupérant également environ 5 dB. Le patient ayant validé l'intersection à moins de 10% d'écart comme correspondant à son acouphène, il n'a pas été jugé utile de renouveler l'examen.

Etant donné que l'objectif du son pur continu utilisé au Békésy est de provoquer une confusion avec l'acouphène, souvent décrit comme tel, il paraît important de noter que l'audiométrie tonale résultante ne peut être utilisée comme référente en dehors de l'examen ; celle-ci étant volontairement faussée autour de la fréquence centrale de l'acouphène. Afin d'améliorer la clarté de lecture entre le seuil tonal et la courbe du MML, la calibration des deux signaux avait été modifiée séparément; cette modification entraîne une invalidation du décibel qualifié de SPL, d'où la simple appellation de dB pour l'exploitation des résultats. Par ailleurs, si la première idée décrite dans cette discussion selon laquelle différents signaux seraient préalablement présentés au patient afin de cibler le caractère « son pur » ou « bruit filtré » de l'acouphène, il apparaît que le choix du stimulus pourrait être fait non seulement en fonction de sa continuité, mais également en fonction de sa nature ; le but étant rappelons-le, de provoquer ou d'accentuer une confusion avec l'acouphène.

Concernant le bruit filtré utilisé pour réaliser la CPAR inversée sur le signal « acouphène », il arrivait qu'en passant la fréquence centrale de l'acouphène, celui-ci subisse une inhibition résiduelle de plusieurs secondes. Le patient cessait alors de presser le bouton-réponse, le signal diminuait en intensité tout en balayant les fréquences, et la courbe remontait jusqu'à ce que l'examen s'arrête. Dans ces cas-là, un changement de stimulus ne semble pas

approprié : dès que la courbe présente une remontée anormale par rapport au reste de l'examen, le praticien doit interrompre le test pour demander au patient de lui signaler le retour de son acouphène. Une fois l'acouphène entièrement réapparu, l'examen peut reprendre un peu avant la zone fréquentielle où a eu apparemment lieu l'inhibition.

La possibilité d'établir jusqu'à trois courbes de MML s'avère être une fonctionnalité probante, même si peu utilisée dans cet échantillon. En effet, les résultats du sujet n°1 pour lequel la réalisation d'un premier masque semblait, en affichage « SL », tendre vers une zone fréquentielle en particulier, comme nous pouvons le constater. La courbe masquante a donc été réalisée une seconde fois en étant centrée sur cette zone : Nous avons alors obtenu un pic de perception visible correspondant parfaitement à l'acouphène ajusté par le patient. La largeur de la bande passante du bruit filtré utilisé pour l'examen étant réglée selon les paramètres préconisés par Moore après diverses études sur les bandes critiques des filtres auditifs, ce stimulus ne sera pas remis en question.

Cette analyse nous amène à l'intérêt de l'affichage « SL » : Rappelons que cet écran d'affichage est réalisé à partir d'un calcul différentiel effectué sur la base des valeurs moyennes des deux courbes obtenues en affichage « SPL » et ce, afin de lisser les résultats, évitant les données des « dents de scie ». Pour déterminer si le pic audiométrique de perception indiqué par la courbe résultante permet d'établir une corrélation avec la fréquence centrale déterminée par le patient, et ainsi valider l'intérêt de cette option, nous choisissons ici de tracer manuellement une bande passante et d'observer si F_c se situe dans cet intervalle. Les fréquences de coupure basses et hautes sont tracées à la valeur où le niveau sonore du pic observé est diminué de 3 dB. De cette manière, nous avons pu constater que 100% des pics de perception observables (46% de la totalité des sujets et 75% des sujets pour lesquels un résultat physiologiquement démontrable a été observé) présente l'acouphène dans leur bande passante et ce, avec ajustement personnel de la part du sujet. Ce résultat est à nuancer pour les sujets pour lesquels la courbe n'est pas parlante (31%). Cependant, pour 75% d'entre eux, cette absence de résultat est explicable de par leur profil audiométrique résultant :

- Pour le sujet n°11, l'acouphène n'a pas pu être masqué et pour le n°3, les deux courbes sont parallèles. Sans rapprochement des deux courbes, le calcul différentiel n'a pas d'intérêt.

- Pour le sujet n°5, la courbe du MML s'effondre, entraînant l'obtention d'une courbe aberrante.
- Pour le sujet n°7, il s'agit très probablement d'un défaut momentané de paramétrage, provoqué par l'intersection des deux courbes.

Dès lors que l'acouphène est situé après 7,5 kHz, on peut admettre que la marge de manœuvre disponible pour l'ajustement fréquentiel par le patient au bouton ShuttleXpress est trop faible. Partant de cette hypothèse, il est possible de suspecter que l'acouphène se situe en réalité autour de 8 kHz, ou dans les très hautes fréquences. Pour 23% des sujets, la courbe affichée en « SL » consistait en une pente linéaire croissante. Cette hypothèse est subjectivement appuyée par l'hésitation des patients concernés, lors de l'ajustement fréquentiel.

Pour toutes ces possibilités d'interprétation, l'affichage « SL » semble être une idée très intéressante, pour laquelle il est nécessaire d'étudier plus en détail les paramétrages en vue d'une optimisation.

Concernant les résultats audiométriques obtenus, nous avons pu constater que 62% des sujets concernés présentaient une corrélation entre F_c et un critère audiométrique physiologiquement expliqués par des études antérieures, dont la nature des acouphènes est parfaitement départagée entre son pur et bruit filtré à bande très étroite. Graphiquement parlant, il a été possible de visualiser une corrélation pour 23% des sujets entre la localisation fréquentielle de l'acouphène, son « aspect » et un aplanissement de la courbe tonale au milieu d'une pente audiométrique (cf sujet n°3), ainsi qu'une remontée anormale de celle-ci (cf sujet n°1 et n°12). La dernière catégorie observable concerne deux sujets que l'on a présenté dans le paragraphe concernant l'intérêt de l'affichage « SL » pour lesquels nous pouvons supposer un acouphène exacerbé au bruit (sujet n°5) et donc non mesurable par cette méthode, ainsi qu'un acouphène se situant probablement dans les hautes fréquences (sujet n°8).

Quand bien même les hypothèses d'interprétation des résultats audiométriques s'avèrent être multiples, il semble important de rappeler que la majorité d'entre elle correspondent à des observations faites et étudiées à travers de nombreuses études, notamment depuis les années 1960.

Conclusion

A travers les différents aspects décrivant l'acouphène et sa prise en charge par de nombreuses recherches bibliographiques et l'étude clinique réalisée sur une population acouphénique, le protocole décrivant la méthode TinniSweep semble défendable dans les faits.

En effet, la méthode, différente de toutes celles existant actuellement sur le marché, permet donc principalement de déterminer avec une précision parfois impressionnante la fréquence centrale de l'acouphène de manière indirecte sur l'oreille ipsilatérale présentant le symptôme, tout en décrivant un profil audiométrique complet et interprétable grâce aux diverses études telles que les cinq profils audiométriques décrits par Feldmann (1969), ainsi que les trois types de rapprochement des deux courbes décrits par Le Her (1995).

De même, une adaptation possible de prise en charge audioprotétique peut être prévue dès lors que l'acouphène est déterminable. Il est par ailleurs à noter que certains modèles d'aides auditives combinées permettent aujourd'hui de régler indépendamment les canaux fréquentiels du générateur de bruit blanc : une précision telle que celle observée par la méthode TinniSweep pourrait par exemple permettre l'exploitation de théories différant de l'utilisation d'un bruit blanc gaussien dans le traitement des acouphènes par masquage ou encore par enrichissement sonore (Mc Neill et al., 2012).

Du fait de l'importante variabilité interindividuelle des caractéristiques acouphéniques et malgré le ciblage de la population étudiée, il apparaît évident qu'aux vues des très nombreuses interprétations nécessaires à sa validation et malgré leur appuie bibliographique, une étude de plus grande échelle serait nécessaire afin d'évaluer l'impact des différents paramètres utilisés par le logiciel et la méthode.

La longueur moyenne actuelle de la prise en charge TinniSweep, allant de 30 à 45 minutes pour une oreille et de 45 minutes à une heure pour deux oreilles, rend sa pratique quotidienne plutôt chronophage, mais représente une piste sérieuse pour la recherche audilogique ; apportant ainsi un outil qu'il est certes encore possible de perfectionner, mais concret.

Bibliographie

- [1] Le Her F., «Audiogramme Masking,» *Les cahiers de l'audition*, Décembre 1995, p. 13-17.
- [2] J. DuVerney, *Traité de l'Organe de l'Ouïe*, Paris: Michallet, 1683.
- [3] F. Legent, «Du tintouin... aux acouphènes,» Octobre 2001. [En ligne]. Available: <http://nantesorl.free.fr/Histoire/tintouin.html>.
- [4] A. Schulman, J. Aran, J. Tonndorf, H. Feldman et J. Vernon, «Classification of tinnitus,» chez *Tinnitus, diagnostic and treatment*, Philadelphia, Lea and Febiger, 1991, p. 248-252.
- [5] J. Shargorodsky, G. Curhan et W. Farwell, «Prevalence and characteristics of tinnitus among US adults,» *AM J Med*, vol. 123, 2010, p. 711-718.
- [6] H. Davis, «An active process in cochlear mechanics,» *Hearing Research*, n°19, 1983, p. 79-90.
- [7] J. Ceranic, D. Prasher et L. Luxon, «Tinnitus and otoacoustic emissions,» *Clinical Otolaryngology*, n°120, 1995, p. 192-200.
- [8] J. Tonndorf, «The analogy between tinnitus and pain: a suggestion for a physiological basis of chronic tinnitus,» *Hearing Research*, n°128, 1987, p. 271-275.
- [9] L. Harris, «Early theory and research on hemispheric specialization,» *Schizophrenia Bulletin*, n°125, 1999, p. 11-39.
- [10] W. Brownell, W. Shehata et R. Dieler, «Effects of salicylate on shape, electromotility and membrane characteristics of isolated outer hair cells from guinea pig cochlea,» *Acta Otolaryngologica*, vol. 4, n°1111, 1991, p. 707-718.
- [11] P. Stypulkowski, «Mechanisms of salicylate ototoxicity,» *Hearing Research*, n°146, 1990, p. 113-145.

- [12] K. Ehrenberger, «Neurotoxicity, neuroprotection and neuroregeneration of the auditory nerve: from basic research to clinical medicine,» *Head of the ENT department, Medical School, University of Vienna, Austria*, 1990.
- [13] A. Noreña et J. Eggermont, «Changes in spontaneous neural activity immediately after an acoustic trauma: implications for neural correlates of tinnitus,» *Hearing Research*, vol. 183, n°11-2, 2003, p. 137-153.
- [14] A. Noreña, C. Micheyl, S. Chéry-Croze et L. Collet, «Psychoacoustic Characterization of the Tinnitus Spectrum: Implication for the Underlying Mechanisms of Tinnitus,» *Audiology and Neurotology*, vol. 7, n°16, 2002. p. 358-369.
- [15] J. Kaltenbach et J. Zhang, «Intense sound-induced plasticity in the dorsal cochlear nucleus of rats: Evidence of cholinergic receptor upregulation,» *Hearing Research*, vol. 226, 2007, p. 232-243.
- [16] A. Noreña, C. Micheyl et S. Chéry-Croze, «Perceptual changes in tinnitus subjects: Correlates of cortical reorganization,» *Sixth Int Tinnitus Seminar*, 1999, p. 307-310.
- [17] J. Hazell et P. Jastreboff, «Tinnitus I: auditory mechanisms: a model for tinnitus and hearing impairment,» *Journal of Otolaryngology*, vol. 19, 1990, p. 1-5.
- [18] P. Jastreboff, «The neurophysiological model of tinnitus and hyperacusis,» *chez Proceedings of the Sixth International Tinnitus Seminar*, Cambridge, UK, The Tinnitus and Hyperacusis Centre, 1999, p. 32-38.
- [19] C. REMPP, «Distorsions cognitives des sujets acouphéniques,» *Les cahiers de l'audition*, 2012, p. 28-34.
- [20] B. Frachet, B. Geoffray, S. Chéry-Croze, J. Puel et C. Coulvier, *chez Acouphènes: Aspects fondamentaux et cliniques*, Monographies Amplifon, 2004, p. 83-88.
- [21] A. Londero, P. Perignard, D. Malinvaud, P. Avan et P. Bonfils, «Tinnitus and cognitive-behavioral therapy: results after 1 year,» *La Presse Médicale*, vol. 35, 2006, p. 1213-1221.

- [22] S. Zöger, J. Svedlund et K. Holgers, «Relationship between tinnitus severity and psychiatric disorders,» *Psychosomatics*, vol. 47, 2006, p. 282-288.
- [23] B. Langguth, T. Kleinjung, B. Fischer, G. Hajak, P. Eichhammer et P. Sand, «Tinnitus severity, depression, and the big five personality traits,» *Progress in Brain Research*, vol. 166, 2007, p. 221-226.
- [24] M. Hawthorne et S. O'Connor, «The psychological side of tinnitus,» *Br Med J*, vol. 294, 1987, p. 1441-1442.
- [25] B. Langguth, J. Milerova, M. Anders, T. Dvorak, P. Sand et S. Königer, «The influence of psychological factors on tinnitus severity,» *General Hospital Psychiatry*, vol. 35, 2013, p. 412-416.
- [26] H. Perlman, «Hyperacusis,» *Annals of Otology, Rhinology and Laryngology*, vol. 47, 1938, p. 947-953.
- [27] A. Gilles, D. De Ridder, G. Van Hal, K. Wouters, A. Kleine Punte et P. Van de Heyning, «Prevalence of leisure noise-induced tinnitus and the attitude toward noise in university students,» *Otol. Neurotol.*, vol. 33, 2012, p. 899-906.
- [28] J. Shargorodsky, G. Curhan et W. Farwell, «Prevalence and characteristics of tinnitus among US adults,» *Am.J.Mec*, vol. 123, 2010, p. 711-718.
- [29] R. Dauman et F. Bouscau-Faure, «Assessment and amelioration of hyperacusis in tinnitus patients,» *Acta Orolaryngol.*, vol. 125, 2005, p. 503-509.
- [30] C. Formby, L. Sherlok et S. Gold, «Adaptative plasticity of loudness induced by chronic attenuation and enhancement of the acoustic background,» *Journal of the Acoustical Society of America*, vol. 114, 2003, p. 55-58.
- [31] J. Lethem, P. Slade, J. Troup et G. Bentley, «Outline of a fear-avoidance model of exaggerated pain perception,» *Behavioural Research and Therapy*, 1983, vol. 21.
- [32] D. Baguley et G. Andersson, «Hyperacusis: Mechanisms, Diagnosis and Therapies,» *Plural Publishing Inc.*, 2007.

- [33] G. Andersson, L. Juris, V. Kaldø, D. Baguley, H. Larsen et L. Ekselius, «Hyperacusis - an unexplored field. Cognitive behavior therapy can relieve problems in auditory intolerance, a condition with many questions,» *Läkartidningen*, vol. 102, n°144, 2005.
- [34] A. Beck, A. Rush, B. Shaw et G. Emery, *Cognitive therapy of depression*, New York: Guilford, 1979.
- [35] A. Londero, P. Peignard, D. Malinvaud, C. Nicolas-Puel, P. Avan et P. Bonfils, «Apport de thérapies cognitives et comportementales dans la prise en charge des acouphènes. Implication de l'anxiété et la dépression,» *Ann Otolaryngol Chir Cervicofac*, vol. 121, 2004, p. 334-345.
- [36] P. Philippot, F. Nef, L. Clauw, M. Romree et Z. Segal, «A randomized controlled trial of mindfulness-based cognitive therapy for treating tinnitus,» *Clinical Psychology and Psychotherapy*, vol. 10, n°11002, 2011, p. 756.
- [37] G. Beriat, T. Ezerarslan, S. Akmansu, S. Aksoy, S. Ay, S. Dogan, D. Evcik et S. Kocatürk, «Comparison of efficacy of different treatment methods in the treatment of idiopathic tinnitus,» *Kulak Burun Bogaz Ihtisas Dergisi*, vol. 21, n°13, 2011.
- [38] R. Surr, A. Montgomery et H. Mueller, «Effect of amplification of tinnitus among new hearing aid users,» *Ear and Hearing*, vol. 6, 1985, p. 71-75.
- [39] J. Vernon, «Attempts to relieve tinnitus,» *Journal of the American Audiology Society*, vol. 2, 1977, p. 124-131.
- [40] J. Vernon et M. Meikle, «Masking devices and alprazolam treatment for tinnitus,» *Otolaryngologic Clinic of North America*, vol. 36, n°12, 2003.
- [41] M. Gonzalez et R. Fernandez, «Sequential sound therapy in tinnitus,» *Acta Otorrinolaringologica Espanola*, vol. 55, n°11, 2004, p. 2-8.
- [42] P. Jastreboff et J. Hazell, «The neurophysiological model of tinnitus and hyperacusis,» chez *Proceedings of the Sixth International Tinnitus Seminar*, Cambridge, UK, The Tinnitus and Hyperacusis Centre, 1999, p. 32-38.

