



## 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-theses-contact@univ-lorraine.fr](mailto:ddoc-theses-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.cfcopies.com/V2/leg/leg_droi.php)

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

# **Psychoacoustique : Mesure subjective des paramètres d'intensité, de fréquence et de temps**

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

par

**Paul CHARLEMAGNE**

Novembre 2010

Maître de mémoire : M. Yves LASRY

## Remerciements

Je tiens tout d'abord à remercier Isabelle. Merci de m'avoir mis sur cette voie, de m'avoir fait découvrir ce métier qui me plaît énormément. Sans toi je n'en serais pas là.

Merci à Papa et Maman, sans qui je ne pourrais écrire ces lignes, merci pour toutes les valeurs que vous m'avez transmises et qui font ce que je suis aujourd'hui.

Merci à Edouard, Martin et Astrid, pour tous les rires et les pleurs que nous partageons depuis 24, 21 et 17 ans maintenant.

Merci à Yves Lasry pour tous les conseils qu'il m'a apporté. Merci Yves, pour ta sympathie, ta gentillesse, et pour le partage de ta passion en informatique.

Merci à François Lecocq de m'avoir appris les bases de ce formidable métier. Les 6 mois dans tes laboratoires, François, m'ont considérablement mis en confiance dans l'exercice de ma future profession.

Merci à Joël Ducourneau pour la qualité de ces enseignements et son dévouement au centre de formation en Audioprothèse de Nancy.

Merci à Chloé pour les deux années que nous venons de passer.

Merci au « Breton », au « Tourangeau », à « Tchitchi » et au « P'tit Slip » pour ces trois années passées à Nancy et ailleurs, qui resteront inoubliables.

# Sommaire

Introduction.....	1
1. Notions de psychoacoustique .....	2
1.1 Définition .....	2
1.2 Perception et cognition .....	4
1.3 Perception et sensation.....	4
1.4 Caractères perçus .....	5
1.5 Critère acoustique et attribut perceptif .....	7
1.6 Champs d'application .....	8
1.7 Nomenclature et précautions d'usage .....	11
<i>Remarque:</i> .....	11
1.8 Sonie et tonie.....	12
1.8.1 Sonie.....	12
1.8.2 Tonie.....	16
1.9 Bandes critiques .....	19
2. Seuils différentiels et modifications juste perceptibles d'intensité, de fréquence et de temps.....	21
2.1 Sensitivité différentielle.....	21
2.2 Loi de Weber.....	22
2.3 Seuils différentiels d'intensité et de fréquence .....	23
2.4 Discrimination temporelle.....	24
2.5 Pouvoir séparateur temporel .....	25
3. Changements juste perceptibles du son : travaux de E.Zwicker.....	26
3.1 Changements juste perceptibles d'amplitude .....	27
3.1.1 Seuil de variation d'amplitude .....	27
3.1.2 Différences juste perceptibles de niveaux sonores .....	34
3.2 Changements juste perceptibles de fréquence.....	38
3.2.1 Seuil de variation fréquentielle.....	38
3.2.2 Différences fréquentielles juste perceptibles.....	43

4. Mesures subjectives des seuils différentiels.....	47
4.1 Méthodes et procédures .....	48
4.2 Mesures des paramètres d'intensité.....	51
4.2.1 Tests par comparaison de sonie .....	51
4.2.2 Tests par mesures des seuils différentiels d'intensité.....	60
4.2.3 Test par recherche des seuils d'audibilité .....	66
4.3 Mesures des paramètres fréquentiels .....	69
4.3.1 Méthode de modulation en fréquence .....	70
4.3.2 Epreuve des stimuli constants .....	71
4.3.3 Intérêt clinique.....	71
4.4 Mesures des paramètres temporels .....	72
4.4.1 Méthode de détection du pouvoir séparateur temporel.....	72
4.4.2 Méthode de recherche de la discrimination temporelle (Tone Bursts) .....	73
5. Etude de cas .....	74
5.1 Préparation du matériel et protocole de test .....	74
5.1.1 Matériel nécessaire.....	74
5.1.2 Calibration du logiciel « Distorsions ».....	74
5.1.3 Protocole de test.....	77
5.2 Cas pratiques .....	78
5.2.1 Sujet normo-entendant : Melle C. Anne-Catherine.....	78
5.2.2 Patient présentant une presbyacousie symétrique : Mr M. Georges .....	80
5.2.3 Patiente avec surdité sévère, plate et symétrique : Mme P. Thérèse.....	83
5.2.4 Patiente avec une surdité moyenne unilatérale : Mme B. Valérie.....	85
5.2.5 Patiente avec surdité bilatérale et scotome : Mme L. Claire.....	87
Conclusion .....	90
Bibliographie .....	92
ANNEXE 1 : Melle C. Anne-Catherine.....	94
ANNEXE 2 : Mr M. Georges .....	96
ANNEXE 3 : Mme P. Thérèse .....	99

ANNEXE 4 : Mme B. Valérie.....	101
ANNEXE 5 : Mme L. Claire .....	104

## Introduction

L'origine de ce travail « Psychoacoustique : mesure subjective des paramètres d'intensité, de fréquence et de temps », fut mon stage de 3<sup>ème</sup> année, passé au côté de M. Yves Lasry.

A la demande du Collège National d'Audioprothèse, M. Lasry a eu à réaliser un logiciel intitulé « Distorsions », qui regroupe de nombreux tests permettant la mesure des paramètres d'intensité, de fréquence et de temps de l'audition. Ces tests étant subjectifs et faisant appel à la participation du patient, ils se rapportent au domaine de la psychoacoustique.

L'intérêt d'un tel logiciel est de fournir un support commun de l'ensemble de ces tests, tout en les rendant facile d'accès. Car pour la plupart ils tombent dans la désuétude à cause de leur difficulté de réalisation, soit au niveau du protocole, soit au niveau du matériel utilisé.

C'est pourquoi nous avons décidé de nous pencher sur l'ensemble de ces tests : leurs objectifs, leurs réalisations ainsi que leurs utilités pour un audioprothésiste.

Après avoir rappelé les notions de psychoacoustique, nous nous pencherons sur les seuils différentiels et les « plus petites variations perceptibles », qui sont les valeurs recherchées par les tests ; puis nous approfondirons cette notion de plus petite variation perceptible avec les travaux d'Eberhard Zwicker ; pour ensuite parler des tests en détail, en terminant par une étude de cas, montrant la mise en place, la passation et l'interprétation des résultats des tests pour un audioprothésiste.

# 1. Notions de psychoacoustique

## 1.1 Définition

Dans la littérature scientifique apparaissent de nombreuses définitions de la psychoacoustique ; plutôt que de toute les synthétiser, en voici quelques unes, apportant chacune son lot d'informations sur cette science qu'est la psychoacoustique.

*« 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 ».* [1]

*« C'est la relation entre le phénomène physique vibratoire acoustique, la perception que nous en avons, et l'organisation que nous en faisons ».* [2]

*« La psychoacoustique est à la jonction de l'acoustique, de la psychologie et de la physiologie. Elle est l'étude de la manière que nous avons de percevoir les sons. Elle s'intéresse plus particulièrement à la relation entre les échelles physiques et la perception ».*  
[3]



« La psychoacoustique est l'étude des relations entre les sons et leur interprétation par le cerveau. Cette discipline apparaît comme une branche de la psychophysique à travers la relation étudiée entre les stimuli sensoriels et la réponse comportementale ou psychologique qu'ils provoquent. En raison des différentes variations des résultats observés, un traitement statistique des résultats est alors souvent employé. Plusieurs directions de recherche de la psychoacoustique traditionnelle concernent la perception des hauteurs, de l'intensité, du volume et du timbre. Mais, les œuvres contemporaines font appel à des concepts de niveau plus élevés tels que la perception auditive, le flux et l'analyse de scène auditive ». [4]

« La **psychoacoustique** est l'étude des sensations auditives de l'homme. Elle se situe donc à la frontière entre l'acoustique, la physiologie et la psychologie. L'acoustique étudiera la nature et les propriétés des ondes sonores qui arrivent au tympan. La psychoacoustique étudiera comment elles sont captées par le système auditif et la manière dont elles sont interprétées par le cerveau. De cette étude on déduit que la perception des caractéristiques d'un son n'a pas de valeurs de mesure objectives. Les attributs du son sont le résultat d'un mécanisme de décision au niveau neurophysiologique ». [5]

En physique, la taille d'un individu, sa température corporelle, ou encore sa glycémie peuvent être mesurés directement. Il n'en va pas de même pour les capacités sensorielles et perceptionnelles telles que l'audition. Pour savoir comment cet individu entend, et comment les sons sont perçus, nous sommes dans l'obligation de le lui demander. En d'autres mots, l'évaluation de l'audition, consiste en grande partie en la présentation d'un stimulus et en la mesure de la réponse à celui-ci.

## 1.2 Perception et cognition

Le rôle du cerveau dans la perception est particulièrement important car il fournit un gros travail d'analyse pour distinguer, reconnaître et évaluer les sons, selon leur hauteur bien sûr, mais surtout selon leur évolution au cours du temps (le terme émotion dérive étymologiquement de ce sens du mouvement). Le cerveau permet aussi la corrélation entre les deux oreilles afin de situer le son dans l'espace (différence d'intensité et phase). C'est aussi lui qui nous permet de reconnaître un instrument de musique ou une personne précise. L'oreille, elle, ne fait que transmettre des informations brutes. Il semblerait, mais le débat toujours virulent est ouvert, qu'une grande partie du travail effectué par le cerveau soit apprise et non innée.

Ainsi, la perception du timbre, et même de la justesse peut varier d'une personne à une autre, indépendamment de ses goûts personnels, non seulement à cause de la dégradation de son système auditif, mais également en raison d'une altération de ses facultés neurologiques. Une autre raison de cette différence de perception tient bien évidemment au filtrage effectué par un système auditif vieillissant. Ainsi, de même qu'un filtre optique masque ou met en évidence des éléments d'une image, l'oreille peut masquer ou mettre en évidence les éléments constitutifs du son, faisant varier d'autant sa perception.