- [43] P. Jastreboff et J. Hazell, Tinnitus retraining therapy : implementing the neurophysiological modal, Cambridge: Cambridge University Press, 2004.
- [44] P. Lurquin, «Le rôle du générateur de bruit blanc dans la thérapie des acouphènes,» *Les cahiers de l'Audition*, vol. 4, 2002.
- [45] D. Choy, R. Lipman et G. Tassi, «Worldwids experience with sequential phase-shift sound cancellation treatlent of predominant tone tinnitus,» *Journal of Laryngology and Otology*, vol. 124, 2010, p. 366-369.
- [46] P. Davis, B. Paki et P. Hanley, «Neuromonic tinnitus treatment: third clinical trial,» *Ear and Hearing*, vol. 28, 2007, p. 242-250.
- [47] A. Azevedo et R. Figueiredo, «Tinnitus treatment with acamprosate: double-blind study,» *Brazilian Journal of Otorhinolaryngology*, vol. 71, 2005, p. 618-623.
- [48] N. Weisz, C. Wienbruch, K. Dohrmann et T. Elbert, «Neuromagnetic indicators of auditory cortical reorganization of tinnitus,» *Brain*, vol. 128, 2005, p. 2722-2731.
- [49] T. Kleinjung, P. Reichhammer, B. Langguth, P. Jacob, J. Marienhagen, G. Hajak, S. Wolf et J. Strutz, "Long-term effects of repetitive transcranial magnetic stimulation (rTMS) in patients with chronic tinnitus", vol. 132, p. 566-569, *Otolaryngology, Head and Neck Surgery*, 2005.
- [50] M. Mennemeir, K. Chelette, J. Myhill, P. Taylor-Cooke, T. Bartel, W. Triggs, T. Kimbrell et J. Dornhoffer, «Maintenance repetitive transcranial magnetic stimulation can inhibit the return of tinnitus,» *Laryngoscope*, vol. 118, n°17, 2008, p. 1128-1232.
- [51] S. Vanneste et D. De Ridder, «Noninvasive and invasive neuromodulation for the treatment of tinintus: an overview,» *Neuromodulation*, vol. 15, 2012, p. 137-159.
- [52] J. Henry, T. Zaugg et M. Schechter, «Clinical guide for audiologic tinnitus management I: assessment,» *American Journal of Audiology*, vol. 14, 2005, p. 21-48.
- [53] C. REMPP, «Cours sur l'acouphène,» chez D.E. d'Audioprothèse 3e année, Faculté de pharmacie de Nancy, 2013.

- [54] J. Henry et P. Wilson, The psychological management of chronic tinnitus, Needham Heights, 2001.
- [55] J. Vernon et M. Meikle, «Tinnitus masking: Unresolved problems,» *Tinnitus: Ciba Foundation Symposium*, vol. 85, 1981, p. 239-259.
- [56] J. Henry, C. Flick, A. Gilbert, R. Ellingson et S. Fausti, «Reliability of tinnitus loudness matches under procedural variation,» *Journal of the American Academy of Audiology*, vol. 10, 1999, p. 502-520.
- [57] J. Henry, C. Flick, A. Gilbert et R. Ellingson, «Comparison of manual and computer-automated procedures for tinnitus pitch-masking,» *Journal of Rehabilitation Research and Development*, vol. 41, 2004, p. 121-138.
- [58] J. Henry et M. Meikle, «Psychoacoustic measures of tinnitus,» *Journal of the American Academy of Audiology*, vol. 11, 2000, p. 138-155.
- [59] J. Vernon et M. Meikle, «Tinnitus: Clinical measurement,» *Otolaryngologic Clinics of North America*, vol. 36, 2003, p. 293-305.
- [60] J. Vernon et J. Fenwick, «Identification of tinnitus: A plea for standardization,» *Journal of Laryngology and Otology*, 1984, vol. 9, p. 45-53.
- [61] M. Meikle, T. Creedon et S. Griest, Tinnitus archive, Retrieved March 14, 2004.
- [62] J. Vernon et M. Meikle, «Tinnitus: Clinical measurement,» *Otolaryngologic Clinics of North America*, vol. 36, 2003, p. 293-305.
- [63] J. Vernon, «Relief of tinnitus by masking treatment,» chez *Otolaryngology*, Philadelphia, Harper & Row, 1982, p. 1-21.
- [64] M. Meikle et E. Walsh, «Characteristics of tinnitus and related observations in over 1800 tinnitus patients,» *Journal of Laryngology and Otology*, vol. 9, 1984, p. 17-21.
- [65] A. Møller, B. De Ridder et T. Kleinjung, Textbook of tinnitus, Springer, 2011.

- [66] B. Moore et S. Vinay, «The relationship between tinnitus pitch and the edge frequency of the audiogram in individuals with hearing impairment and tonal tinnitus,» *Hearing Research*, vol. 261, 2010, p. 51-56.
- [67] O. König, R. Schatte, R. Kempter et M. Gross, «Course of hearing loss and occurrence of tinnitus,» *Hearing Research*, vol. 221, 2006, p. 59-64.
- [68] M. Sereda, D. Hall, D. Bosnyak, M. Edmondson-Jones, L. Roberts, P. Adjamian et A. Palmer, «Re-examining the relationship between audiometric profile and tinnitus pitch,» *International Journal of Audiology*, vol. 50, 2011, p. 303-312.
- [69] B. Moore, «Audiometer Implementation of the TEN (HL) Test for Diagnosing Cochlear Dead Regions,» chez *White Paper*, Interacoustics, 2000.
- [70] P. Lurquin, A. Debarge, M. Germain, E. Markessis et M. Thill, «Contribution à l'établissement d'un lien entre zone cochléaire morte et acouphène,» *Les cahiers de l'audition*, vol. 15, n°16, novembre/décembre 2002.
- [71] A. Moller, B. Langguth, D. De Ridder et T. Keiln Jung, «Similarities between tinnitus and pain,» chez *Textbook of tinnitus*, New York, Springer, 2011.
- [72] K. Heijneman, E. De Kleine, E. Wiersenga-Post et P. Van Dijk, «Can the tinnitus spectrum identify tinnitus subgroups?,» *Noise and Health*, vol. 15, n°163, 2013, p. 101-106.
- [73] L. Roberts, G. Moffat et D. Bosnyak, «Residual inhibition functions in relation to tinnitus spectra and auditory threshold shift,» *Acta Oto-laryngologica*, vol. 27, n°133, 2006, p. 417-435.
- [74] A. Norena, «An integrative model of tinnitus based on a central gain controlling neural sensitivity,» *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, vol. 35, n°15, 2011, p. 1089-1109.
- [75] S. Schertzer, Conception et réalisation d'un logiciel d'acouphénométrie, Université de Lorraine: Faculté de pharmacie de Nancy, 2011.
- [76] E. Bailly Masson, Interviewee, *Directeur technique Amplifon*. [Interview]. Juillet 2014.

- [77] J. Lantz, «FRESH noise: Otometrics Madsen Astera,» 2014. [En ligne]. Available: <http://www.otometrics.com/Knowledge-Center/~media/C97ED2484EFF4DADB96677934A388B9B.ashx>.
- [78] S. Brunet, Interviewee, *Chef de Projets*. [Interview]. Août 2014.
- [79] M. Botte et C. Sorin, «AUDITION - Psycho-acoustique,» Encyclopaedia Universalis, [En ligne]. Available: <http://www.universalis.fr/encyclopedie/audition-psycho-acoustique/>. [Accès le 24 Août 2014].
- [80] «Psychoacoustique,» Techno-science, [En ligne]. Available: <http://www.techno-science.net>, Psychoacoustique. [Accès en août 2014].
- [81] J. Ducourneau, «Cours de Psychoacoustique,» D.E. d'Audioprothésiste, 2e année, Université de Lorraine, Nancy, 2013.
- [82] E. Zwicker et H. Fastl, «Loudness,» chez *Psychoacoustics Facts & Models*, Springer, 2003, p. 220-223.
- [83] M. Botte, G. Canevet, L. Demany et C. Sorin, *Psychoacoustique et perception auditive*, Paris: INSERM, 1988.
- [84] P. Buser et M. Imbert, chez *Neurophysiologie fonctionnelle III*, Hermann, 1987, p. 95-107.
- [85] R. Wegel et C. Lane, «The auditory masking of one pure tone bu another and its probable relation to the dynamics of the inner ear,» *Physical Review*, vol. 23, n°12, 1924, p. 266.
- [86] M. Petri-Larmi, M. Ojala et J. Lammasniemi, «Psychoacoustic Detection Threshold of Transiant Intermodulation Distortion,» *Journal of the Audio Engineering Society*, vol. 28, n°13, 1980, p. 98-105.
- [87] G. Shambaugh, «Diplacusis: A localizing symptom of disease of the organ of corti: Theoretic considerations, clinical observations and pratical application,» *Archives of Otolaryngology*, vol. 31, n°11, 1940, p. 160-184.

- [88] D. Robinson et J. Gaeth, «Diplacusis associated with bilateral high frequency hearing loss,» *Journal of Speech, Langage, and Hearing Research*, vol. 18, n°11, 1975, p. 5-16.
- [89] G. Albers et W. Wilson, «Diplacusis: II. Etiology,» *Archives of Otolaryngology*, vol. 87, n°16, 1968, p. 604-606.
- [90] M. Ogura, T. Kawase, T. Kohayashi et Y. Suzuki, «Modified binaural pitch-matching test for the assessment of diplacusis,» *International journal of audiology*, vol. 42, n°16, 2003, p. 197-302.
- [91] D. Perrott et S. Barry, «Binaural fusion,» *Journal of Auditory Research*, vol. 9, n°13, 1969, p. 263-269.
- [92] R. Knight, «Diplacusis, hearing threshold and otoacoustic emissions in an episode of sudden, unilateral cochlear hearing loss,» *Internation journal of audiology*, vol. 43, n°11, 2004, p. 45-53.
- [93] H. Fletcher, «Auditory patterns,» *Reviews of modern physics*, vol. 12, n°11, 1940, p. 47.
- [94] E. Zwicker et B. Scharf, «A model of loudness summation,» *Psychological review*, vol. 72, n°11, 1965, p. 3.
- [95] B. Moore et B. Glasberg, «Suggested formulae for calculating auditory-filter bandwidths and excitztion patterns,» *The Journal of the Acoustical Society of America*, vol. 74, n°13, 1983, p. 750-753.
- [96] K. McLay, «The place of the Békésy audiometer in clinical audiometry,» *J. Laryng.*, vol. 73, 1959, p. 460.
- [97] G. Békésy, «A new audiometer,» *Acta Oto-Laryngologica*, vol. 35, n°15-6, 1947, p. 411-422.
- [98] E. Owens, «Bekesy tracings and site of lesion,» *Journal of Speech and Hearing DIsorders*, vol. 29, n°14, 1964, p. 456-468.
- [99] C. Portmann et M. Portmann, chez *Précis d'audiométrie clinique*, Paris, Masson, 1988, p. 37-52.

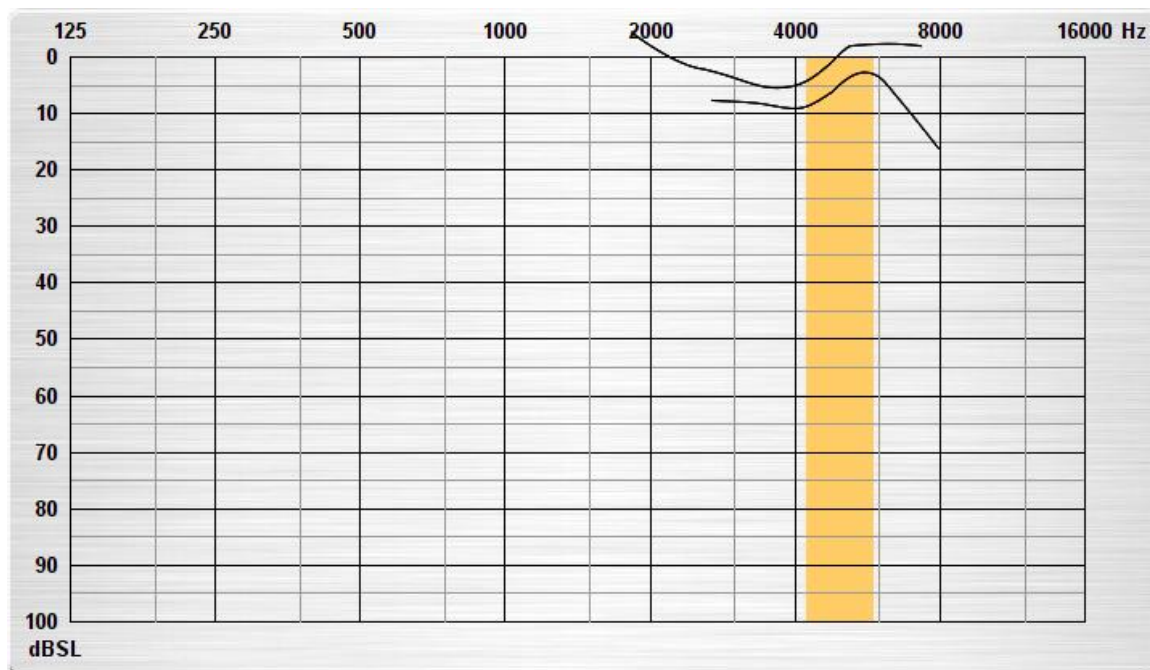
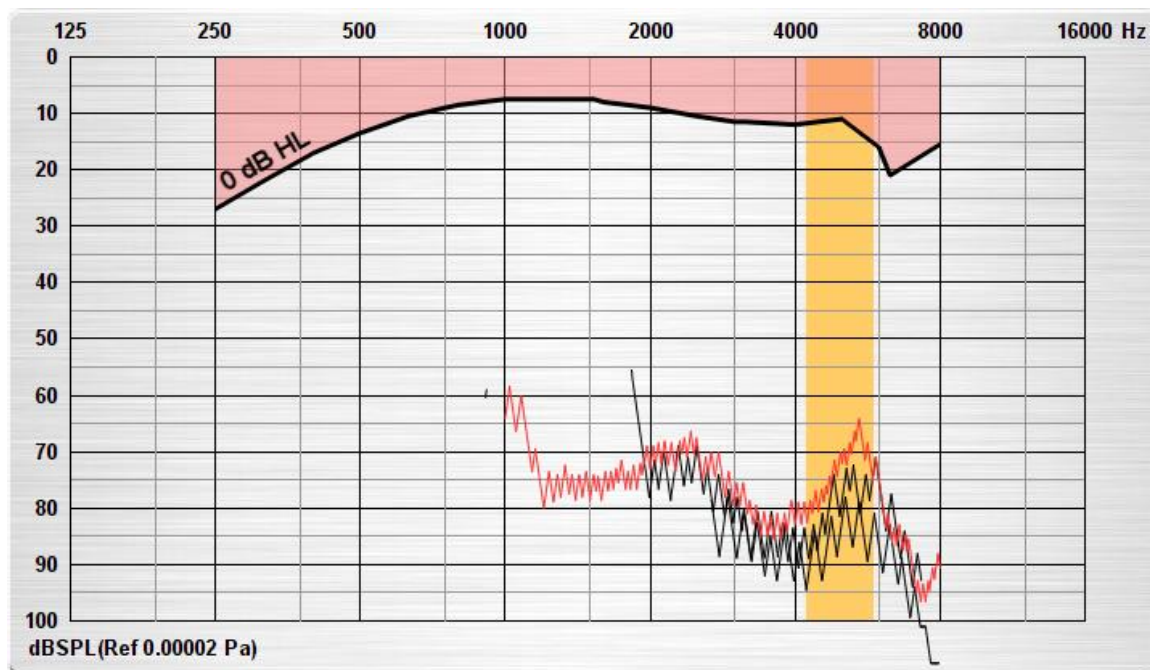
- [100] W. Ishak, F. Zhao, D. Stephens, J. Culling, Z. Bai et C. Meyer-Bisch, «Test-retest reliability and validity of Audioscan and Békésy compared with pure tone audiometry,» *Audiological Medicine*, vol. 9, n°11, 2011, p. 40-46.
- [101] B. Moore, «Psychophysical tuning curves measured in simultaneous and forward masking,» *Journal of the Acoustical Society of America*, vol. 63, 1978, p. 524-532.
- [102] V. Summers, M. Molis, H. Müsch, B. Walden, R. Surr et M. Cord, «Identifying dead regions in the cochlea: psychophysical tuning curves and tone detection in threshold-equalizing noise,» *Ear and Hearing*, vol. 24, n°12, 2003, p. 133-142.
- [103] Moore B.C., A. Sek, J. Alcantara, K. Kluk et A. Wicher, «Development of a fast method for determining psychophysical tuning curves,» *International Journal of Audiology*, vol. 44, n°17, 2005, p. 408-420.
- [104] A. Sek et B. Moore, «Implementation of a fast method for measuring psychophysical tuning curves,» *International Journal of Audiology*, vol. 50, n°14, 2011, p. 237-242.
- [105] H. Feldmann, «Homolateral and contralateral masking of tinnitus by noise-bands and by pure tones,» *International Journal of Audiology*, vol. 10, n°13, 1971, p. 138-144.
- [106] GN Otometrics, «Tinnitus test modality Madsen Astera²,» 2014. [En ligne]. Available: <https://www.youtube.com/watch?v=j34ZksMpddM>.
- [107] Siemens, «Tinnitomètre,» 2014. [En ligne]. Available: <http://www.tinnitometer.com/>.
- [108] J. Mirabaud, «Le son et l'oreille,» Août 2011. [En ligne]. Available: <http://www.lyc-mansart-st-cyr.ac-versailles.fr/>. [Accès en Août 2014].
- [109] «Courbe isosonique,» [En ligne]. Available: <http://dangers-des-lecteurs-mp3.e-monsite.com/pages/caracteristiques-du-son/courbe-isosonique.html>.
- [110] M. Ligneres, Courbe d'accord psychoacoustique rapide: Mesure de la sélectivité fréquentielle et recherche de zones inertes cochléaires, Fougères: Université de Rennes, 2013.
- [111] C. Gelis, Biophysique de l'environnement, Ellipses, 2002.

- [112] H. Fastl et E. Zwicker, «Psychoacoustics: Facts and Models,» *Springer Series in Information sciences*, vol. 22, 2007.
- [113] «Chronobiologie,» [En ligne]. Available: http://biophile.free.fr/Cours/M1_Etho-meth-chronobio.html. [Accès en Août 2014].
- [114] «Audiométrie automatique de Békésy,» 2011. [En ligne]. Available: <http://audioprolyon.free.fr>. [Accès en Août 2014].
- [115] M. Feezor, «Portable bekesy type diagnostic audiometer,» 26 Juillet 1977. [En ligne]. Available: <http://www.google.co.in/patents/US4038496>. [Accès le Août 2014].
- [116] «Les mesures subjectives - La Masquabilité de l'acouphène,» 05 Juillet 2011. [En ligne]. Available: <http://acouphenes.hautetfort.com/tag/masking>. [Accès en Août 2014].
- [117] «Rappels anatomiques et physiologiques des voies auditives,» [En ligne]. Available: http://theses.univ-lyon2.fr/documents/getpart.php?id=lyon2.2010.richard_c&part=371800. [Accès en Août 2014].
- [118] «Les causes auditives de l'acouphène,» [En ligne]. Available: <http://acouphenes.ca/page11/acouphene-causes-audition/acouphene-causes-audition.html>. [Accès en Août 2014].
- [119] «Modèle neurophysiologique (Jastreboff, 1990),» [En ligne]. Available: http://theses.univ-lyon2.fr/documents/getpart.php?id=lyon2.2002.cuny_c&part=55341. [Accès en Août 2014].

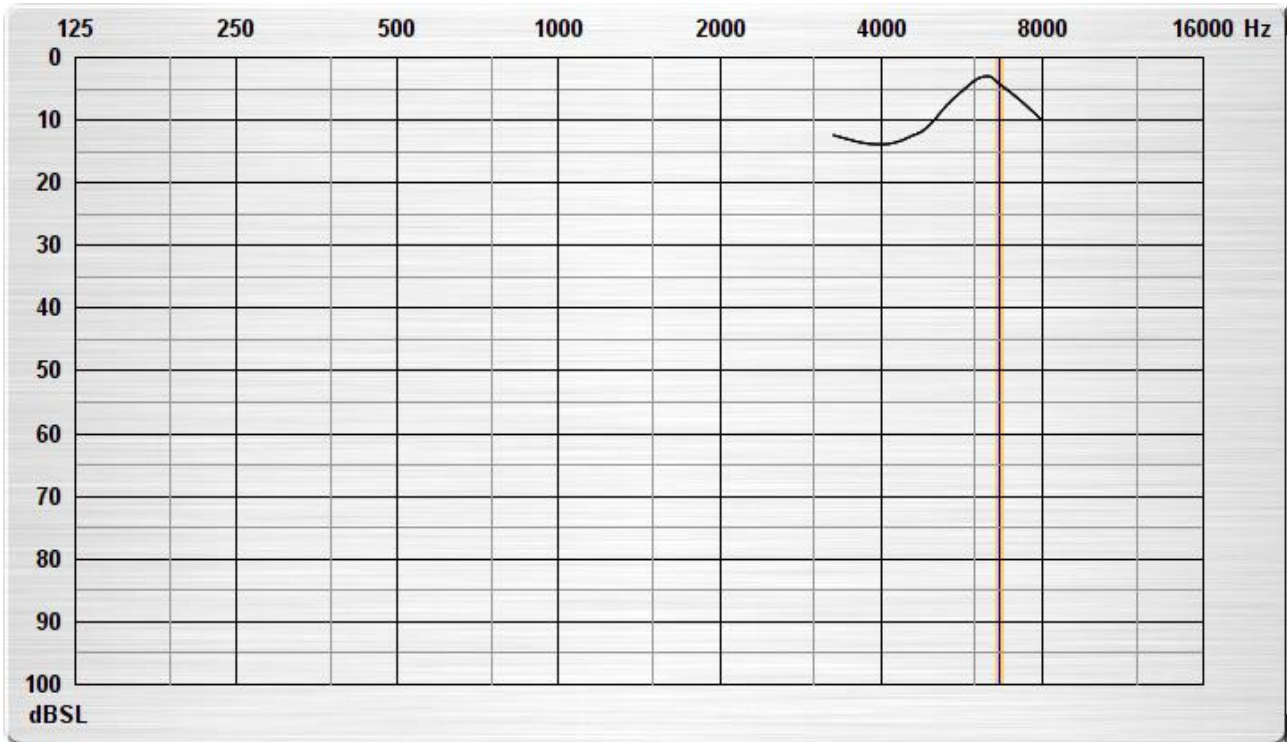
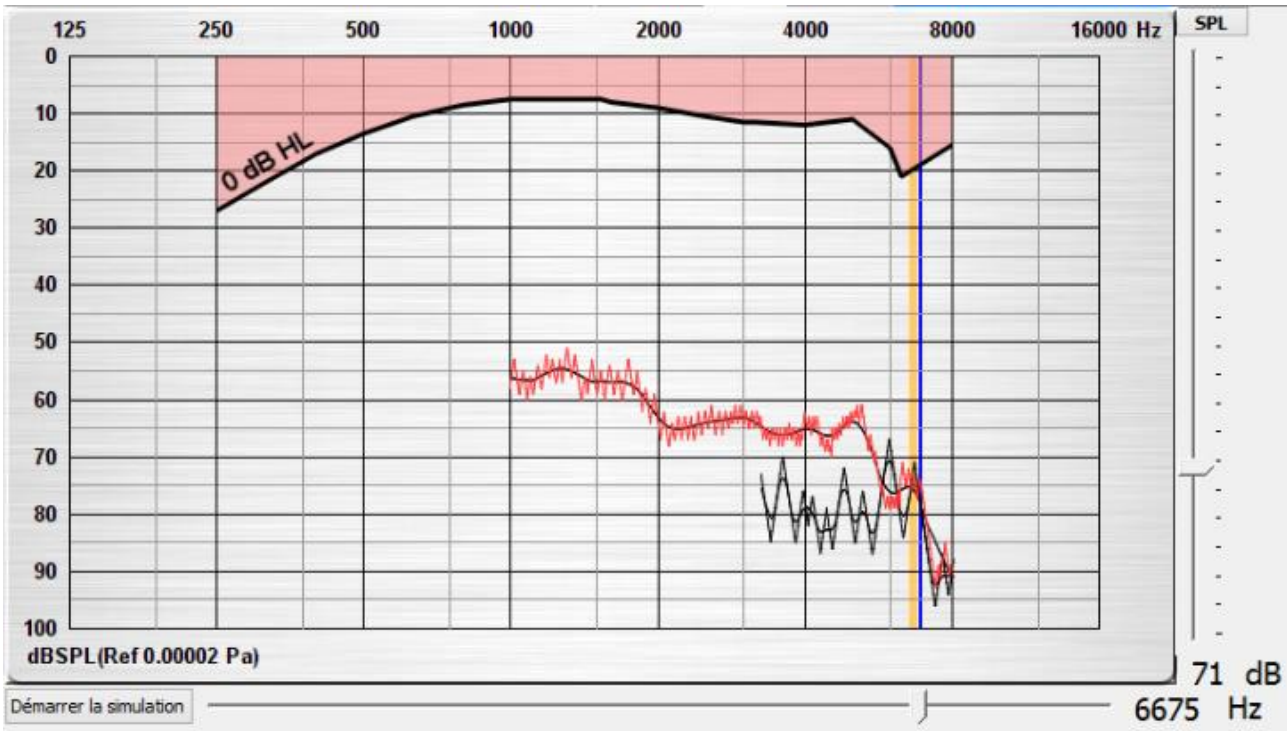
Annexe : Résultats graphiques

Pour chacun des sujets de cette annexe, deux graphiques sont associés: le premier correspond à l'affichage en « dB SPL », et le second en « dB SL ».

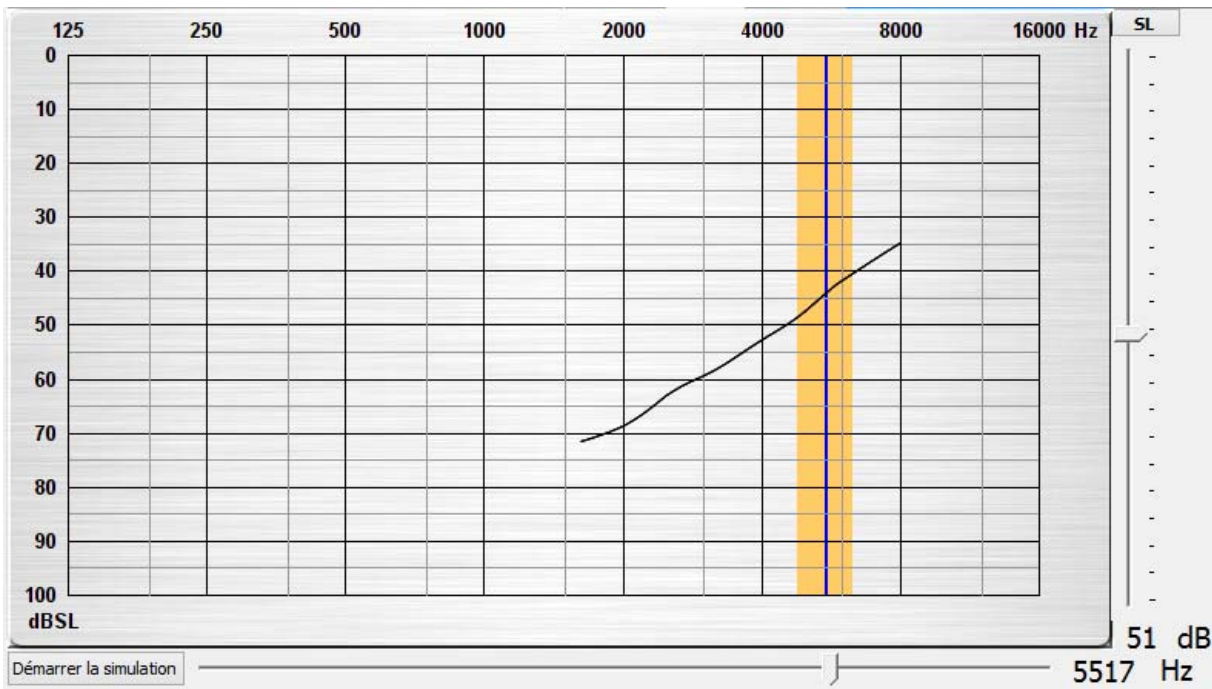
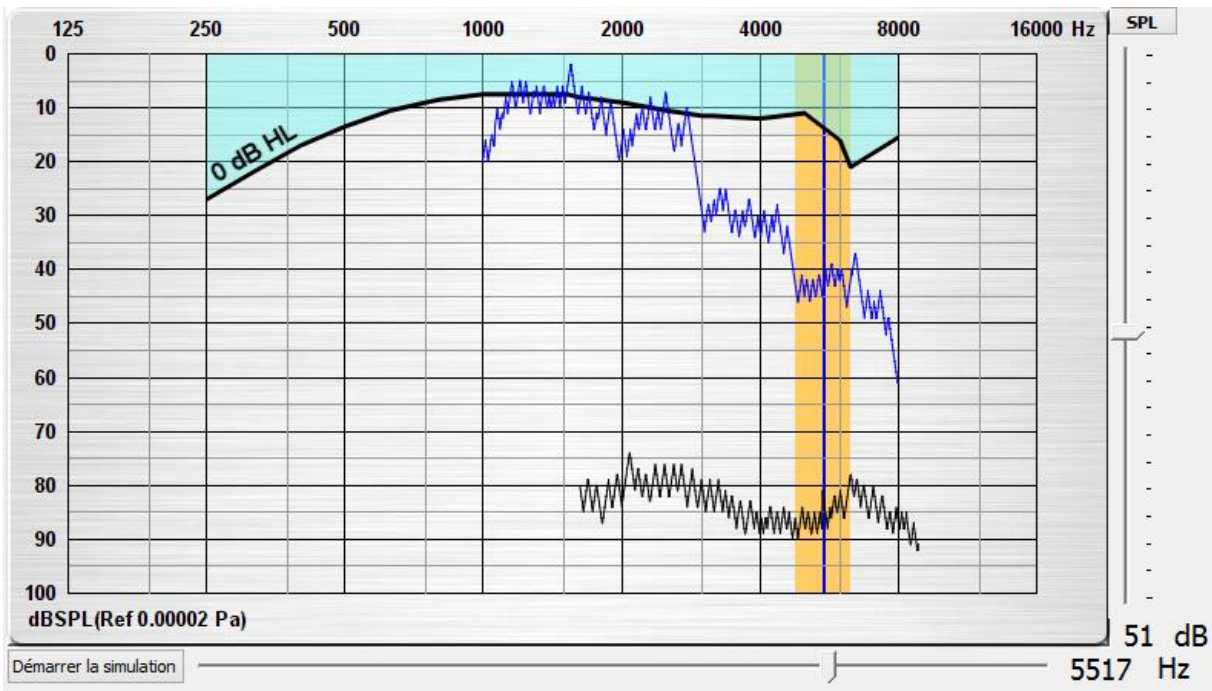
Sujet n°1 :