[6]

## 1.3 Perception et sensation

Les phénomènes perçus ne peuvent être mesurés sur une échelle de mesure continue. Ce sont avant tout des phénomènes temporels, c'est-à-dire que leur mesure n'est pas constante pour tous les instants (t) de la vibration. Pour nous faire comprendre le phénomène sonore tel qu'il s'inscrit dans le temps, le sonographe, appareil apparu dans les années 1950, a utilisé une représentation tridimensionnelle (fréquence, amplitude, temps) qui, quoique commode, reste grossière. La psychoacoustique doit donc contribuer à l'étude des relations entre paramètres acoustiques et attributs sensibles.

L'oreille humaine est un organe complexe, imparfait mais cependant très performant. Nous rappellerons que les deux sens de l'art sont la vue et l'ouïe, car leurs champs opératoires s'étendent de l'immédiateté aux profondeurs de l'inconscient. La vue a permis de capter des objets, donc de les nommer et d'en tirer des concepts. Elle est à la base du raisonnement scientifique. L'appareil phonatoire, qui donne à entendre et réentendre des sons organisés en langage, ne peut quant à lui transcrire ces concepts que sous une forme éphémère. Cet éphémère est à la base de la charge d'émotion que transporte la musique. L'ouïe, en recueillant ces transcriptions, recueille donc plus l'émotion que la notion, car elle ne peut les fixer. L'information y est par conséquent plus d'ordre qualitative que quantitative, et l'ambiguïté de la mesure de cette information se comprend mieux. L'ouïe et la vue sont les deux sens qui nous transmettent des informations sur le temps et sur l'espace. Mais l'inégalité entre les rayonnements sonores et les rayonnements lumineux est pour beaucoup à l'origine d'une flagrante inégalité entre ces deux sens. Le seuil de perception d'un son par l'oreille est situé à  $10^{-16}$  W, quand le seuil de perception d'une source lumineuse ponctuelle (à l'œil nu) est situé à  $10^{-18}$  W. La vue est donc un sens réservé à l'immédiat. L'ouïe, en véhiculant des indications d'un autre ordre, nous renseigne beaucoup plus sur ce qui est du domaine de l'émotion, des sentiments : par exemple, outre qu'elle peut porter plus d'informations, la voix au téléphone peut nous en dire autant sur l'état psychologique de l'interlocuteur qu'une photo. [7]

#### 1.4 Caractères perçus

Théoriquement, le seuil est la limite entre le perceptible et l'imperceptible :

- En dessous du seuil on ne perçoit pas (infraliminaire),
- Au dessus du seuil on perçoit (supraliminaire).

Tous les stimuli acoustiques ne sont pas forcément perçus :

- Sons trop faibles,
- Sons trop aigus : ultrasons ( $f > 20\text{kHz}$ ),
- Sons trop graves ( $f < 2\text{Hz}$ ).



**Figure 1.1** Diagramme de Wegel et limites du champ auditif humain [8]

L'organisation est complexe ; l'identification et l'organisation se fait sur différents paramètres plus ou moins simples :

- Paramètre énergétique (intensité),
- Paramètre fréquentiel (en Hz),
- Paramètre temporel (en s),
- Paramètre lié au timbre.

Le phénomène de la perception auditive est en général indissociable du contexte :

- Critères visuels,
- Passé,
- Sémantique,
- Autres phénomènes perceptifs.

L'organisation des évènements sonores correspond finalement à un problème d'organisation de *percepts* qui tient de la *psychologie*.

### 1.5 Critère acoustique et attribut perceptif

Pour chaque sensation, ou attribut perceptif, correspond un phénomène acoustique et sa grandeur, qui correspondent à une unité psychoacoustique :

<b>Attribut perceptif</b>	<b>Phénomène acoustique</b>	<b>Unité psychoacoustique</b>
Niveau ou intensité sonore	Puissance (dB SPL)	Sonie (dB A) et Phonie (en Sones)
Perception de la hauteur	Fréquence (Hz)	Tonie
Perception des durées	Temps (s)	Chronie
Autre	Spectre	Timbre

**Tableau n°1** : Equivalence psychoacoustique d'un phénomène acoustique

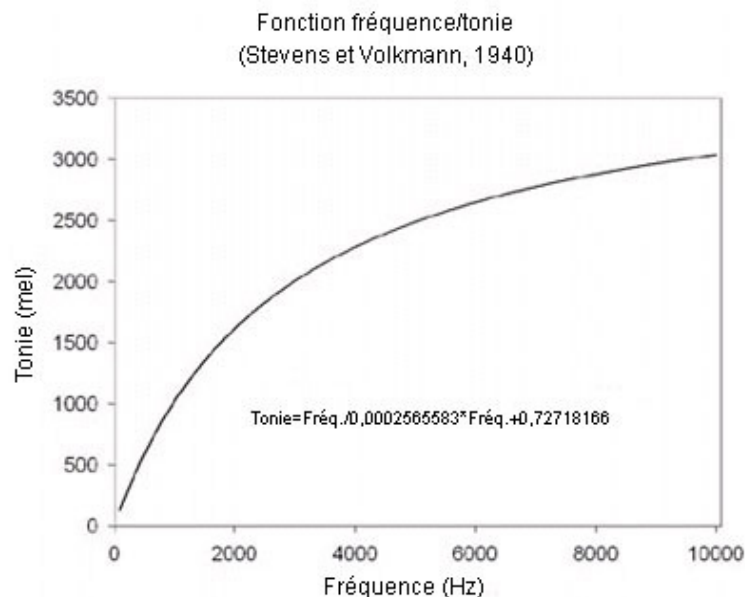
Ainsi, en psychoacoustique on parle de *sonie* pour les paramètres d'intensité, de *tonie* pour les paramètres fréquentiels, et de *chronie* pour les paramètres temporels. Le terme *chronie* est cependant peu employé.

## 1.6 Champs d'application

Jusqu'à très récemment, les recherches en psychoacoustique se sont concentrées sur le comportement du système auditif périphérique plutôt que sur les détails du processus cognitif.

La psychoacoustique est un domaine vaste, qui touche dans ses diverses applications à la médecine, à la musique, à l'informatique, à la neurologie, à l'urbanisme, à la linguistique, à la production industrielle. Dans chacun de ces domaines existent des unités de recherche ou des structures de production, voire les deux.

La recherche en psychoacoustique nous aide à saisir le lien qui existe entre les propriétés physiques d'un son et la manière dont l'oreille humaine perçoit ce son. Ainsi, pour l'auditeur, l'énergie d'un son correspond à l'intensité de ce dernier, tandis que sa fréquence correspond à sa hauteur (tonie). La fonction reliant les caractéristiques physiques d'un son et la façon dont ce son est perçu est souvent une fonction non linéaire. Par exemple, Stevens et Volkman ont découvert en 1940 que la relation entre la fréquence et la tonie perçue d'un son est telle que décrite dans la figure ci-dessous. [9]



**Figure 1.2 :** Courbe représentant la tonie, exprimée en mels, en fonction de la fréquence, exprimée en Hertz [10]

L'étude des liens entre les propriétés physiques des sons et la façon dont ces sons sont perçus nous aide également à comprendre les limites et la variabilité de l'ouïe. Ainsi, les êtres humains n'ont pas tous la même aptitude à entendre les sons à haute fréquence. Les jeunes perçoivent fréquemment les sons allant jusqu'à 17 ou 18 kHz, tandis que beaucoup de personnes âgées n'entendent pas les fréquences supérieures à 8 kHz. D'autre part, certaines fréquences composant un son, physiquement présentes dans le signal, peuvent être rendues inaudibles par la présence d'autres composantes importantes situées à proximité dans le domaine temporel ou dans le domaine fréquentiel. Ce phénomène, appelé «masquage», varie considérablement d'un sujet à un autre.

Les progrès récents dans le domaine du codage source audio sont en grande partie dus à l'exploitation du phénomène de masquage de l'oreille humaine. Des modèles psychoacoustiques sont utilisés dans les codeurs audio pour identifier les composantes inaudibles des sons à coder. En ignorant ces composantes inutiles, il est possible de réduire sensiblement le débit binaire requis pour transmettre ou enregistrer le signal audionumérique. L'efficacité des algorithmes de codage varie généralement avec le contenu du signal audio et certains algorithmes de codage exploitent mieux les propriétés psychoacoustiques de l'oreille humaine que d'autres.

La psychoacoustique a aussi facilité l'élaboration de nouvelles méthodes pour mesurer objectivement la qualité sonore des systèmes audio en général, et des codecs<sup>1</sup> audio en particulier. Une de ces méthodes, baptisée PEAQ (Perceptual Evaluation of Audio Quality - évaluation perceptuelle de la qualité sonore) a été normalisée par l'Union internationale des télécommunications (UIT).

Certains éléments du modèle PEAQ de l'UIT sont tirés d'un modèle plus ancien, Perceval, un outil mis au point par le CRC pour mesurer objectivement la qualité sonore des codecs audio. Le modèle du système auditif périphérique de Perceval a été créé dans le cadre d'un contrat avec l'Université de Sherbrooke (Québec), au Canada. Un modèle cognitif, qui analyse le signal généré par le modèle du système auditif périphérique, a été créé et ajouté à Perceval par les chercheurs du CRC. Le modèle cognitif génère une mesure de la qualité sonore d'un signal ou encore une mesure du seuil de détection d'un son en présence

---

<sup>1</sup>

d'un autre. Perceval reproduit les phénomènes psychoacoustiques élémentaires se produisant dans l'oreille humaine (tel le masquage) et mesure objectivement la qualité d'un signal sonore traité par une pièce d'équipement audio tel qu'un codec audio. Cette mesure objective est bien corrélée avec la qualité subjective attribuée par des sujets humains.