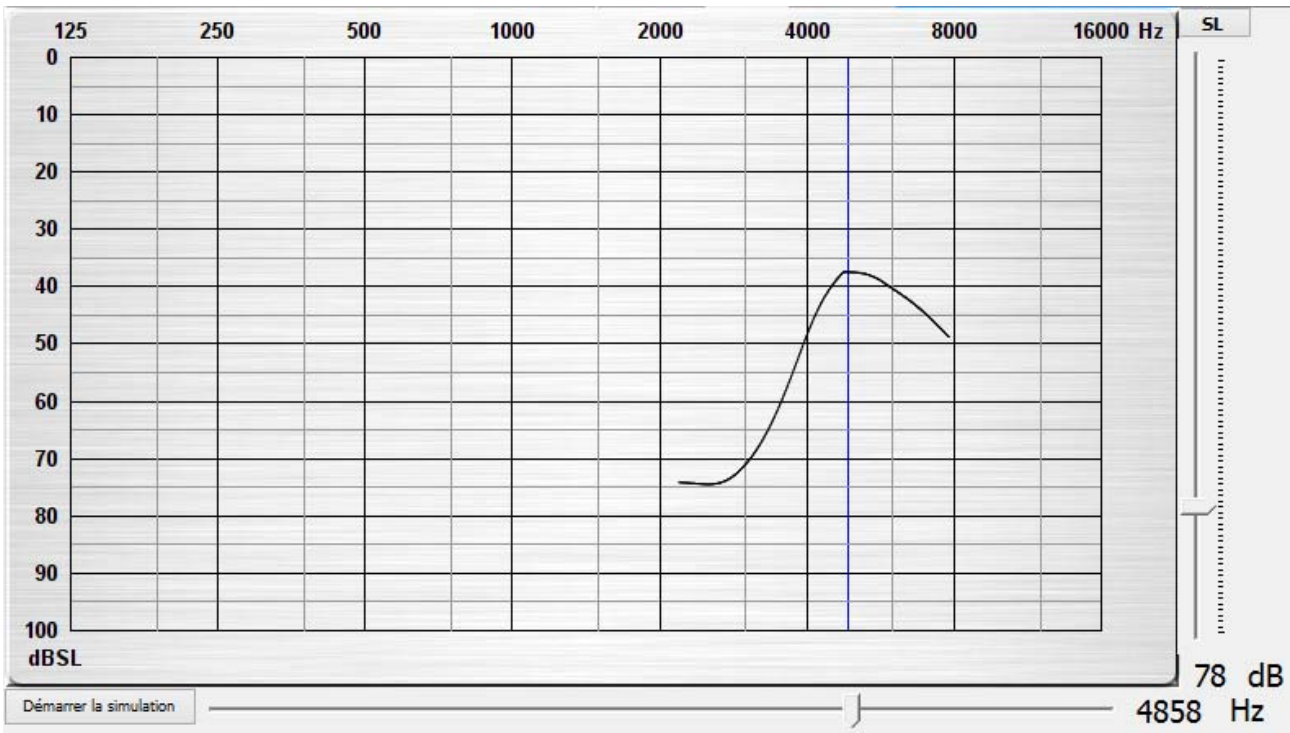
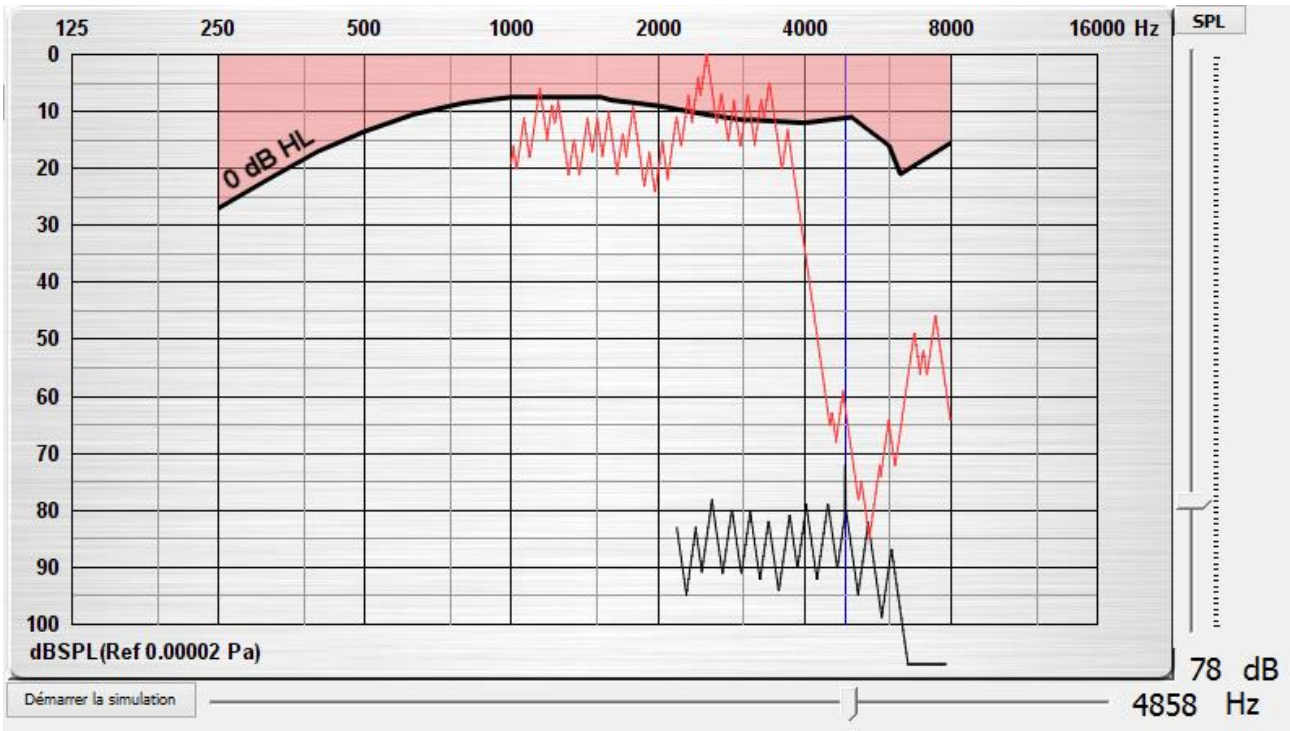
Sujet n°2 :



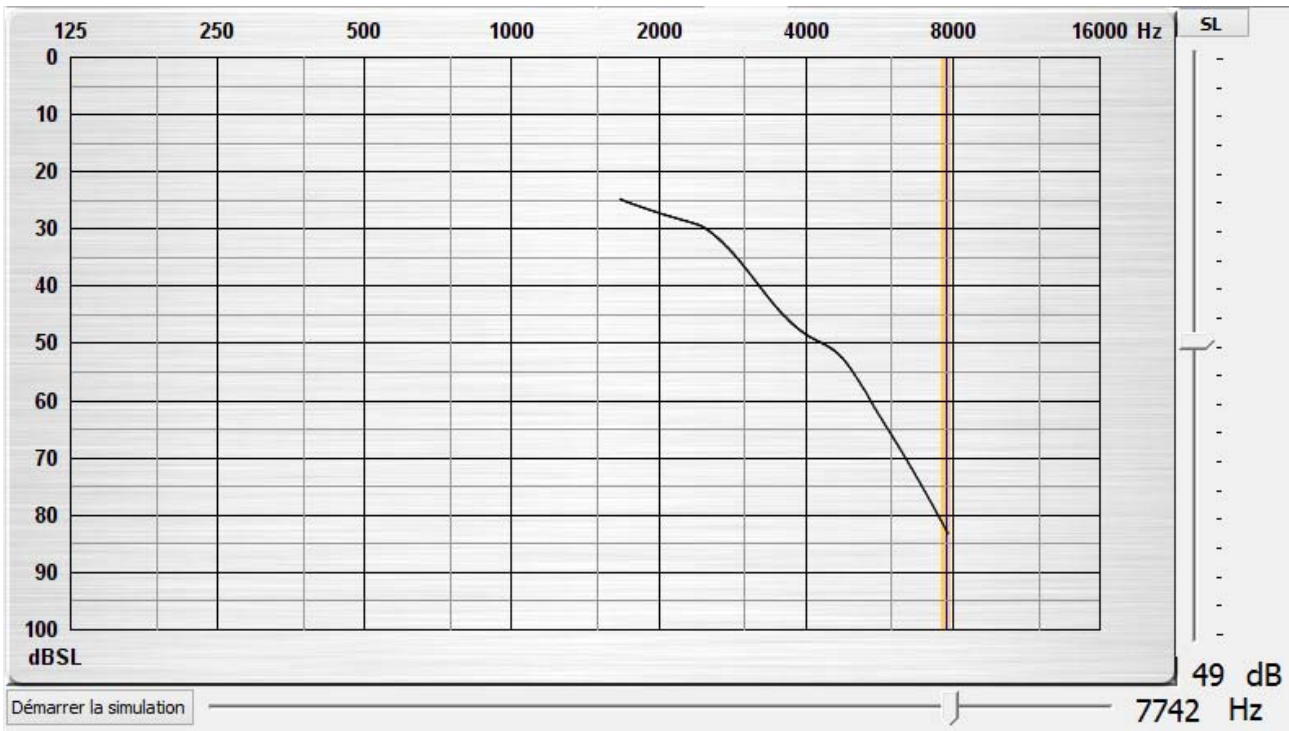
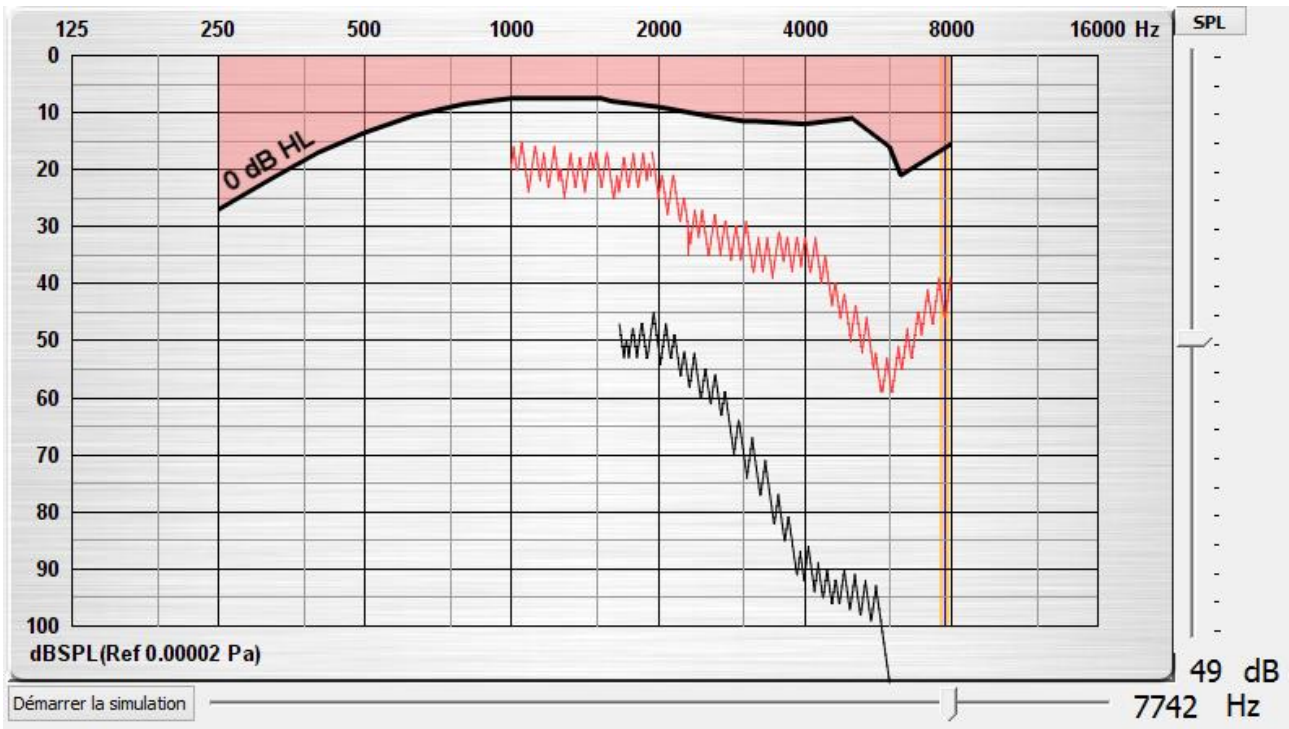
Sujet n°3 :



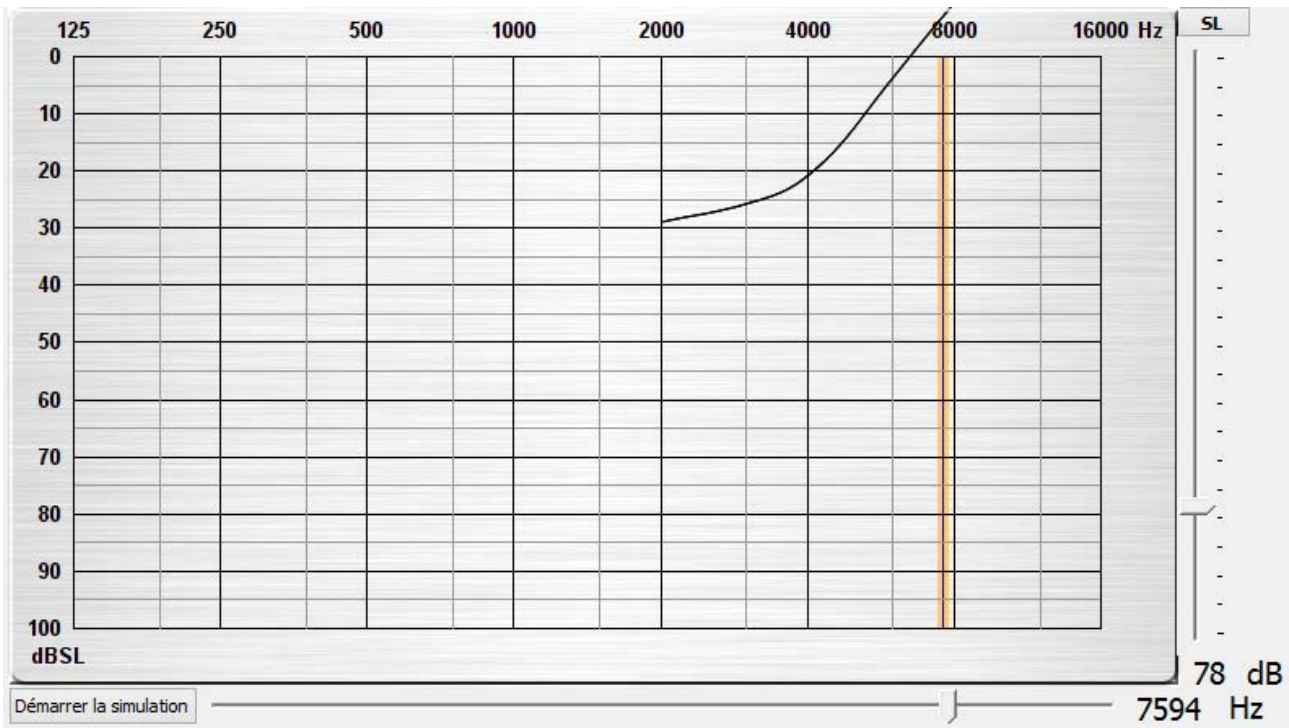
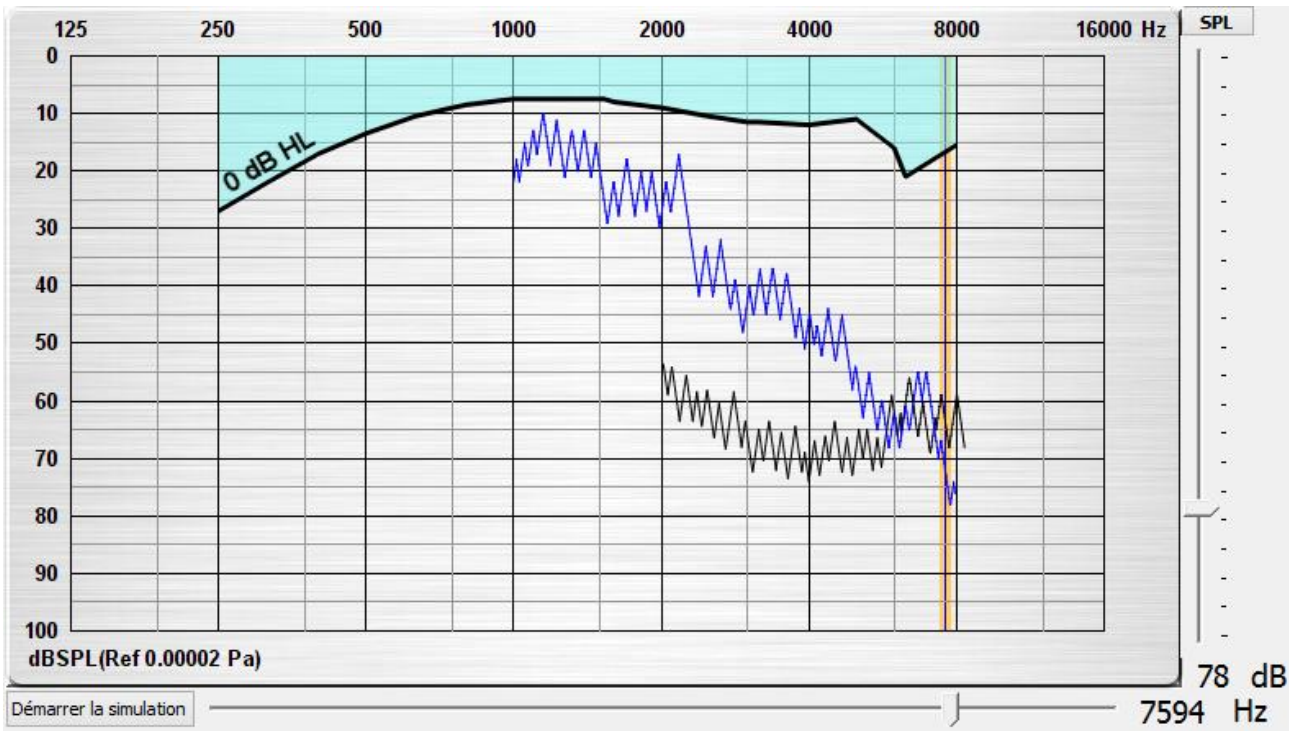
Sujet n°4 :



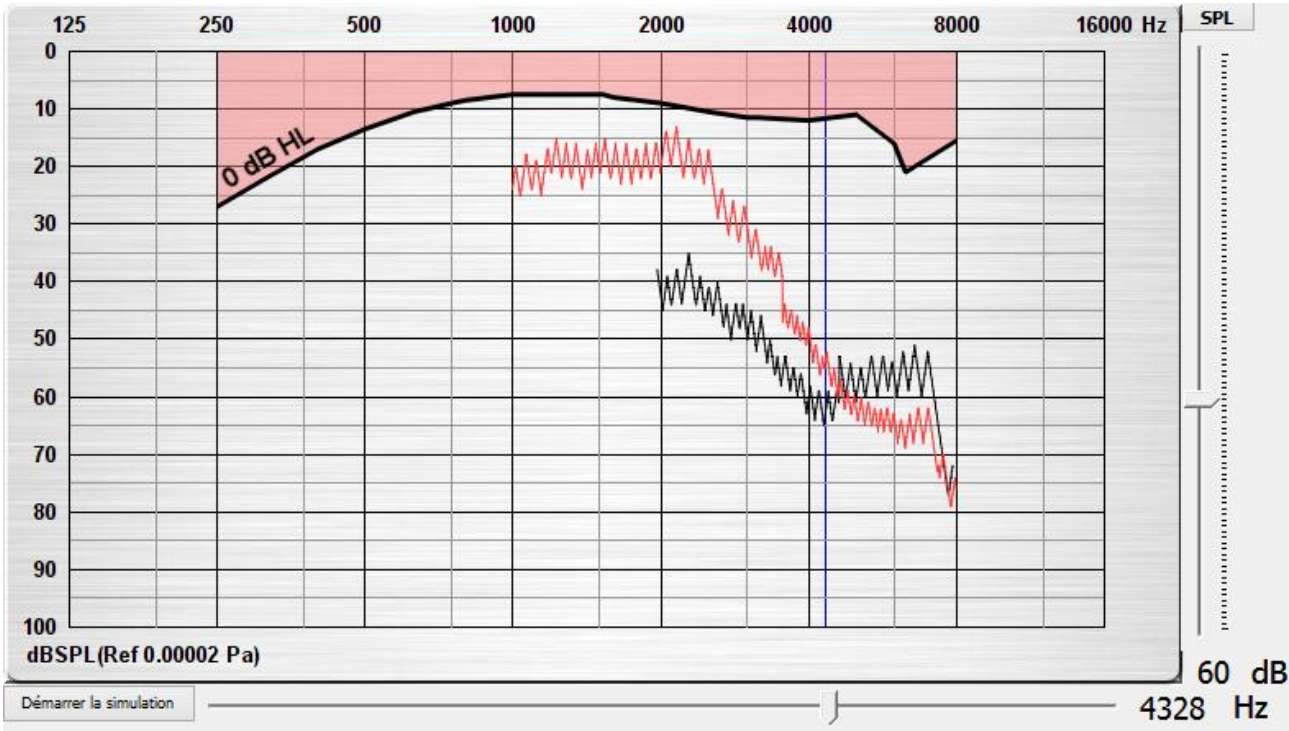
Sujet n°5 :



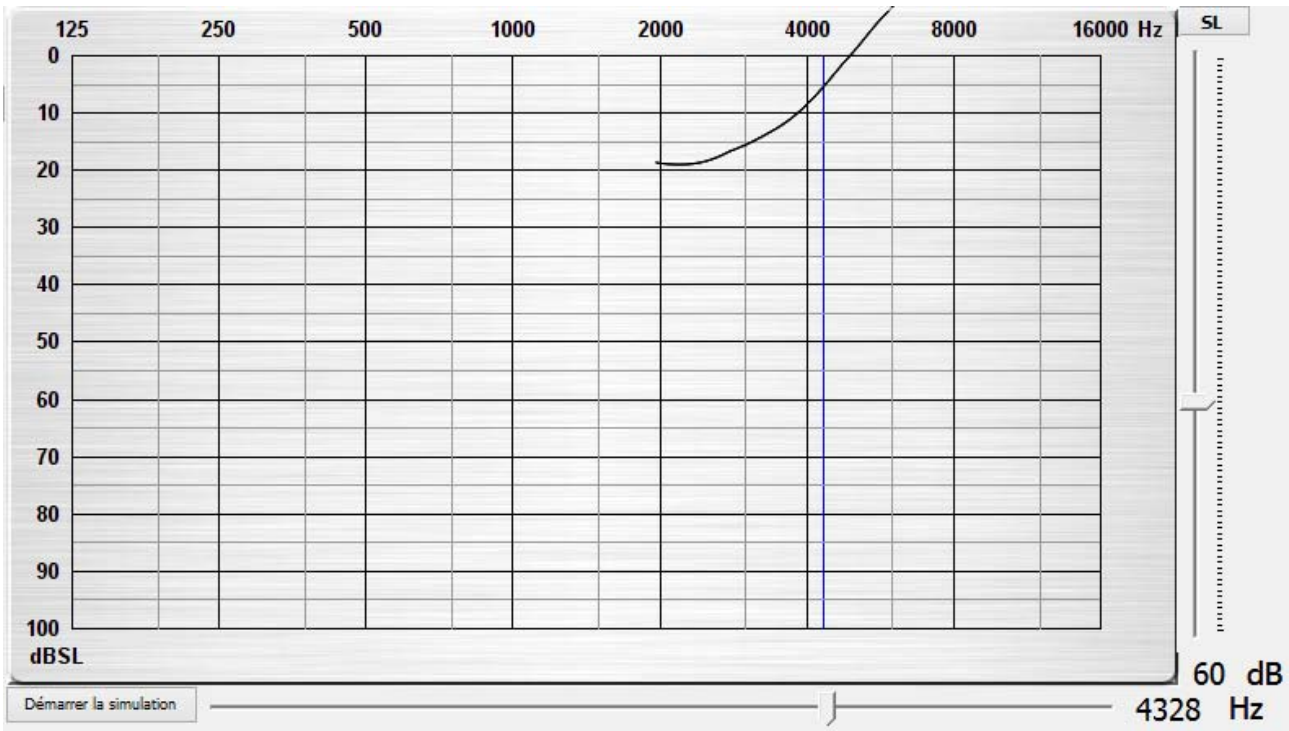
Sujet n°6 :

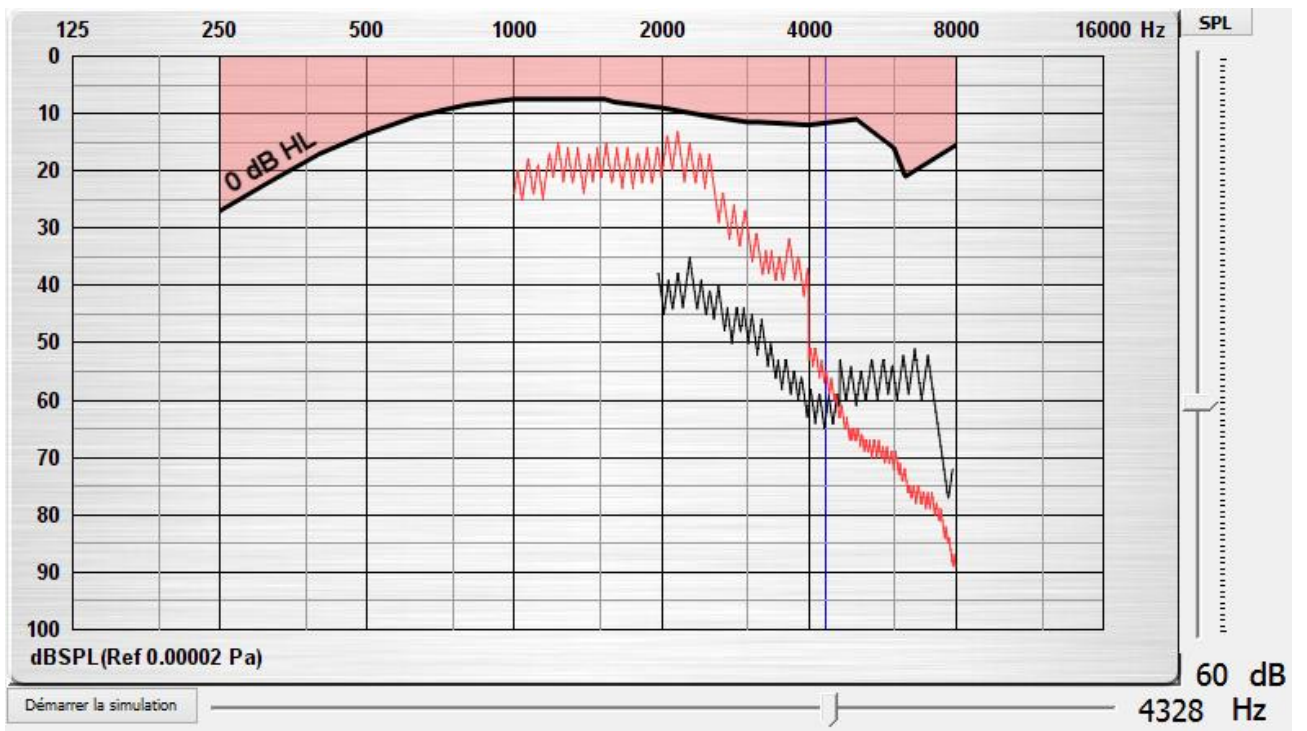


Sujet n°7 :