L'utilisation de modèles de l'oreille humaine permet d'optimiser les performances de certains appareils de traitement des signaux audio ainsi que des équipements de mesure de qualité du son. Ceci est possible parce que le fonctionnement de l'oreille humaine est suffisamment bien connu et peut être modélisé en temps réel avec la technologie d'aujourd'hui. Néanmoins, certains aspects de la perception du son sont encore méconnus.

De nombreux champs d'application :

- sociologie : musique d'ambiance, de publicité, d'annonce...,
- urbanisme, ergonomie : protection contre la fatigue auditive au travail, dans la rue, chez soi, sur son ordinateur...,
- psychologie, acoustique, marketing : perception et classification des bruits de voiture, de moteurs, de portières...,
- militaire, ergonomie : aide à la navigation (pour les voitures, les avions, les chars...), message d'information ou d'alarme, reconnaissance des bruits-marins, système experts de reconnaissance, aide à la décision, aide à la spatialisation (pilote de chasse)...,
- musical : aide à la composition,
- traitement du signal : codage psychoacoustique (encodage MP3, MPEG-audio, téléphone cellulaire,...),
- physiologie et neurologie : traitement des troubles auditifs,
- restitution sonore : spatialisation, matériel HIFI...,
- multimédia : spatialisation (virtualisation de l'espace sonore) des sources sonores, richesse de l'environnement sonore des jeux, synthèse musicale.



La psychoacoustique est bien évidemment essentielle dans le fonctionnement des aides auditives, car le signal acoustique restitué peut être artificiellement modifié par ces appareils de façon à améliorer la perception pour les utilisateurs. L'avancée des recherches et connaissances en psychoacoustique est primordiale pour apporter de nouvelles solutions aux personnes malentendantes.

## 1.7 Nomenclature et précautions d'usage

Pour la compréhension de la suite de ce mémoire, certaines remarques sont à noter. Rappelons également les notions de son pur et son complexe, présent dans les parties à suivre :

Son simple ou pur : sinusoïde,

Son complexe : bruit blanc gaussien faible bande.

### Remarque:

- Il n'est pas possible de comparer deux sinusoïdes directement, car la somme de deux sons purs de fréquences voisines produit des battements facilement discernables.
- Le problème de la représentation mentale des événements sonores est très important. En effet les processus de mémorisation font appel (à un état conscient ou pas) à une étape de représentation symbolique des stimuli perçus. Par exemple, dans le domaine visuel, on ne souvient pas de l'image d'une scène, mais de ce qui a été reconnu dans la scène. Dans le domaine sonore, on se souvient par exemple de la mélodie d'une chanson, parce que nous sommes capables d'obtenir une représentation mentale de la succession des notes, et chaque note est également représentée de façon plus ou moins consciente, par un symbole correspondant par exemple à sa notation dans la gamme occidentale.
- On remarquera dans les paragraphes qui suivent la parfaite adéquation entre les systèmes de production sonore que notre espace utilise (la voix humaine produit essentiellement de l'énergie entre 1 et 3kHz), et les systèmes de réception (notre

oreille est la plus sensible entre 1 et 3kHz). Il existe une autre similarité troublante entre la forme d'onde des impulsions *glottales* (i.e. la forme d'onde produite par chaque impulsion des cordes vocales), et la réponse impulsionnelle du filtre d'analyse développé par l'oreille (*gammatone filters*) pour discriminer les fréquences des sons. Nous nous contenterons de dire que la nature est bien faite.

## 1.8 Sonie et tonie

La sonie et la tonie (hauteur) font référence à la façon dont on perçoit la manifestation physique de l'intensité et de la fréquence. [11]

Il peut paraître étrange de faire une distinction entre les deux, car tout le monde sait qu'un son avec une grande intensité est plus « fort » qu'un son de plus petite intensité, et qu'un son de haute fréquence a une grande hauteur (il est aigu). Ces constats sont vrais, cependant nous verrons qu'il y a plus qu'une simple relation entre le monde perceptionnel de la sonie et de la tonie et le monde physique de l'intensité et de la fréquence.

### 1.8.1 Sonie

#### *Définition*

Selon sa fréquence, un son de même intensité peut nous paraître d'un niveau sonore différent. Ce constat est normal car la sensation sonore d'intensité n'est pas la même en fonction de la fréquence. Cette sensation d'intensité s'appelle la **sonie**. [12]

La **sonie** ou *loudness* est une quantification de la perception du bruit chez l'être humain. Elle est exprimée en phone ou en sone.

Le phone correspond à la valeur de l'intensité perçue.

Par définition, 1 sone correspond à un son de fréquence 1000 Hz et de pression acoustique 40 dB ; et  $x_{sones} = 10 \log 2^{(x \text{ phones} + 40)}$  (1) [13]

2 sones correspondent à la sensation d'écouter un son 2 fois plus important que celui qui vaut 1 sone. Il s'agit bien là d'une quantification de la perception humaine du bruit puisque le fait de doubler la pression acoustique d'un son (en dB) ne procure pas nécessairement la sensation que l'amplitude de ce son a été doublée.

Il existe 2 types de sones :

- la **sonie totale** d'un son complexe (Norme ISO 532 A) ,
- la **sonie spécifique** d'un son complexe (Norme ISO 532 B).

La **sonie totale** donne la perception de gêne qu'un son complexe procure chez l'être humain (grâce aux travaux de Zwicker) et s'exprime en sones. Par exemple, un son pur de 90 dB à 1000 Hz occasionnera une gêne supérieure à un autre son pur de 90 dB à 500 Hz. Et pourtant leur pression acoustique est identique à 90 dB.

Un son complexe étant seulement le recouvrement de plusieurs sons ayant chacun une fréquence et une pression acoustique qui lui est propre. On peut retrouver les fréquences et les niveaux de pression acoustique que constituent un son complexe grâce à une transformée de Fourier ou F.F.T. (Fast Fourier Transformation) ; mais la plupart du temps on utilise les bandes de tiers d'octave.

La **sonie spécifique** d'un son complexe s'exprime en *sones/bark*. Elle apporte des informations supplémentaires à la sonie totale car elle permet une représentation graphique des sons les plus gênants : [*sones = f(barks)*]. Les barks représentent des bandes de fréquences, appelées « bandes critiques » (notions détaillées dans la partie suivante : 1.9). Elles sont au nombre de 24. C'est Eberhard Zwicker qui les a mises en place afin de permettre la meilleure représentation possible de la sonie spécifique. [14]

Ces 24 bandes critiques comprennent les fréquences allant de 0 à 15500 Hz. La sonie totale est l'aire comprise sous cette courbe. Et cette courbe a pour particularité d'avoir des enveloppes qui indiquent les sons éventuels (à une fréquence, et une pression acoustique définies) qui peuvent être masqués. Imaginons que l'on écoute un son pur de 1000 Hz à 80 dB. Si l'on ajoute ensuite un son de 1100 Hz à 50 dB (ces 2 sons ajoutés l'un à l'autre forment donc un son complexe), on n'entendra absolument pas ce dernier. C'est l'objet de la sonie spécifique : montrer les sons qui sont masqués, non entendu à l'oreille humaine, même s'ils existent physiquement.

Grâce à la courbe de sonie spécifique, on déduit la sonie totale  $St$  comme suit :

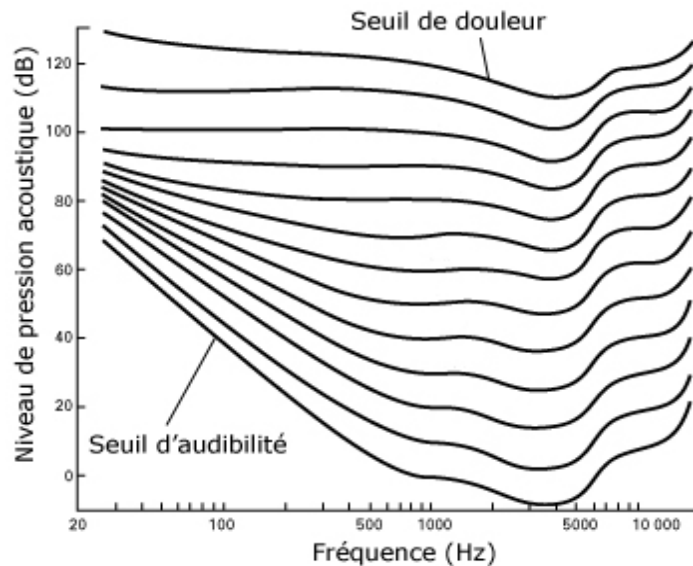
$$St = \int_0^{24\text{barks}} N(z) dz \quad (2)$$

où  $N(z)$  est la courbe de sonie spécifique (en *sonne/bark*). Attention, il est strictement interdit de passer des barks aux hertz, le calcul de l'intégrale est différent et la valeur obtenue n'a aucun sens.

### *Courbes isosoniques*

Fletcher a mis au point un système de courbes, représentant la même sensation d'intensité en fonction de la fréquence. On y voit apparaître que les sons de basses fréquences et de hautes fréquences ont, pour une même sonie, une intensité beaucoup plus forte que les fréquences moyennes. Cet ensemble de courbe porte le nom de **courbes isosoniques**. [15]

Ce système de courbe isosoniques a fait apparaître la notion de niveau de sensation (sensation level = SL), équivalent au nombre de décibels au dessus du seuil, et mesuré en dB SL.



**Figure 1.3 :** Courbes isoniques, représentant le niveau de pression acoustique (en dB) en fonction de la fréquence (en Hz), pour différents niveaux sonores allant du seuil d'audibilité au seuil de douleur [16]

Par ce graphique, on peut observer que la sonie est fonction de la fréquence.

Il est par ailleurs intéressant de savoir aussi quelle intensité est requise pour qu'entre deux sons de fréquences distinctes, une sensation d'iso-sonie soit perçue. Par exemple, combien faut-il de dB pour qu'un son à 100 Hz ait la même sonie qu'un son de 1000 Hz à 40 dB SL ?

Nous pouvons répondre à cette question en présentant un son pur de fréquence 1000 Hz et d'intensité 40 dB alternativement avec différents niveau d'intensité d'un son pur de fréquence 100 Hz. On demande au sujet lequel des sons purs de fréquence 100 Hz semble de plus forte, de plus faible, ou d'intensité équivalente au son pur de référence 1000 Hz.

En fonction de la sonie et de la fréquence, le comportement de notre oreille varie et des **phénomènes de masquage** apparaissent.

## 1.8.2 Tonie

### *Définition*

La tonie, ou hauteur d'un son, correspond à la sensation de fréquence d'un son.

Mais au-delà de 1 000 Hz, la fréquence doit être plus que doublée pour produire une sensation de hauteur double. L'échelle de tonie est graduée en mels (figure 1.2).

Pour attribuer une hauteur précise à un son, il faut que celui-ci ait non seulement un certain niveau de pression acoustique (appelé seuil de perception tonale) mais aussi une durée d'au moins 10 millisecondes. En dessous de cette limite, le son tend à être perçu comme un clic. [17]

### *Tonie d'un son complexe*

La plupart des sons complexes que nous percevons peuvent être classés sur une échelle allant du grave à l'aigu. Quand ces sons complexes sont périodiques, cet attribut perceptif de hauteur correspond à la fréquence fondamentale. Toutefois, la hauteur d'un son complexe est perçue même si cette fréquence fondamentale n'est pas présente physiquement dans le signal (phénomène dit du *fundamental absent*) : ainsi le téléphone qui ne laisse pas passer la fréquence fondamentale de la voix (située entre 100 et 250 Hz en moyenne) nous permet pourtant de reconnaître si notre interlocuteur est un homme ou une femme. La théorie classique dite théorie spatiale de la représentation des fréquences (*place theory*) postule que le stimulus, analysé spectralement, excite la membrane basilaire en différents points correspondant aux différentes fréquences de ses composantes. La hauteur perçue serait alors liée à la localisation sur la membrane basilaire du maximum de l'enveloppe d'excitation produite par le stimulus et donc à la distribution de l'activité nerveuse entre les différentes fibres. Cette théorie, qui peut s'appliquer aux sons purs, ne permet pas d'expliquer le phénomène du *fundamental absent*, puisque celui-ci n'a aucune représentation spatiale dans la cochlée. Dans ce dernier cas, tout se passe comme si la fréquence fondamentale était reconstituée à partir de la mesure de l'écart de fréquence entre les harmoniques présentes. Par exemple, un son composé de 5 harmoniques – 600, 800, 1 000, 1 200 et 1 400 Hz – a une hauteur perçue de 200 Hz. Une théorie qui, se substituant à la théorie spatiale, est appelée théorie temporelle suggère que la hauteur d'un

stimulus est liée aux écarts temporels entre les impulsions nerveuses produites par ce stimulus. On a observé que, dans les fibres du nerf auditif, les intervalles entre deux impulsions nerveuses successives correspondent soit à la période, soit à des multiples entiers de la période de l'onde acoustique. Cette organisation temporelle fournirait ainsi un indice de hauteur. Toutefois, ce synchronisme disparaît pour des fréquences supérieures à 5 kHz, niveau où d'ailleurs le sens de hauteur musicale n'existe plus.

Il est maintenant établi que ce n'est pas la fréquence fondamentale elle-même qui porte l'information sur la hauteur d'un son complexe. L'essentiel de cette information provient des harmoniques du son qui sont, d'une part, séparables spatialement au niveau de la cochlée et qui, d'autre part, se situent dans le domaine des fréquences moyennes (500-1 500 Hz). Cependant, le codage de ces harmoniques à la périphérie du système auditif reste un sujet de discussion. Il semble très probable que les deux types d'information (distribution d'activité entre les fibres et synchronisme des décharges nerveuses) soient disponibles et utilisables. Quant aux mécanismes plus centraux qui permettent d'extraire, à partir de ces informations, une hauteur du son, ils font, eux aussi, l'objet d'un recours à plusieurs modèles théoriques qui se trouvent en conflit. Pour certains, le « processeur central de hauteur », disposant d'informations sur les hauteurs des différentes composantes spectrales, aurait pour tâche de « reconnaître une forme » et de reconstituer une fréquence fondamentale virtuelle. Cette capacité à reconnaître une forme résulterait d'un apprentissage associatif qui s'effectue au cours de l'enfance. Pour d'autres, ce processeur central, qui disposerait d'informations non seulement sur la hauteur des harmoniques présentes dans le signal physique mais aussi sur celle de toutes leurs subharmoniques, n'aurait pour tâche que de sélectionner la fréquence fondamentale parmi toutes les subharmoniques représentées dans le message nerveux. Ce traitement ne nécessiterait donc pas d'apprentissage.

Dans la pratique musicale, le jeu de deux notes simultanées peut paraître ou non consonant. Cette consonance que l'on attribue à certains intervalles musicaux est liée aux rapports qu'entretiennent entre elles les hauteurs perçues des deux notes individuelles. En général, si ces rapports sont simples, les intervalles sont perçus comme consonants : ainsi la 18<sup>e</sup> quinte correspond à un rapport  $3/2$ , la tierce majeure à un rapport  $5/4$ , la tierce mineure à un rapport  $6/5$ , etc. Dans tous ces cas, plusieurs harmoniques des deux notes coïncident.

Dans le cas de rapports de hauteur non simples, les harmoniques diffèrent et peuvent produire des battements qui contribuent aux jugements de dissonance. Ces observations faites sur des sons complexes ne valent pas pour les sons purs. Une paire de sons purs simultanés tend à être jugée comme consonante dès que la séparation en fréquence dépasse la bande critique. D'autre part, si des rapports simples de hauteur perçue semblent être préférés pour des sons simultanés, cela n'est plus toujours vrai pour des sons successifs.

Ces observations sur la consonance peuvent être mises en relation avec les mécanismes qui régissent la perception de la hauteur. Plusieurs expériences montrent, par exemple, que nous préférons des intervalles musicaux ou des paires de sons qui présentent des similitudes dans l'organisation temporelle des impulsions nerveuses que les sons individuels produisent, pour leur part, au niveau du nerf auditif. Certaines autres expériences suggèrent que ces jugements s'acquièrent par apprentissage dès les premiers moments de la vie, l'individu étant exposé à des sons complexes qui sont souvent harmoniques (la parole, par exemple). De toute manière, même s'il existe une base psychoacoustique des sensations de consonance et de dissonance, il est certain que l'expérience de l'enfance, les différences individuelles et l'environnement culturel jouent aussi un rôle essentiel dans ces jugements.



## 1.9 Bandes critiques

Concernant la sonie, en cas de sommation de deux sons purs, d'intensité moyenne ou forte, de fréquence voisine, la sonie reste la même tant que l'écart de ces deux fréquences est inférieur à la largeur de la bande critique ; dès que cet écart dépasse la largeur de la bande critique, la sonie augmente. On peut ainsi déterminer la largeur de la bande critique. Le même phénomène survient si on utilise une bande de son qu'on élargit ; la sonie augmente lorsque la largeur de la bande dépasse celle de la bande critique.

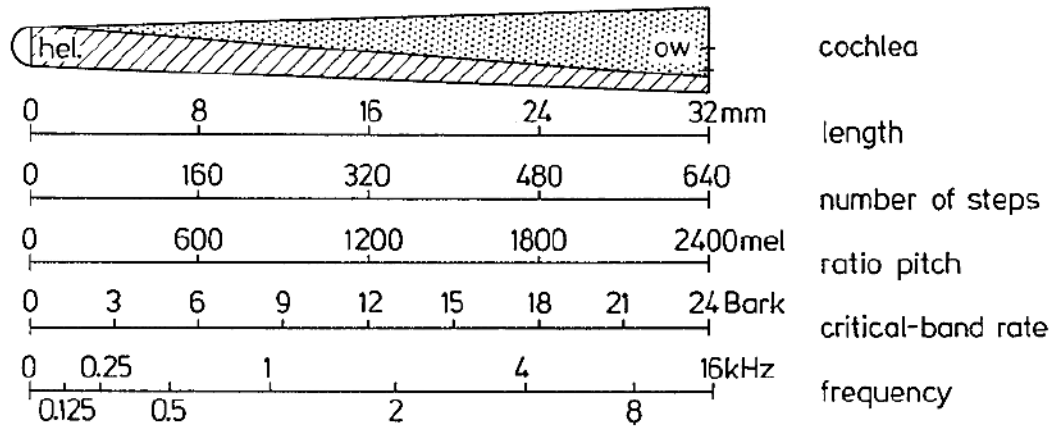
On appelle ainsi bande critique une bande de fréquences qui ont des particularités vis-à-vis de la fréquence centrale de cette bande critique. Elles intéressent notamment l'effet de masque et la sonie en cas de sommation.

Concernant l'effet de masque, un son pur est essentiellement masqué par les fréquences contenues dans cette bande critique centrée sur sa propre fréquence, pour les faibles intensités ; si le niveau s'élève, la zone masquée s'agrandit et se situe dans les fréquences élevées. [18]

La bande critique peut être comparée à un filtre passe-bande psychoacoustique centré sur une fréquence. On considère qu'il y a 24 bandes critiques juxtaposées mais non figées car chaque bande se définit par rapport à sa fréquence centrale. Cette bande critique est plus large pour les sons aigus que pour les graves :

- d'environ 100 Hz et relativement constante au-dessous de 500 Hz ;
- de 160 Hz à 1000 Hz ;
- de 700 Hz à 4000 Hz.