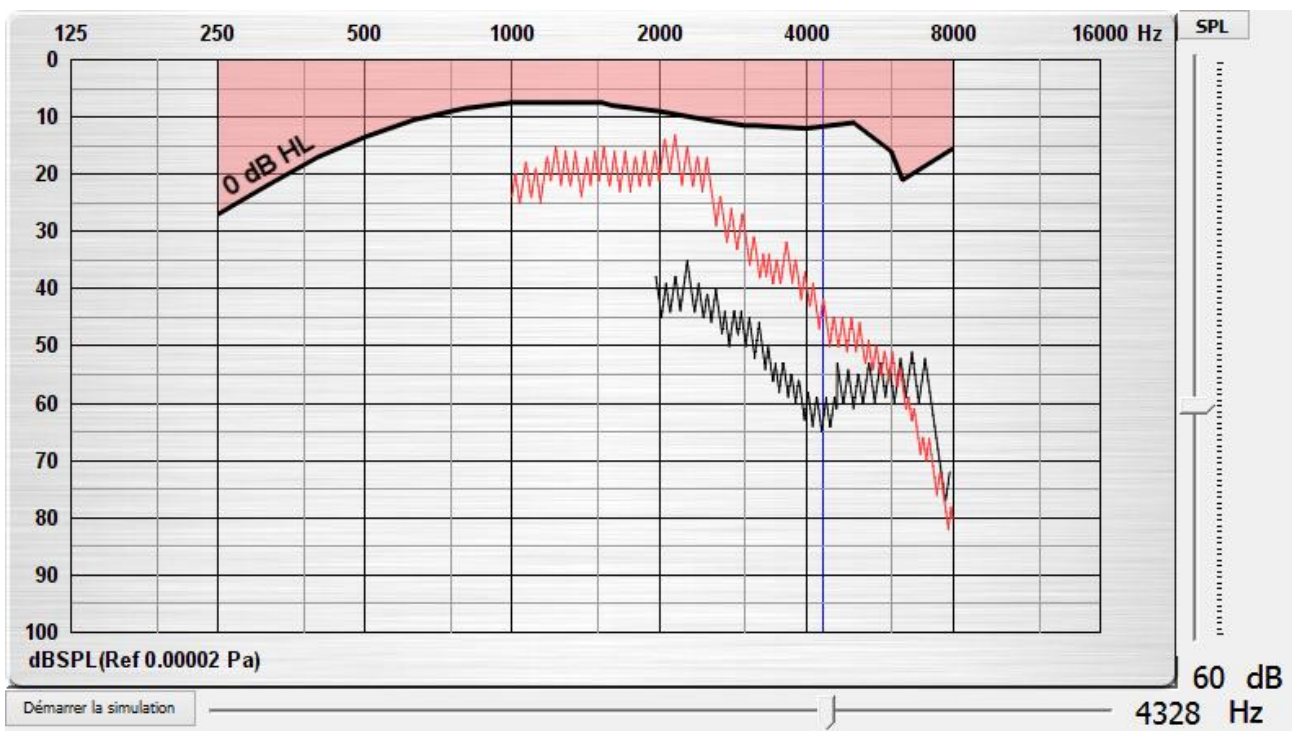


9h46



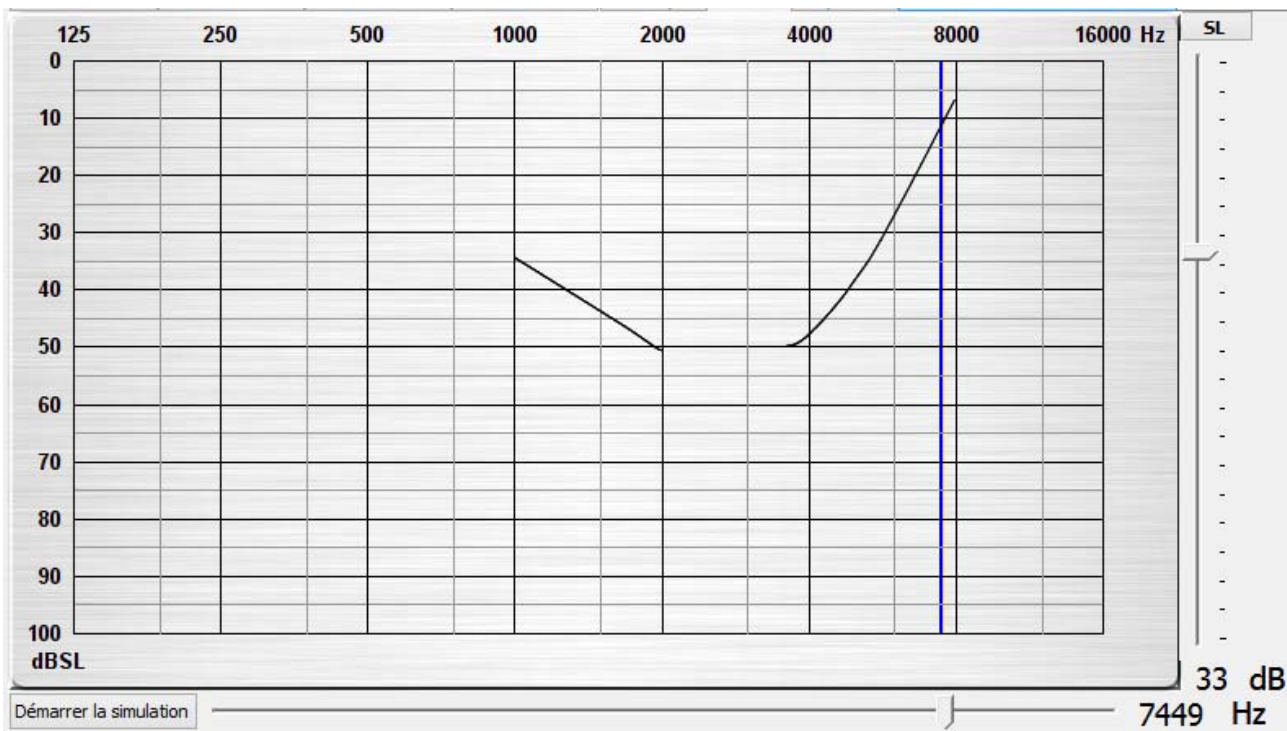
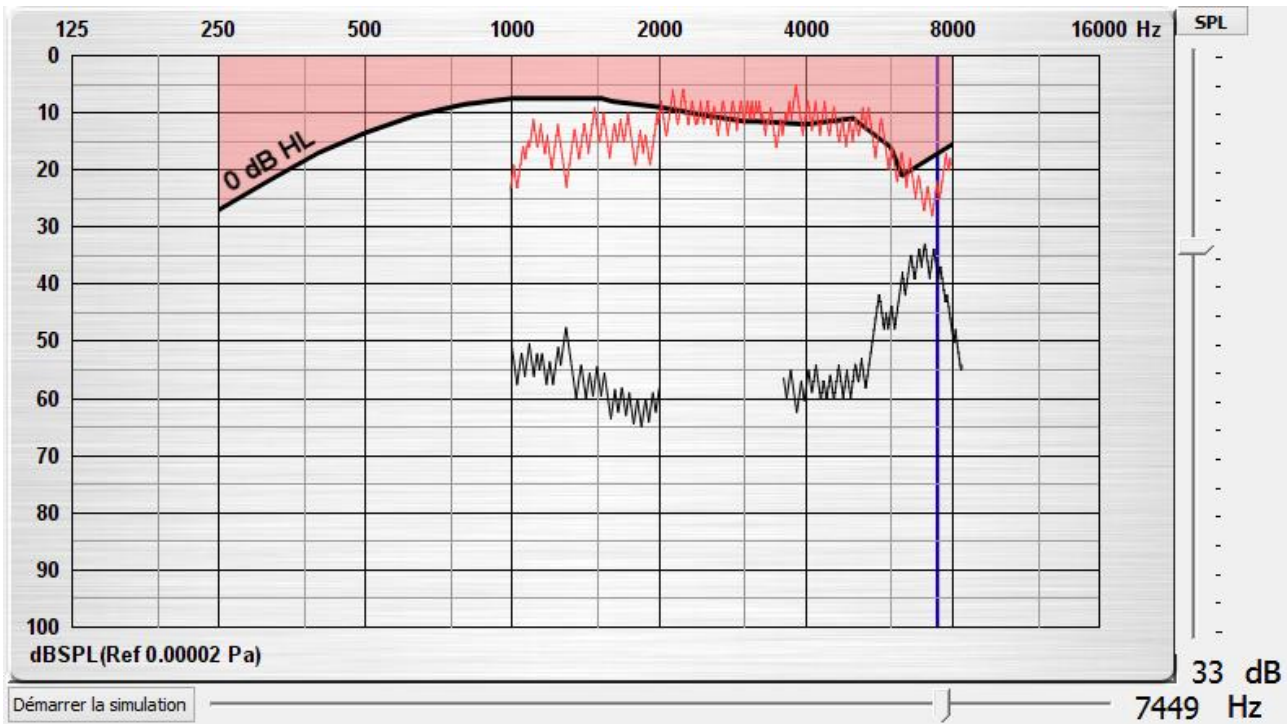


9h35

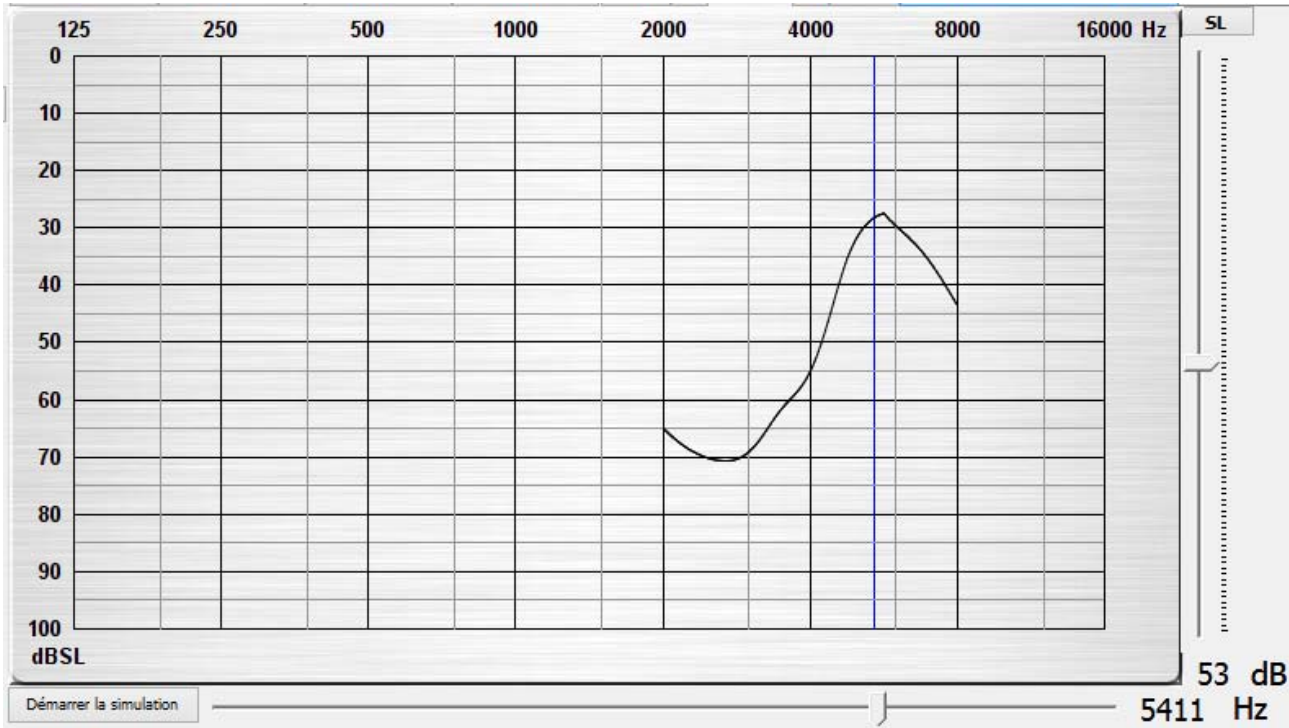
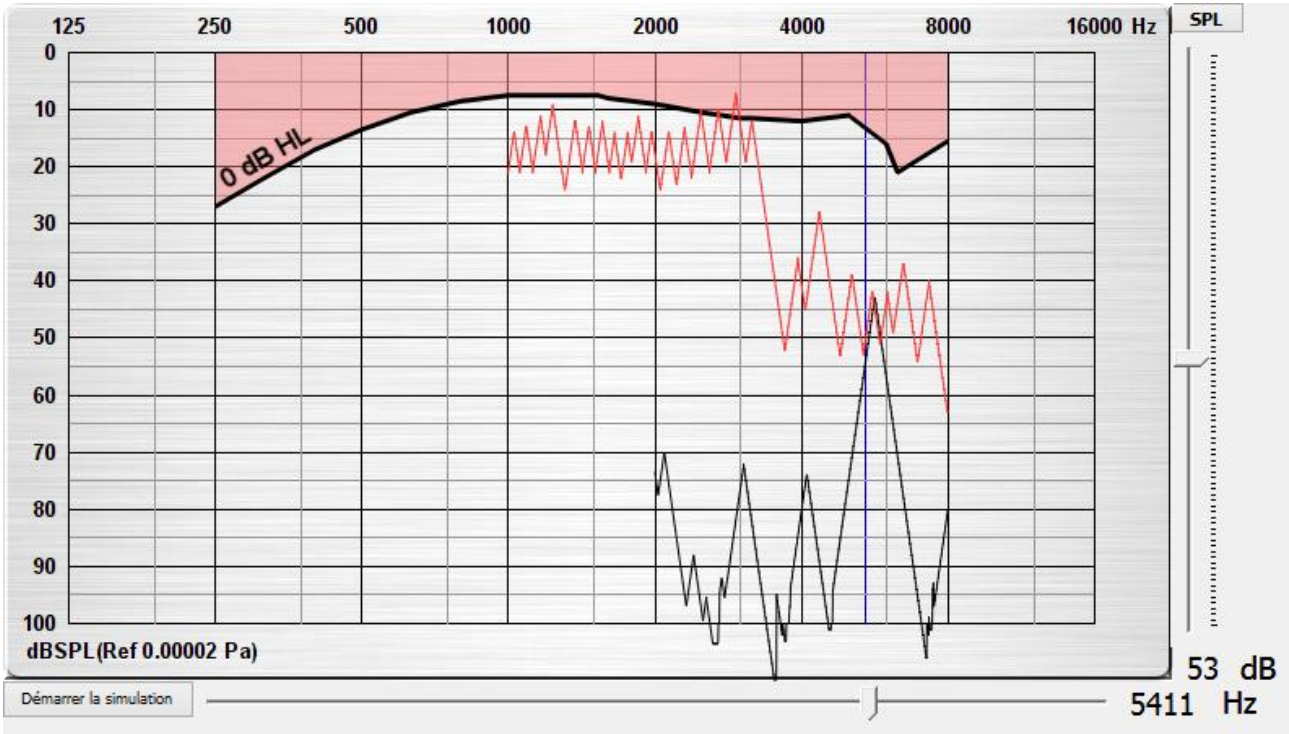


9h31

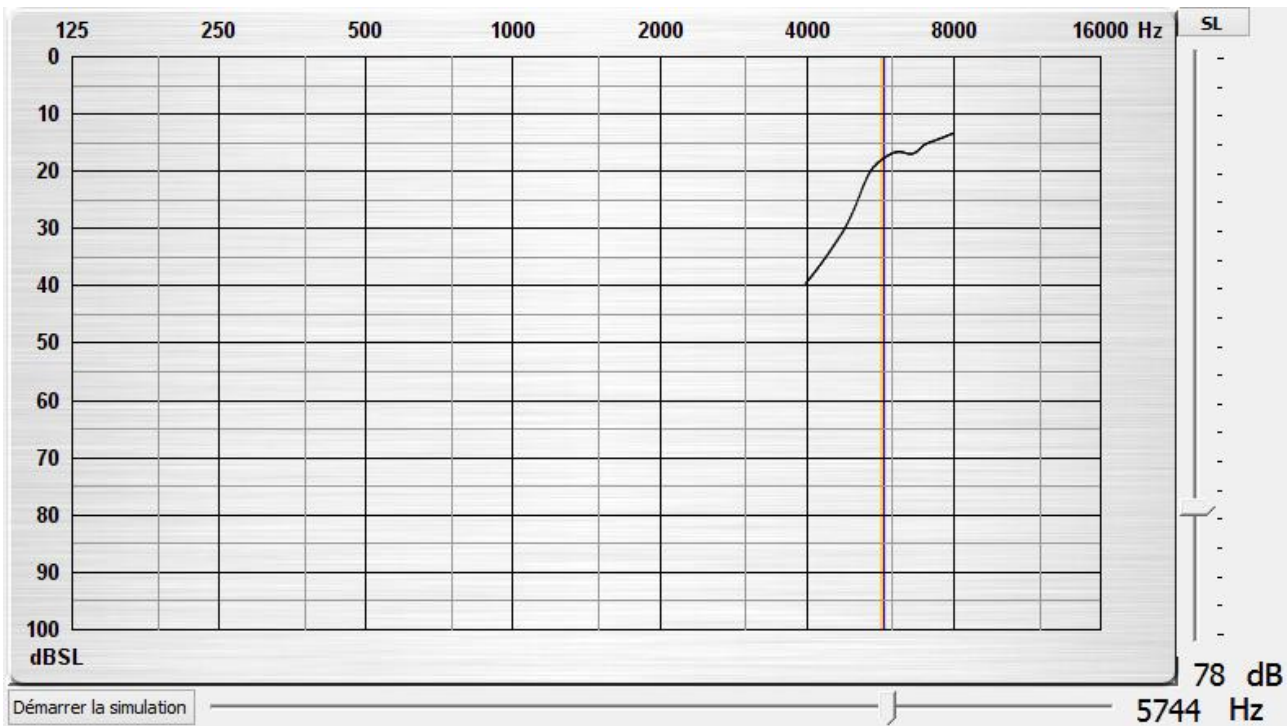
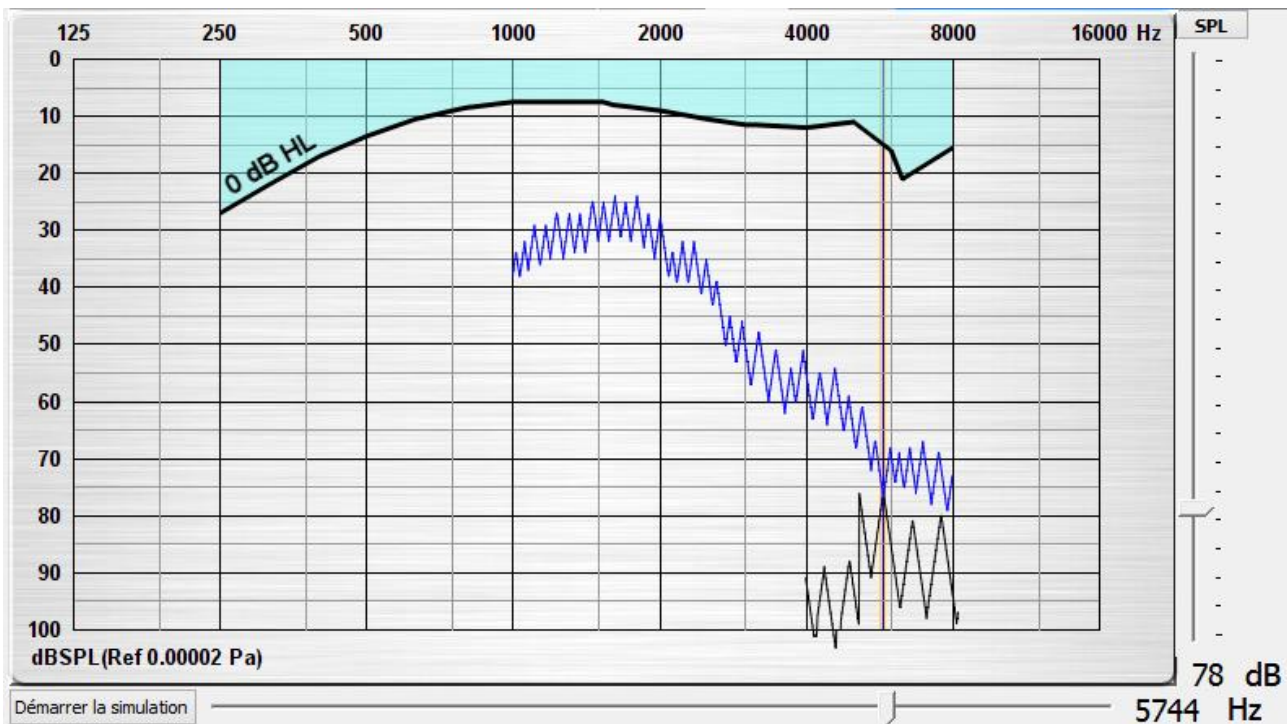
Sujet n°8 :