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



**Figure 1.4** Echelle de la hauteur, la fréquence, le nombre de bandes critiques, le nombre de pas fréquentiels, en fonction de la longueur de la cochlée [19]

24 Bark	≐	32 mm	≐	640 steps	≐	2400 mel	≐	3600 haircells
<u>1 Bark</u>	≐	1.3 mm	≐	27 steps	≐	100 mel	=	150 haircells
0.7 Bark	≐	<u>1 mm</u>	≐	20 steps	≐	75 mel	≐	110 haircells
0.04 Bark	≐	50 μm	≐	<u>1 step</u>	≐	3.8 mel	≐	5.6 haircells
0.01 Bark	≐	13 μm	≐	0.26 steps	≐	<u>1 mel</u>	≐	1.5 haircells
0.007 Bark	≐	9 μm	≐	0.18 steps	≐	0.7 mel	≐	<u>1 haircell</u>

**Figure 1.5** Echelle du nombre de bandes critiques, de la longueur de la cochlée, du nombre de pas fréquentiels, de l'échelle de hauteur et du nombre de cellules ciliées [20]

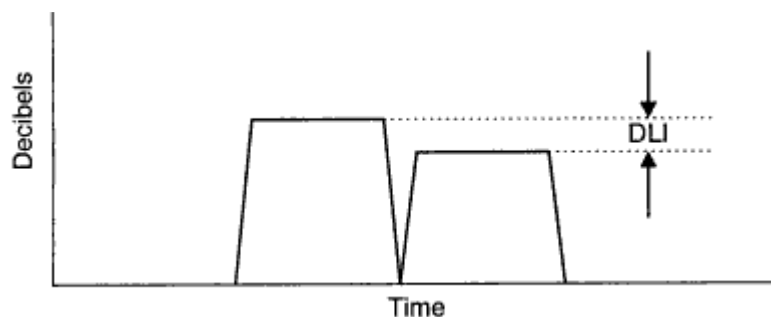
## 2. Seuils différentiels et modifications justes perceptibles d'intensité, de fréquence et de temps

Dans cette partie, nous allons aborder les paramètres de la psychoacoustique recherchés dans les tests qui seront développés dans la quatrième partie de mon mémoire, c'est-à-dire les seuils différentiels et variations juste perceptibles/discernables du son. Cette étude se fera tout d'abord au niveau de l'intensité, puis au niveau fréquentiel et enfin au niveau temporel.

### 2.1 Sensitivité différentielle

La plus petite différence perceptible entre deux sons est appelée **seuil différentiel** (difference limen : DL) ou **différence juste perceptible** (just noticeable difference : jnd).

Par exemple, la plus petite différence d'intensité pouvant être perçue entre deux sons est le **seuil différentiel d'intensité (SDI ou DLI)** ; il peut également être noté  $\Delta I$ . Ainsi, pour deux sons A et B dont l'intensité diffère du seuil différentiel, si le son A a une valeur  $I$ , le son B aura une valeur de  $I + \Delta I$ . [21]



**Fig.2.1** Seuil différentiel d'intensité [22]

Cette notion de seuil différentiel s'applique également à la fréquence. Dans ce cas le **seuil différentiel de fréquence (SDF ou DLF)** noté  $\Delta f$ , est la différence juste perceptible entre les fréquences de deux sons,  $f$  et  $f + \Delta f$ .

La valeur de ces seuils différentiels est une valeur **absolue**, car elle représente la valeur minimale requise pour dissocier deux sons. Pourtant, nous pouvons observer que la valeur de ce DL n'est pas la même selon les conditions initiales de mesure. Un exemple simple illustre ce constat : il est beaucoup plus facile de discerner une légère lueur émise par une bougie dans une pièce totalement sombre, que dans une pièce très éclairée. Pour cette raison, nous devons nous intéresser au seuil différentiel relatif, qui considère autant le seuil différentiel que la valeur de base à ce dernier. Ce seuil différentiel relatif est défini par la loi de Weber.

## 2.2 Loi de Weber

Le seuil différentiel relatif (**SDR** ou **DLR**) correspond au rapport  $\frac{\Delta I}{I}$ , et est appelé **fraction de Weber**. La loi de Weber considère que cette fraction reste constante et correspond à une valeur **k**. Ainsi nous pouvons écrire  $\frac{\Delta I}{I} = k$ .

Cette relation peut facilement s'expliquer par une expérience décrite par Hirsch (1962), qui a tenté de répondre à la question : « Si nous avons un certain nombre de bougies, combien doit on rajouter de bougies pour déceler une variation de luminosité ? ». Les résultats sont repris dans le tableau n°2.

Original Candles (I)	Additional Candles ( $\Delta I$ )	New Total (I + $\Delta I$ )	Weber Fraction ( $\Delta I/I$ )	Weber's Law ( $\Delta I/I = k$ )
10	1	11	1/10	0.1
100	10	110	10/100	0.1
1000	100	1100	100/1000	0.1
10,000	1,000	11,000	1,000/10,000	0.1
100,000	10,000	110,000	10,000/100,000	0.1

**Tableau n°2:** Illustration de la Loi de Weber à l'aide de l'expérience de Hirsch [23]

La première colonne montre le nombre initial de bougies (correspondant à  $I$ ), la seconde montre le nombre de bougies rajoutées (ce qui représente  $\Delta I$  ou le DL), et la troisième colonne représente le total ( $\Delta I + I$ ). La quatrième colonne montre la fraction de Weber ( $\Delta I/I$ ) et la cinquième et dernière colonne donne le résultat de chacune de ces fractions ( $\Delta I/I = k$ ) correspondant à la loi de Weber.

Le résultat parle de lui-même, plus le nombre de bougies initiales est important, plus il faut rajouter de bougies pour apercevoir une variation de luminosité, les termes du rapport entre les deux augmente mais son résultat reste toujours le même.

La fraction de Weber est également appelée « rapport de Bouguer-Weber » d'après le nom de l'astronome français Pierre Bouguer qui mit en évidence la capacité de l'œil à s'adapter à la luminosité.

### 2.3 Seuils différentiels d'intensité et de fréquence

Bien que le seuil différentiel relatif d'intensité suit la loi de Weber en présence de bruit blanc, la valeur de  $\Delta I/I$  augmente d'une certaine importance avec l'augmentation du niveau de sensation, en présence de sons purs.

Le **niveau de sensation** (sensation level = **SL**) équivaut simplement au nombre de décibel au dessus du seuil, ainsi un niveau de 0 dB SL correspond au seuil d'audition. Un niveau de 40 dB SL est considéré comme un niveau confortable d'audition.

Il existe une relation entre  $\Delta I/I$  et le SL : près du seuil  $\Delta I/I$  est au-delà de 0,4 ; 0,3 à 40dB SL ; et 0,2 à 60 dB SL ; et encore plus petit pour des intensités supérieures.

De ce constat est apparue une approximation de la loi de Weber pour le seuil différentiel relatif d'intensité car  $\Delta I/I$  n'est pas constant. En effet, il semble être plutôt constant dans les fréquences moyennes, alors que ce n'est pas le cas pour le reste des fréquences audibles. [24]

Quant au seuil différentiel de fréquence, il s'élargit en fonction de l'augmentation de la fréquence et par la même occasion de la baisse du niveau de sensation (Wier, Jesteadt, & Grenn, 1977).

A 40 dB SL, le SDF est aux alentours d'1 Hz pour les fréquences allant de 200 Hz à 400 Hz, 2 Hz pour la fréquence 1000 Hz, 3 Hz pour la fréquence 2000 Hz, 16 Hz pour la fréquence 4000 Hz, et enfin 68 Hz pour la fréquence 8000 Hz. [25]

Pour ramener ces résultats à la fraction de Weber :  $\Delta f / f$  est minimal (0,002) entre 600Hz et 2000Hz, et augmente pour des fréquences en dehors de cet intervalle. Toutes ces valeurs augmentent alors que l'intensité diminue et se rapprochent du seuil.

## 2.4 Discrimination temporelle

L'analogie la plus proche au niveau temporel avec les seuils différentiels d'intensité et de fréquence serait le seuil différentiel de durée de signal (DL for signal duration).

Le patient entend deux signaux et doit déterminer lequel de ces deux signaux est le plus long. Le seuil différentiel de durée (SDt) augmente lorsque la durée du signal (t) augmente également. Dans ce cas la fraction de Weber  $\Delta t / t$  n'est pas constante.

Le plus petit intervalle de temps perceptible (résolution temporelle) est généralement de 2 à 3 ms chez un individu bien-entendant. [26]

## 2.5 Pouvoir séparateur temporel

La plupart du temps, les signaux acoustiques ont des formes temporelles très fines : les transitoires ou stimuli impulsionnels qui parfois ne dépassent pas quelques millisecondes. C'est le cas des craquements dont la durée est inférieure à 30 ms. Une forme temporelle aussi ténue est traitée et saisie en fonction de la constante de temps du système auditif.

Le pouvoir séparateur temporel ou constante de temps est la résultante des constantes de temps individuelles de chaque élément du système auditif. Il conditionne la quantité d'information acoustique susceptible d'être saisie et traitée par un sujet. Egalement appelé temps d'intégration, ou encore seuil de durée interstimuli, il se situe entre 25 et 50 ms.

C'est l'intervalle de temps nécessaire pour que les stimuli sonores soient perçus comme successifs et non simultanés : en dessous de ce seuil, les stimuli fusionnent.

### 3. Changements juste perceptibles du son : travaux de E.Zwicker

Dans cette 3<sup>ème</sup> partie, nous allons nous pencher sur l'étude des changements justes perceptibles du son, d'après les travaux d'Eberhard Zwicker. [27]

Deux types de variations vont être étudiées pour chaque paramètre, la première est la variation, équivalente au changement de niveau d'eau au sein d'une cuve par exemple : il y a toujours de l'eau, mais le niveau varie en fonction du temps ; la seconde est considérée comme une différence, la même différence qu'il y a entre une pomme verte et une pomme rouge. Dans ce second type, on compare un « objet » avec un autre « objet ». En acoustique, cela revient à dire que l'on compare un son avec un autre son présenté après une courte pause.

Cette distinction entre la variation et la différence, pour vouloir exprimer un changement, est importante à assimiler car les deux notions sont généralement confondues dans la littérature alors qu'elles font appel à deux processus différents de notre système auditif: la variation correspond à une comparaison rapide et directe, quant à la différence, elle active et introduit la mémoire dans le processus.

Par exemple, les variations justes perceptibles sont utiles pour établir des échelles de sensation en fonction de la position du sujet par rapport à la source sonore.

*« Cependant, même si elles ne sont pas identiques, la variation et la différence juste perceptibles sont toutes les deux les « pierres angulaires » de la « maison des sensations » » (E. Zwicker) [28]*



### 3.1 Changements juste perceptibles d'amplitude

Comme nous l'avons détaillé dans la première partie, la sonie est une sensation d'intensité. Pour de telles sensations, il n'est pas possible d'établir une échelle d'amplitude de la sensation à l'aide des changements juste perceptibles en intensité en ne voulant qu'ajouter la variation juste perceptible entre deux niveaux sonores.

Néanmoins, les variations et différences juste perceptibles de niveaux jouent toutes les deux un rôle important.

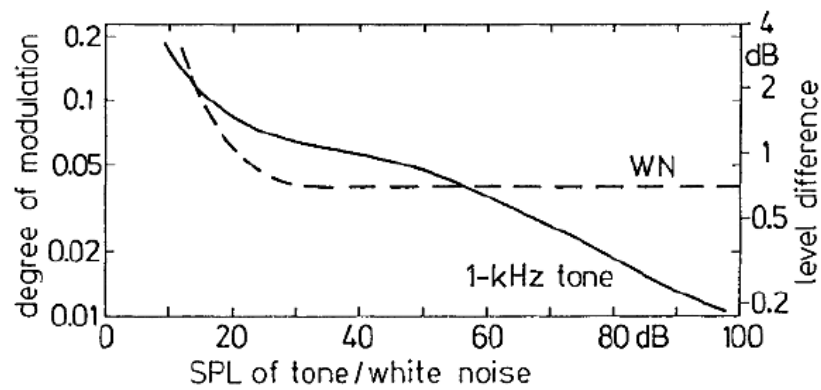
#### 3.1.1 Seuil de variation d'amplitude

En changeant brusquement le niveau de pression sonore d'un son pur, on observe une sensation qui contient non seulement un écart de niveau audible mais également la sensation d'un « clic » au moment de la chute abrupte de niveau. Cette chute brutale produit un spectre à court terme relativement large, ce qui induit un « clic » audible. Pour permettre l'audibilité de ces « clics », les variations d'intensité juste perceptibles sont souvent mesurées par modulation d'amplitude. La différence de niveaux sonores résultante,  $\Delta L$ , peut être calculée grâce au degré de modulation,  $m$ , à l'aide de l'équation suivante :

$$\Delta L = 10 \log\left(\frac{I_{max}}{I_{min}}\right) dB = 20 \log\left[\left(\frac{1+m}{1-m}\right)\right] dB \quad (3)$$

Pour  $m < 0,3$  on a :

$$\Delta L = 20 \log e^{(2m + \frac{2}{3m^3} + \dots)} dB \approx 20 \log(e \cdot 2m) dB \approx 17,5 m dB \quad (4)$$



**Figure 3.1:** Degré juste perceptible de modulation d'amplitude, et niveau sonore correspondant, d'un son pur et d'un bruit blanc, en fonction du niveau de pression sonore [29]

La figure 3.1 montre le degré juste perceptible de modulation d'amplitude (axe des ordonnées gauche) et la différence de niveau,  $\Delta L$ , correspondante (axe des ordonnées droit) pour un son pur de 1000 Hz (1-kHz tone) et un bruit blanc (WN), le tout en fonction du niveau de pression sonore. La fréquence de modulation est de 4 Hz, fréquence équivalente à la voix parlée.

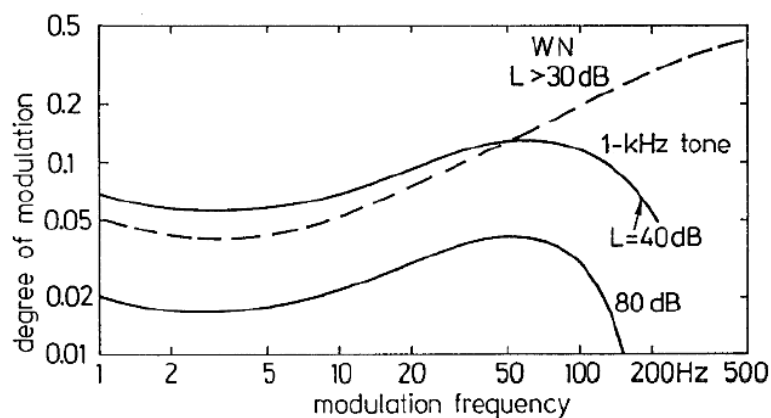
Les axes des ordonnées caractérisent la relation donnée par l'équation (3) : l'axe de gauche montre le degré de modulation,  $m$ , et l'axe de droite montre la différence de niveau correspondante,  $\Delta L$ .

Cette figure montre le degré juste perceptible de modulation sinusoïdale d'amplitude pour un son pur de 1000 Hz (ligne continue) et pour un bruit blanc (ligne pointillée) en fonction du niveau sonore, pour une  $f_{mod} = 4$  Hz.

La ligne continue montre que pour des faibles niveaux sonores (< 20 dB), de larges degrés de modulation (environ 20%) sont nécessaires pour être audible. A des niveaux de 40 dB, un degré de modulation de 6% devient juste perceptible. Pour des niveaux plus importants (> 50 dB), ce degré juste perceptible de modulation d'amplitude décroît linéairement jusqu'à atteindre, pour des niveaux supérieurs à 100 dB, une valeur proche de 1%. Cette dépendance sur le niveau sonore est également visible pour des sons purs de fréquence autre que 1000 Hz, si, au lieu du niveau sonore le niveau de sonie est utilisé en abscisse.

Les résultats obtenus pour un bruit blanc sont quelque peu différents et sont présentés sur la courbe en pointillés. Une fois de plus, pour des niveaux très bas (< 20 dB), un large degré de modulation (près de 20%) est nécessaire pour devenir juste audible. Le seuil de modulation décroît relativement rapidement et rejoint la valeur d'environ 4% à 30 dB. Cette valeur reste constante jusqu'à des niveaux très élevés, supérieurs à 100 dB.

En cherchant une raison à cette différence de modulation d'amplitude juste perceptible entre sons purs et bruits, il est nécessaire de se rappeler que les bruits larges bandes ne produisent pas que des excitations centrales, mais aussi des excitations périphériques, la pente de ces excitations dépend du niveau sonore. Il se peut que cette différence soit l'une des raisons de l'écart de résultats observé. Les deux échelles utilisées en ordonnée indique qu'un degré de modulation de 6% correspond à un changement de niveau d'1 dB. Cette valeur est caractéristique, et est souvent retrouvée au travers de l'étude de l'audition et du système auditif ; il est ainsi intéressant de constater que le degré juste perceptible de modulation d'amplitude pour un son pur de 1000 Hz semble avoir tendance à se stabiliser à une valeur d'environ 6% (correspondant à 1 dB) lorsque le niveau augmente (< 50 dB), pour ensuite décroître parallèlement à l'augmentation du niveau sonore (> 50 dB).



**Figure 3.2 :** Degré juste perceptible de modulation d'amplitude en fonction de la fréquence de modulation pour deux sons purs de 1000 Hz et un bruit blanc [30]

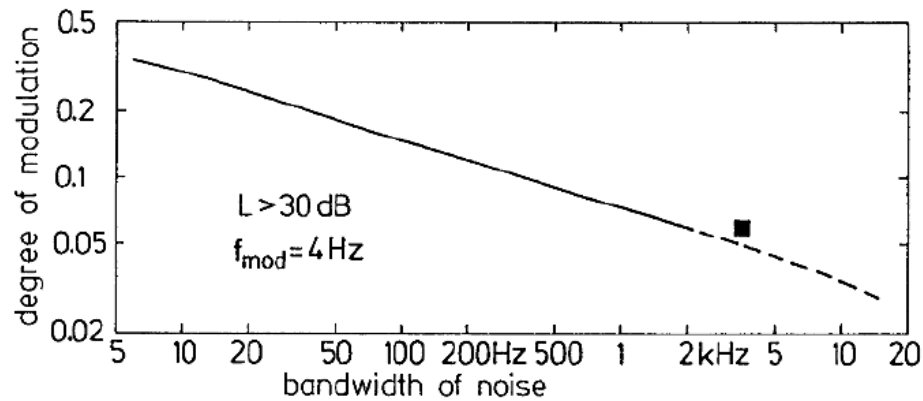
La dépendance du degré juste perceptible de modulation d'amplitude sur la modulation de fréquence est montrée sur la figure 3.2 ci-dessus, qui nous montre ce degré juste perceptible de modulation d'amplitude en fonction de la modulation de fréquence, et ceci pour un son pur de 1000 Hz à 40 dB et 80 dB (courbes continues), ou pour un bruit blanc (courbe en pointillés). Nous pouvons observer que l'oreille est la plus sensible pour une modulation d'amplitude comprise dans un intervalle de fréquence de modulation allant de 2 Hz à 5 Hz. Pour de très basses fréquences de modulation, le degré juste perceptible de modulation d'amplitude décroît légèrement, atteint son minimum (environ 0,02) à la valeur minimale de 4 Hz, augmente ensuite pour des fréquences de modulation plus élevées (60-70 Hz) et y atteint son maximum ( $> 0,1$  à 70 Hz), pour ensuite chuter brutalement au-delà ( $< 0,01$  à 150 Hz). La partie ascendante comprise entre 5 Hz et 50 Hz peut être approchée en assumant que le degré juste perceptible de modulation d'amplitude augmente avec la racine carré de la fréquence de modulation. Cela se vérifie aussi pour les fréquences porteuses autres que 1000 Hz, mais l'atteinte de la valeur maximum dépend de la fréquence porteuse dans le sens où ce maximum n'est atteint que pour de basses fréquences porteuses avec de faibles fréquences de modulation. Pour les fréquences porteuses élevées, le maximum est déplacé vers les larges fréquences de modulation, ainsi pour une fréquence porteuse de 8 kHz ce maximum est atteint pour  $f_{mod} = 400$  Hz. L'arrondi au-delà du maximum est dû au retentissement de la cochlée, pour qu'à la place d'entendre une sorte de modulation ou d'agitation, nous entendions des sons purs additionnels alors que la fréquence de modulation augmente.