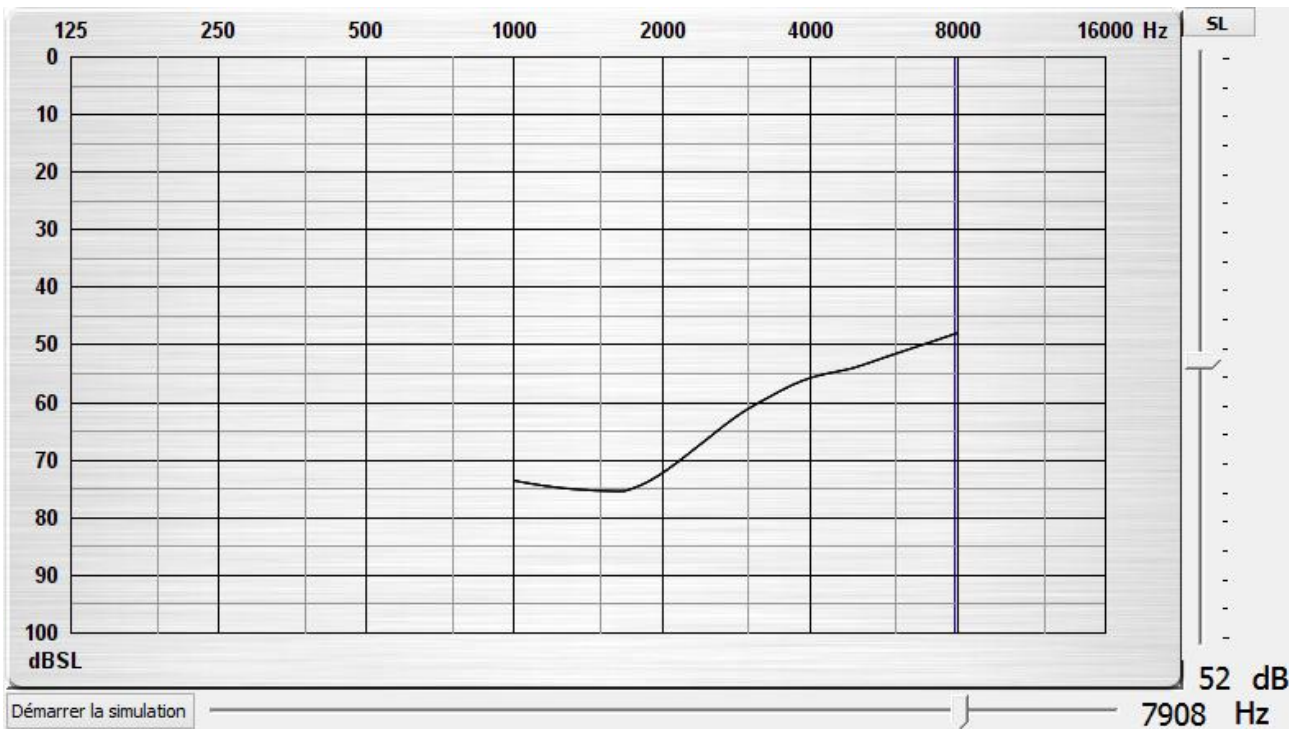
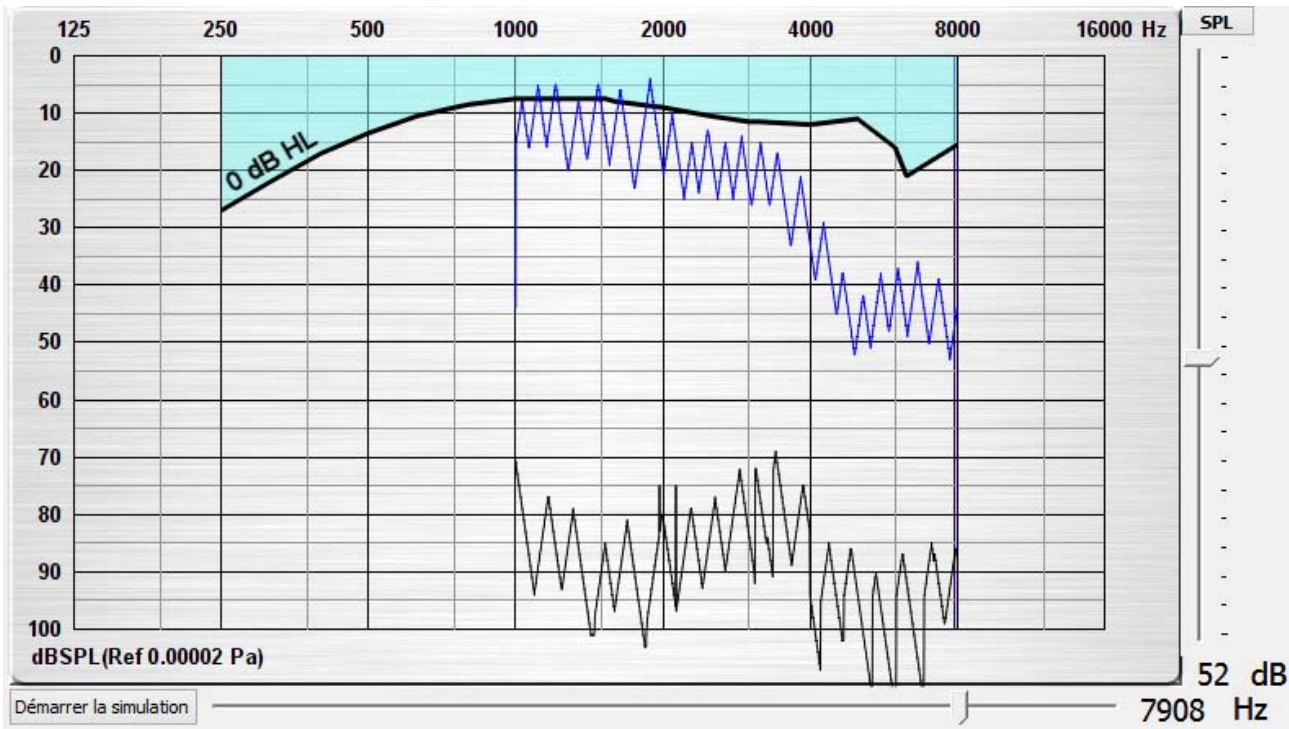
Sujet n°9 :

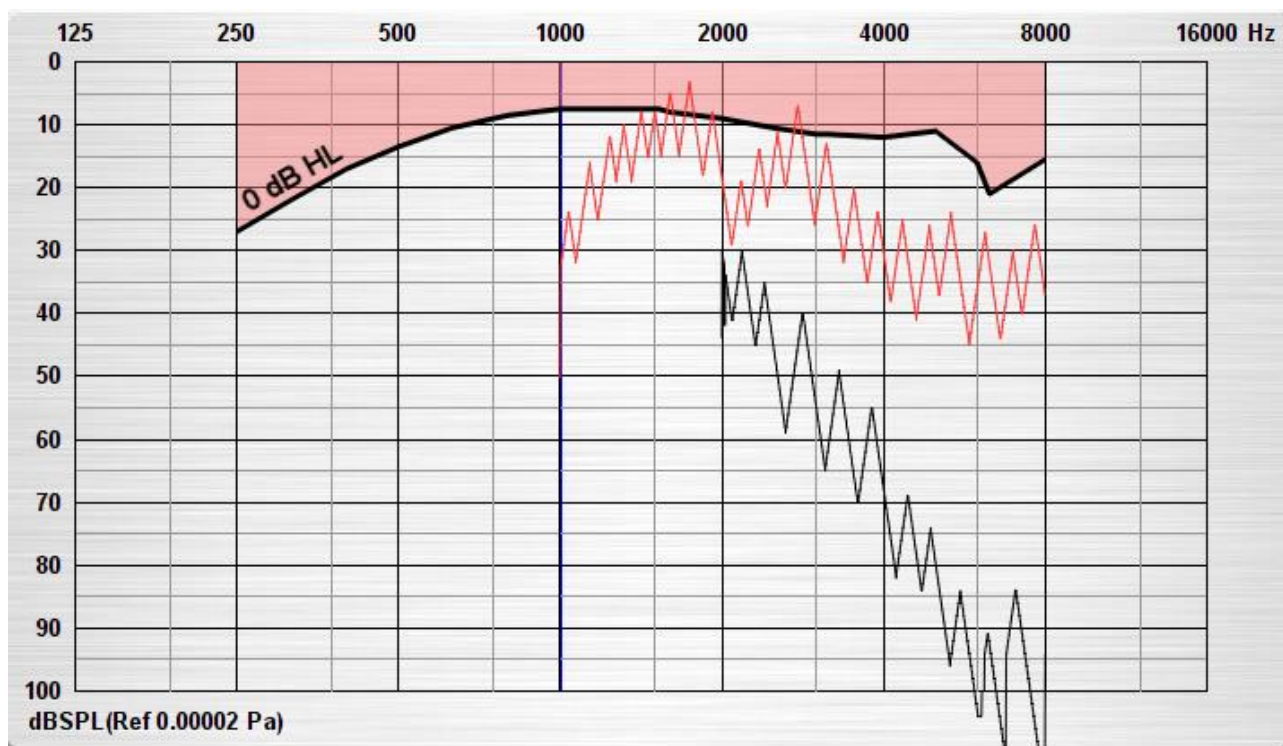


Sujet n°10 :

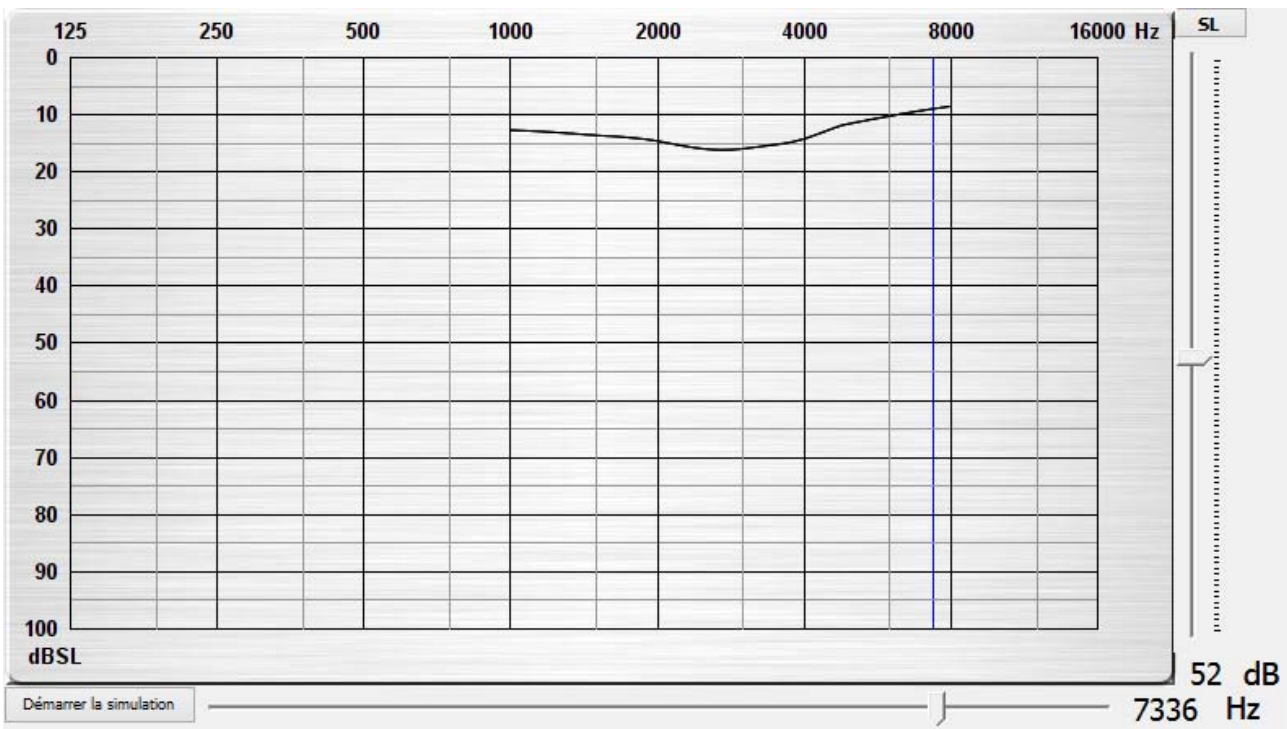
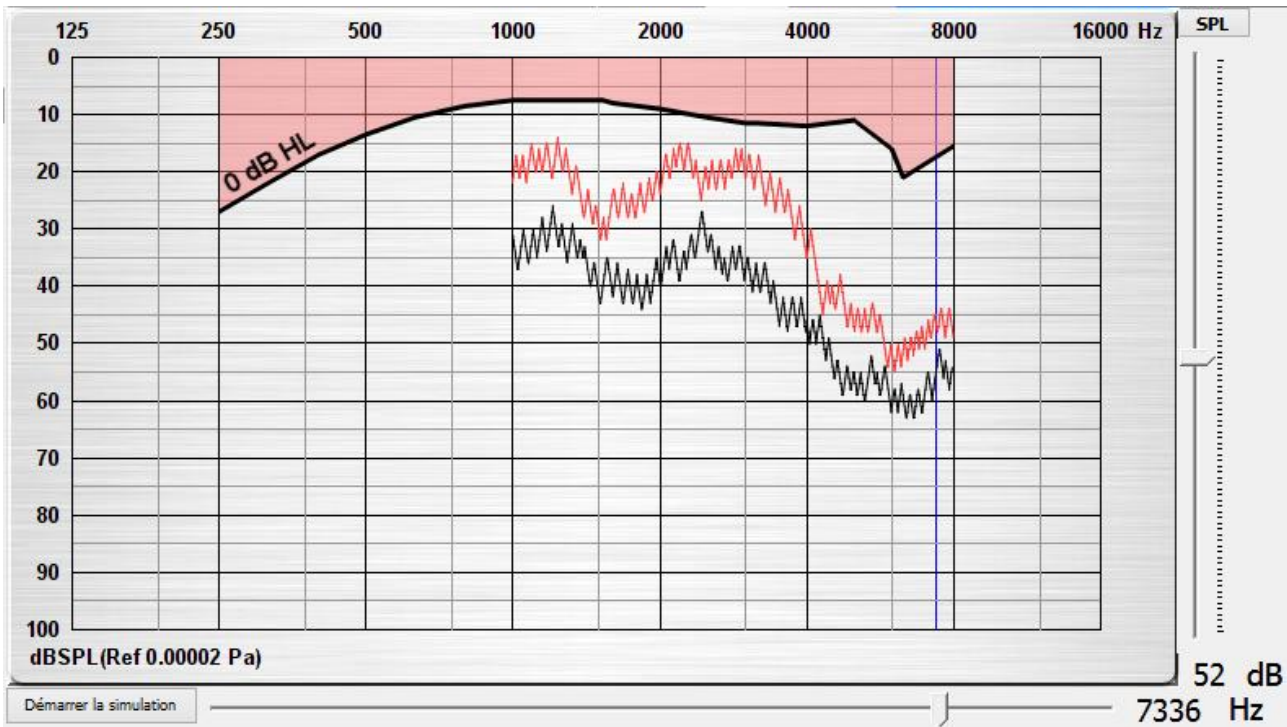