La sélectivité fréquentielle de l'oreille est la raison pour laquelle ces différents critères sont utilisés. Le retentissement de la cochlée n'a pas lieu en présence de bruit large-bande, car le spectre à long terme du bruit blanc demeure constant même avec utilisation de modulation d'amplitude de haute fréquence. Par conséquent, pour le bruit, la dépendance du degré juste perceptible de modulation d'amplitude envers la fréquence de modulation n'est pas affectée par le retentissement de la cochlée.

Pour de faibles fréquences de modulation, la courbe concernant le bruit blanc (courbe en pointillés) est parallèle à celle des sons purs, mais l'incrément correspondant à  $\sqrt{f_{mod}}$  continu au-delà des hautes fréquences de modulation et ce jusque 500 Hz. A de telles fréquences de modulations correspondantes à de haut degré de modulation (environ 0,4), un autre critère est utilisé pour déterminer si le bruit est modulé ou démodulé. La large modulation d'amplitude fait croître l'intensité moyenne au-delà de 100 ms, et ce changement d'intensité et de niveau de pression sonore en général est utilisé par le sujet pour entendre la différence de niveaux. Les fluctuations produites par la modulation d'amplitude restent cependant inaudibles à de trop larges fréquences de modulation.

Les différences, sur la figure 3.1, entre les résultats pour le bruit blanc et ceux pour le son pur nous amènent à nous demander si la différence de largeur spectrale ou si différentes distributions en amplitude des deux sons sont la raison de la différence.

Les pentes de l'excitation, inexistantes pour des bruits larges bandes, peuvent être créées en réduisant la largeur de bande du bruit à l'aide de filtres passes-bandes. En réduisant convenablement la largeur de bande, la distribution spectrale du bruit devient comparable à celle d'un son pur sinusoïdal. Notons par ailleurs, que les bruits à bande étroite (narrow-band noise) ont une répartition Gaussienne en amplitude, même si leur largeur de bande n'est que de quelques Hertz. Cette répartition Gaussienne nous amène à une modulation statistique de l'amplitude du bruit à bande étroite, qui « sonne » ainsi comme un son pur sinusoïdal modulé statistiquement en amplitude. Dans le but de mesurer cet effet sur un large intervalle de largeur de bande, il est plus pratique d'utiliser une fréquence centrale de 8 kHz pour un bruit passe-bande. A 8 kHz la largeur de bande critique est d'environ 2 kHz, donc la dépendance de la modulation juste audible sur la largeur de bande peut-être mesurée avec de larges valeurs sans pour autant stimuler les bandes critiques adjacentes.



**Figure 3.3 :** Degré juste perceptible de modulation d’amplitude d’un bruit passe-bande en fonction de la largeur de bande. La fréquence centrale du bruit, utilisé comme bruit blanc, est de 8 kHz ; une modulation d’amplitude en onde carrée est utilisée. Le carré noir à droite du graphique correspond à une variation de niveau de 1 dB sur la plus large bande critique [31]

La dépendance du degré juste perceptible d’une onde-crénelée de 4 Hz de modulation d’amplitude sur une fréquence centrale de 8 kHz, est indiquée par la ligne continue sur la figure 3.3, et ceci en fonction de la largeur de bande. Pour des bandes très étroites, le degré juste perceptible de modulation d’amplitude est proche de 40%, relativement étroit et incomparable au résultat en présence de son pur. Ensuite, plus la bande s’élargit, plus le degré juste perceptible de modulation d’amplitude diminue jusqu’à atteindre la valeur d’environ 6% pour une largeur de bande de 2 kHz (correspondant à environ une bande critique).

La largeur de bande critique est obtenue vers la fin de la courbe continue. Alors que la largeur de bande augmente encore en présence de bruit blanc, les 24 bandes critiques qui composent la cochlée contribue finalement à une sensation auditive. Cet intervalle est indiqué par la ligne pointillée de la figure 3.3 : l’augmentation de la largeur de bande au-delà de celle d’une bande critique, c’est-à-dire une largeur de bande proche de celle d’un bruit blanc, conduit toujours à une baisse du degré de modulation allant jusque la valeur de 3%. Cette valeur est quelque peu inférieure à celle observée sur la figure 3.1. Comme signalé plus haut, l’expérience de la figure 3.3 est réalisée à l’aide d’une modulation d’amplitude de forme d’onde crénelée; ceci dans le but de comparer les données produites par masquage

d'un bruit blanc par un autre bruit blanc. Le carré noir représente la plus large bande critique possible, soit 3,5 kHz, à l'extrémité de l'intervalle des fréquences audibles, et pour un niveau sonore d'1 dB correspondant à un signal sinusoïdal de 4 Hz avec une modulation d'amplitude de 6%. Ce changement de niveau sonore d'1 dB joue un rôle prédominant dans le modèle de variations juste perceptibles de faibles niveaux.

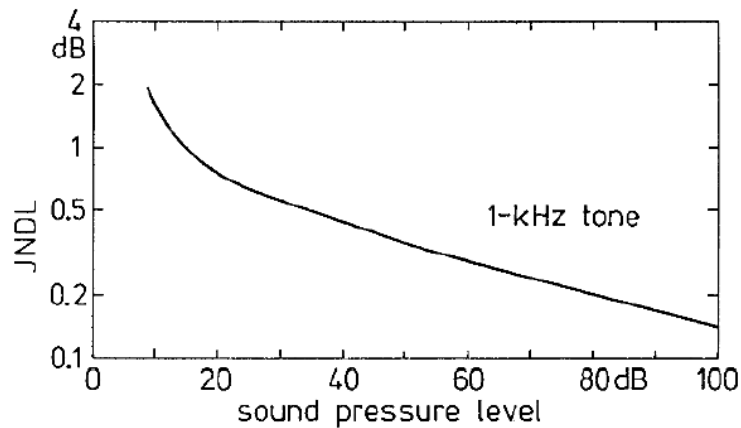
Pour les largeurs spectrales des bruits passe-bandes plus large qu'une bande critique, le degré juste perceptible de modulation d'amplitude diminue. Cette diminution de la coopération des bandes critiques entre elles, plus connu sous le terme de retentissement de la cochlée : lors de la stimulation d'une bande critique, les bandes critiques adjacentes sont stimulées également. De nombreuses données psychoacoustiques montrent une diminution du degré juste perceptible de modulation d'amplitude proportionnelle aux nombres de bandes critiques stimulées : plus il y a de bandes critiques engagées dans le processus auditif, moins le degré juste perceptible de modulation d'amplitude est important. C'est pourquoi la courbe de la figure 3.3 est une droite continue, qui inclut plusieurs bandes critiques à son extrémité avec de grandes largeurs de bandes.

Ainsi, la variable la plus importante dans ce contexte semble être la largeur de bande. Pour des bandes très étroites, la fluctuation statistique de l'amplitude des bruits bandes étroites devient audible, et vient fortement déranger le sujet qui essaie d'entendre une modulation d'amplitude périodique. C'est pourquoi le degré juste perceptible de modulation d'amplitude est plus large pour les bruits à bandes étroites que pour les sons purs, même si leurs densité spectrale est très proche.

### 3.1.2 Différences juste perceptibles de niveaux sonores

Même si les données pour les variations juste perceptibles de niveaux et les différences juste perceptibles de niveaux dépendent des techniques de mesures effectuées, les valeurs obtenues pour les variations sont, selon Eberhard Zwicker, toujours plus larges que celles obtenues pour les différences juste perceptibles. Un exemple typique est donné sur la figure 3.4. Deux types de données y apparaissent, chacune en fonction du niveau de pression sonore d'un son pur de 1000 Hz : le premier graphique montre des changements de niveaux (gauche), le second des changements de fréquences (droite). Les résultats obtenus pour les changements de niveaux (mesurés comme modulation d'amplitude juste perceptible et indiqués par des cercles ouverts) diminuent d'environ 2 dB jusque 0,7 dB, entre 30 dB et 70 dB de niveau de pression sonore. Les résultats obtenus pour les différences justes perceptibles de niveaux (cercles pleins) diminuent en fonction du niveau sonore, de 0,7 dB à environ 0,3 dB. Il y a donc un facteur de 2,5 entre les deux courbes. Cependant, la dépendance du degré juste perceptible de modulation d'amplitude sur le niveau demeure similaire à celle de la différence juste perceptible de différence de niveau. Les données obtenues pour la variation juste perceptible de fréquence (cercles ouverts sur le graphique de droite) ne montrent pas de dépendance envers le niveau. Ceci est également vrai pour la différence juste perceptible de fréquence (cercles pleins) même si les résultats sont environ 3 fois inférieurs par rapport à ceux de la modulation de fréquence. Les intervalles interquartile indique très clairement que les deux ensembles de données ne s'entrecoupent pas, c'est-à-dire que la modulation de fréquence juste perceptible ainsi que la différence de fréquence juste perceptible ne diffèrent pas seulement de part les résultats obtenus, mais aussi par leur origine : elles sont produites par des traitements de signaux différents au sein de notre système auditif.





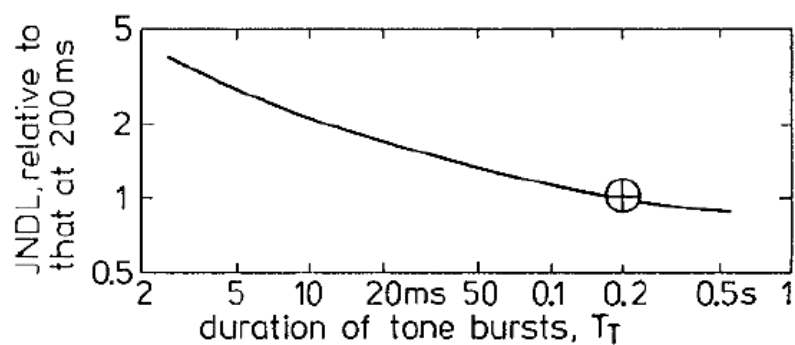
**Figure 3.5** : Différence juste perceptible de niveaux sonores d'un son pur de fréquence 1000Hz en fonction du niveau de pression sonore [32]

La dépendance de niveau est une caractéristique essentielle de la modulation juste perceptible des sons sinusoïdaux. C'est quasiment cette même dépendance de niveau qui est mesurée pour les différences juste perceptibles de niveaux sonores, comme nous pouvons le voir sur la figure 3.5.