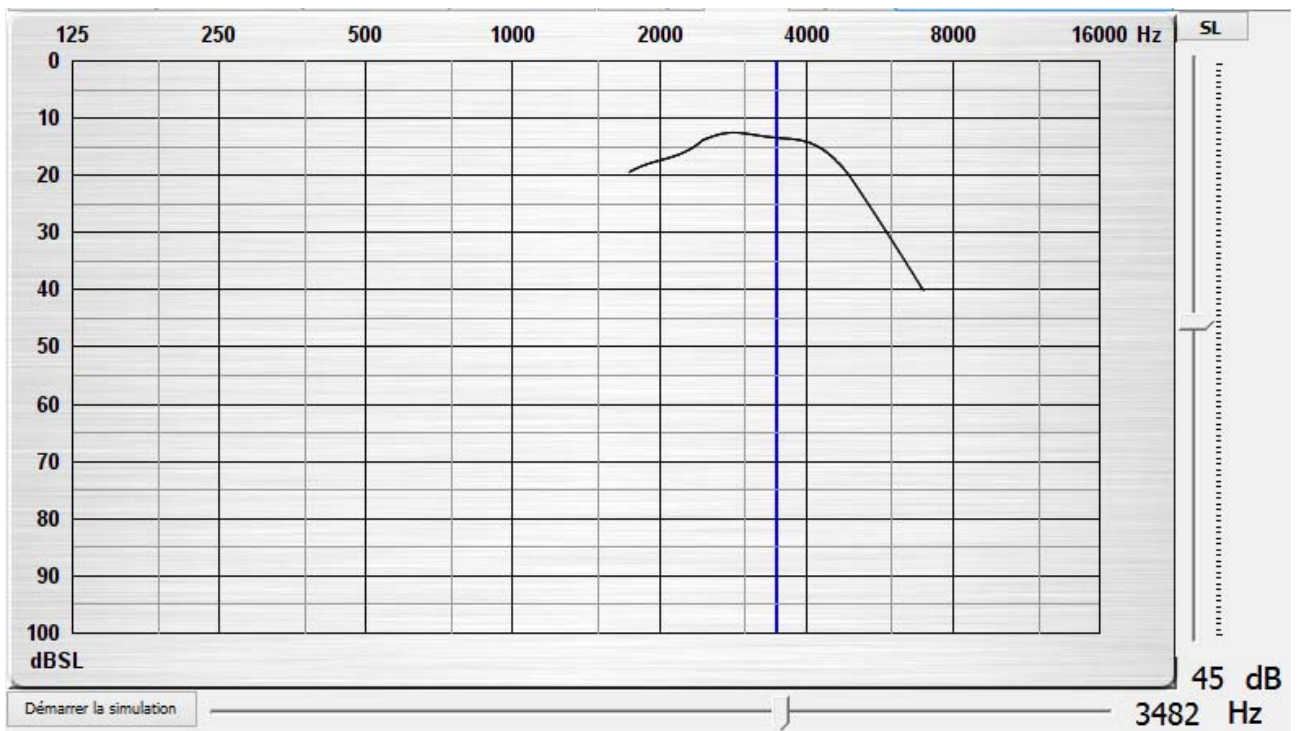
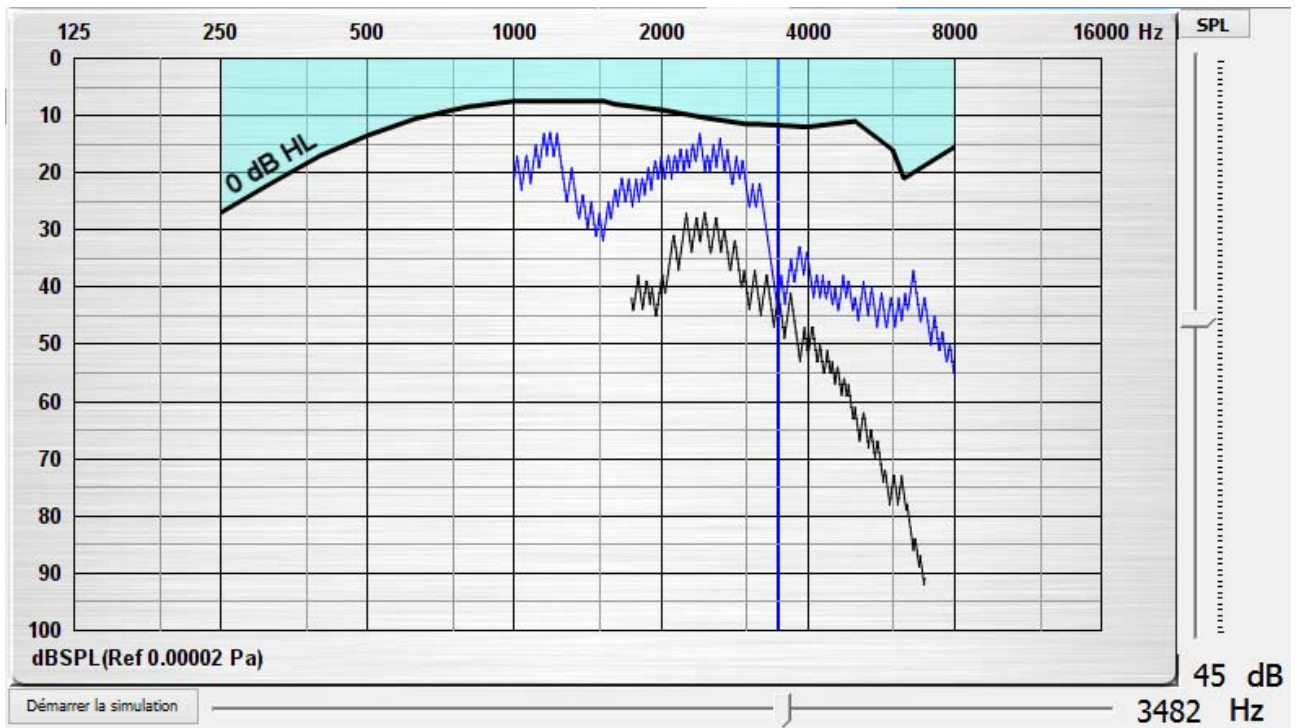
Sujet n°11 :



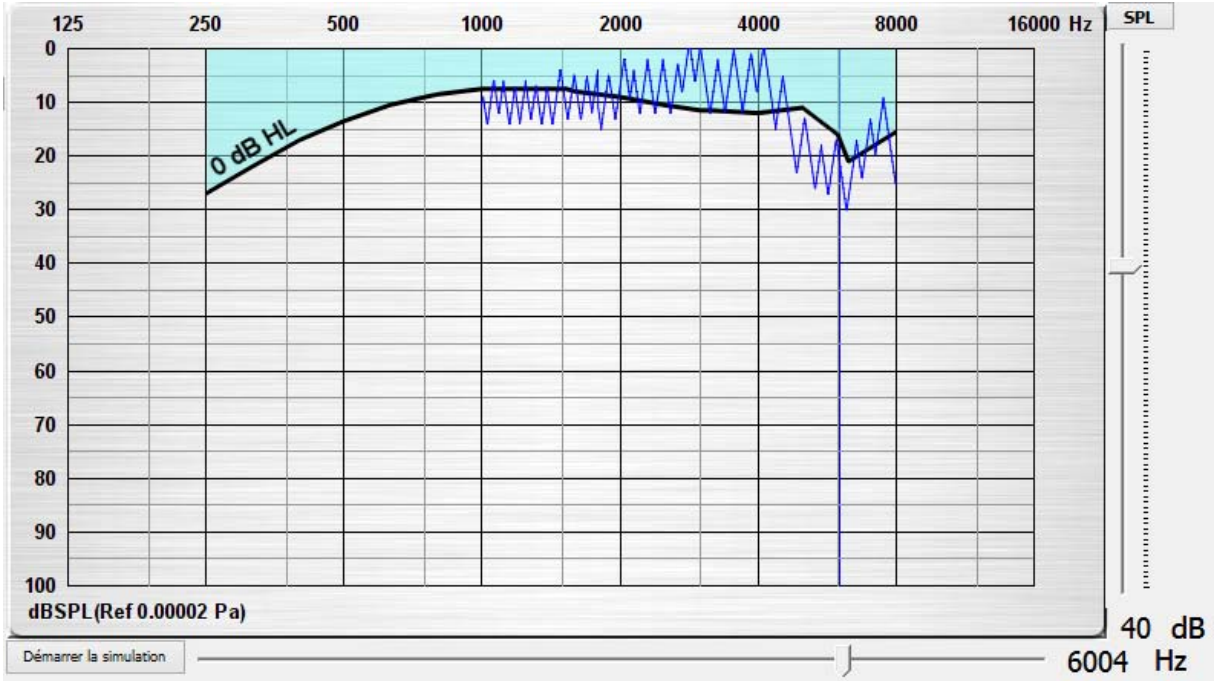


Sujet n°12 :





Sujet n°13 :



Index des illustrations

FIGURE 1 ORGANE DE CORTI [117]	6
FIGURE 2 CONSEQUENCES D'UNE EXCITOTOXICITE GLUTAMATERGIQUE [118]	9
FIGURE 3 SCHEMATISATION DES ETAPES ABOUTISSANT A LA PERENNISATION DE L'ACOUPHENE [119]	12
FIGURE 4 RELATION ENTRE LE SPECTRE PERÇU DE L'ACOUPHENE ET LA PERTE AUDITIVE [14]	39
FIGURE 5 ETUDE DU PMF EN FONCTION DE LA FREQUENCE f_E [14]	40
FIGURE 6 PROFIL AUDIOMETRIQUE TYPE [68]	40
FIGURE 7 RELATION ENTRE SEUIL AUDITIF ET FREQUENCE DOMINANTE DE L'ACOUPHENE [68]	41
FIGURE 8 EXEMPLES TYPQUES DE SPECTRE ACOUPHENIQUE CORRELE AU SEUIL AUDITIF [72]	43
FIGURE 9 SEUILS AUDITIFS DES TROIS GROUPES DE SUJET [72]	44
FIGURE 10 CAPTURE D'ECRAN DU LOGICIEL D'ACOUPHENOMETRIE DE SIMON SCHERTZER [75]	45
FIGURE 11 CAPTURE D'ECRAN ANNOTEE DU LOGICIEL AMPLISIMULAC D'AMPLIFON [76]	47
FIGURE 12 CAPTURE D'ECRAN D'UN RAPPORT D'INHIBITION RESIDUELLE [76]	48
FIGURE 13 APERÇU DE L'IMPRESSION D'UN RAPPORT D'INHIBITION RESIDUELLE ET DE L'ENREGISTREMENT D'UN FICHIER SON [76]	48
FIGURE 14 CAPTURE D'ECRAN DU MODULE TINNITUS TEST MODALITY D'OTOMETRICS [106]	49
FIGURE 15 FILTRE DU SIGNAL "FRESH" [77]	50
FIGURE 16 "T REPORT" ET TABLEAU D'EVALUATION DE L'ACOUPHENE [106]	51
FIGURE 17 CAPTURE D'ECRAN DU TINNITOMETRE DE SIEMENS [107]	51
FIGURE 18 ENCOCHE AUDIOMETRIQUE VISUALISEE A L'AUDIOGRAMME LINEAIRE [107]	53
FIGURE 19 CHAMP AUDITIF HUMAIN [108]	55
FIGURE 20 COURBES ISOSONIQUES DE L'HOREILLE HUMAINE [109]	57
FIGURE 21 SCHEMA D'UNE BANDE CRITIQUE ET SON EFFET LOCAL DE MASQUE [111]	61
FIGURE 22 TABLEAU DES 24 BANDES CRITIQUES DU SYSTEME AUDITIF [112]	62
FIGURE 23 LARGEUR DE BANDE CRITIQUE EN FONTION DES FREQUENCES	62
FIGURE 24 REPRESENTATION TEMPORELLE D'UN SON PUR PAR UNE SINUSOÏDE [113]	63
FIGURE 25 EXEMPLE DE REULTAT DE TEST AU BEKESY [100]	64
FIGURE 26 AUDIOMETRIE AUTOMATIQUE DE BEKESY. LA COURBE (A) NE MONTRE PAS DE RECRUTEMENT CONTRAIREMENT A LA COURBE (B) [99]	65
FIGURE 27 COURBE DE TYPE II [114]	65
FIGURE 28A COURBE DE TYPE I [99]	66
FIGURE 28B COURBE DE TYPE IV [115]	66
FIGURE 29 COURBE DE TYPE III [99]	66
FIGURE 30 ANALYSE SPECTRAL D'UN BRUIT BLANC PAR AUDACITY	67
FIGURE 31 ANALYSE SPECTRALE D'UN BRUIT FILTRE PAR AUDACITY	68
FIGURE 32 COURBE D'ACCORD REALISEE SUR UN SIGNAL TEST A DIFFERENTES INTENSITES [112]	69
FIGURE 33 COURBE DE FELDMANN DE TYPE I [116]	71

FIGURE 34 COURBE DE FELDMANN DE TYPE II [116]	71
FIGURE 35 COURBE DE FELDMANN DE TYPE III [116]	71
FIGURE 36 COURBE DE FELDMANN DE TYPE IV [116]	71
FIGURE 37 COURBE DE FELDMANN DE TYPE V [116]	72
FIGURE 38 CAPTURE D'ECRAN DU LOGICIEL TINNISWEEP	73
FIGURE 39 AUDIOGRAMME DE TINNISWEEP	78
FIGURE 40 CASQUE SENNHEISER HDA 200	79
FIGURE 41 CARTE SON UTILISEE POUR L'ETUDE	80
FIGURE 42 BOUTON REPONSE UTILISE POUR L'ETUDE	80
FIGURE 43 BOUTON SHUTTLEXPRESS	80
FIGURE 44 HUB USB UTILISE POUR L'ETUDE	81
FIGURE 45 RESULTATS DE L'ANAMNESE: ETIOLOGIE	85
FIGURE 46 RESULTAT DE L'ANAMNESE: LOCALISATION DE L'ACOUPHENE	86
FIGURE 47 RESULTAT DE L'ANAMNESE: TYPES D'ACOUPHENE	86
FIGURE 48 PERTE AUDITIVE MESUREE AUPARAVANT SUR NOAH	86
FIGURE 49 REPARTITION DES FREQUENCES CENTRALES MESUREES	87
FIGURE 50 LARGEUR DE BANDE FREQUENTIELLE MESUREE PAR SUJET	87
FIGURE 51 TYPES D'ACOUPHENE DETERMINES PAR LA MESURE DE SA LARGEUR DE BANDE FREQUENTIELLE	88
FIGURE 52 MESURE DE LA SONIE PAR ECART DIFFERENTIEL AVEC LE SEUIL TONAL ET REPRESENTATION DE L'ECART-TYPE	88
FIGURE 53 LECTURE DU GRAPHIQUE APPARAISSANT DANS L'affichage "SL" DU LOGICIEL EN FONCTION DU TYPE D'ACOUPHENE DETERMINE	89
FIGURE 54 LECTURE DES RESULTATS GRAPHIQUES OBTENUS DANS L'AUDIOGRAMME AFFICHE EN "SPL" DANS LE LOGICIEL, EN FONCTION DU TYPE D'ACOUPHENE DETERMINE	89

Yves Lasry
Ouest Audition
4, rue Paul Bellamy
44000 Nantes

Nantes, le 31 août 2014

Attestation de lecture de mémoire de fin d'étude d'audioprothèse – Nancy 2014

Je soussigné Yves Lasry atteste avoir lu et apprécié le mémoire :
« La méthode TinniSweep » réalisé par Anne-Laure Kretz.

Ce travail très complet est satisfaisant et peut donc être édité en vue de la soutenance
devant le jury de l'école d'audioprothèse de Nancy

A handwritten signature in blue ink, consisting of a stylized 'Y' and 'L' intertwined.

Yves LASRY

Utilisation conjointe de l'audiométrie automatique de BEKESY et des CPAR¹ dans la détermination des caractéristiques de l'acouphène

Soutenu le 6 novembre 2014

par Anne-Laure KRETZ

RESUME

La détermination des caractéristiques psychoacoustiques des acouphènes est un sujet étudié depuis le début du XX^e siècle à travers diverses méthodes de mesure par comparaison.

Cependant, FELDMANN innove en 1969 en élaborant le principe de l' « Audiogramme-masking ». En se basant sur cette méthode, ce travail propose de combiner l'audiométrie automatique de BEKESY afin d'établir une courbe du seuil tonal liminaire, avec une CPAR réalisée à partir du « signal acouphène » en tant que son test ; mesurant ainsi sa sélectivité propre par effet de masque.

Sur ce postulat, Yves LASRY a élaboré un prototype logiciel nommé « TinniSweep ». Le but de cette étude est donc de tenter de rendre compte du potentiel de cette méthode.

Afin d'étoffer le sujet, il a semblé nécessaire de passer en revue les différents aspects physiologiques, psychologiques et psychoacoustiques que comporte l'acouphène ; ainsi que d'établir un état des lieux des logiciels d'acouphénométrie existants, rappelant également les trois principes fondateurs cités précédemment.

MOTS CLES :

ACOUPHENE BEKESY MOORE FELDMANN AUDIOGRAMME-MASKING
AUDIOMETRIE AUTOMATIQUE COURBE PSYCHOACOUSTIQUE D'ACCORD
ACOUPHENOMETRIE LOGICIEL

¹ Courbes Psychoacoustiques d'Accord Rapides