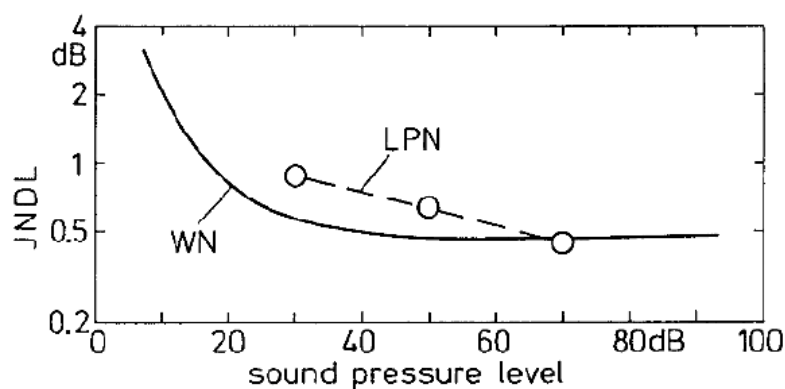
Pour de faibles niveaux sonores, en dessous de 20 dB, la JNDL (Just noticeable difference in level : différence juste perceptible de niveau) augmente franchement jusqu'au seuil, mais diminue de 0,4 dB à 40 dB jusque environ 0,2 dB à 100 dB de niveau sonore. Le décrétement ne paraît aussi important que pour la modulation d'amplitude, mais la caractéristique est similaire aux données visibles sur la figure 3.1 (ligne continue). Cette caractéristique est presque indépendante de la fréquence si, en abscisse, le niveau au dessus du seuil (dB SL), voire même le niveau de sonie (préférable) est utilisé au lieu du niveau de pression sonore. Dans ce cas, la dépendance en niveau du JNDL sur les basses et les hautes fréquences serait quasiment la même.

Selon Eberhard Zwicker, pour mesurer les différences juste perceptibles, une pause est nécessaire entre les deux sons à comparer. Pour des pauses comprises dans l'intervalle (0,1 s ; 2 s) les résultats obtenus sont indépendants de la durée d'interruption. Pour obtenir les résultats des figures 3.4 et 3.5, E. Zwicker a effectué une pause de 200 ms entre chaque émission de ces sons tests ; durée comprise dans l'intervalle précédemment cité, mais suffisamment courte pour rendre l'expérience facile au patient. Au-delà de la durée de

l'interruption séparant deux sons tests, c'est la durée de ces sons qui est elle aussi importante car elle influence la grandeur de la JNDL. En prenant comme référence la différence de niveau mesurée avec une pause de 200 ms entre chaque son test, Zwicker a cherché à observer la dépendance de la JNDL sur la durée des « tones-bursts », les résultats sont visibles sur la figure 3.6. La JNDL augmente d'un facteur de 5 lorsque la durée des « tones-bursts » est réduite de 200 ms à 2 ms. Cela correspond à une pente de -6 dB/octave dans cet intervalle. Pour une durée supérieure à 200 ms, la JNDL ne diminue pas plus.



**Figure 3.6 :** Différence juste perceptible de niveaux sonores pour un son pur de fréquence 1000 Hz (basée sur les différences observées pour une pause de 200 ms) en fonction de la durée de tones-bursts [33]



**Figure 3.7 :** Différence juste perceptible de niveaux sonores pour un bruit blanc (WN) et pour un bruit passe-bas avec une fréquence de coupure à 1000 Hz (LPN), en fonction du niveau de pression sonore [34]

Passer de sons purs à des bruits larges bandes affecte la dépendance de la JNDL sur le niveau de pression sonore. Comme indiqué sur la figure 3.7, la dépendance de niveau disparaît presque complètement en présence de bruit blanc dans l'intervalle de pression sonore allant de 40 dB jusqu'au-delà de 100 dB. Si ce bruit blanc est modifié par un filtre passe-bas, la dépendance de niveau devient à nouveau perceptible, ce qui est visible sur la figure 3.7 par la courbe en pointillés. La taille de la JNDL autour de 60 dB de pression sonore est d'environ 0,5 dB pour les bruits les plus larges bandes.

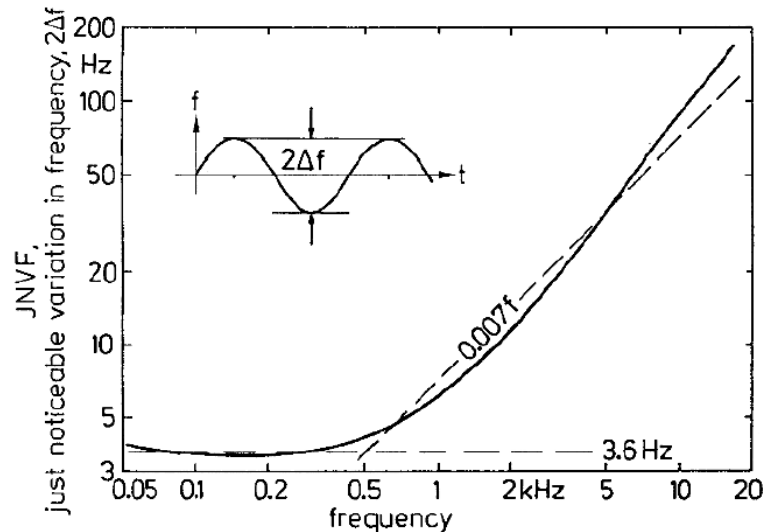
## 3.2 Changements juste perceptible de fréquence

L'adaptation de l'endroit de stimulation sur la membrane basilaire en fonction de la fréquence de l'onde sonore perçue est un facteur fondamental de la sensation de hauteur. Les basses fréquences stimulent les cellules ciliées de l'organe de Corti près de l'hélicotrème, alors que les hautes fréquences stimulent les cellules proches de la fenêtre ovale. Cette adaptation suggère que la sensation de hauteur correspond à la catégorie des sensations de position, ainsi il est possible d'établir une courbe de sensation en fonction de la hauteur à partir des changements juste perceptible de fréquence. De ce point de vue, les variations justes perceptibles de fréquence sont plus importantes que celles concernant l'amplitude ou les niveaux sonores. Parce que les variations juste perceptible de fréquence, c'est-à-dire dans le stimulus, conduisent à des valeurs constantes correspondantes aux différentes valeurs de l'échelle de hauteur, c'est-à-dire au niveau sensitif, nous sommes capable de construire une relation entre la fréquence et la hauteur, rien qu'en intégrant les variations juste perceptibles. De ce point de vue, une fonction hauteur similaire à celle établie en doublant ou réduisant de moitié les données de hauteur, peut être calculée à partir des variations justes perceptibles.

### 3.2.1 Seuil de variation fréquentielle

Un changement brutal de fréquence est dans de nombreux cas couplé à un « clic » audible, ainsi, comme nous avons pu l'observé avec la mesure des variations juste perceptibles d'amplitude, les variations juste perceptibles de fréquence sont mesurés en utilisant une modulation de fréquence sinusoïdale. En théorie, une modification de fréquence,  $\Delta f$ , est définie comme le changement fréquentiel entre la fréquence constante,  $f$ , et le maximum ou le minimum. Ainsi une variation de fréquence se note  $f - \Delta f$  et  $f + \Delta f$ . Une variation totale de fréquence se note donc  $2\Delta f$  (cf. figure 3.8).

Notons que notre système auditif est le plus sensible aux modulations de fréquence sinusoïdales pour des fréquences de modulation au voisinage de 4Hz (valeur correspondant à la fréquence de modulation du langage). C'est pourquoi il faut tout d'abord se concentrer sur les résultats relatifs à cette modulation de fréquence.

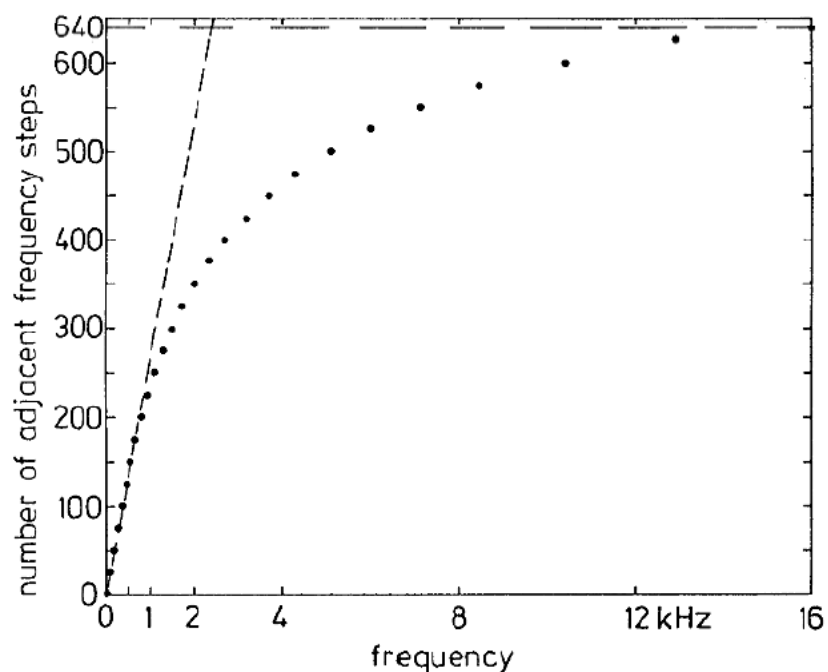


**Figure 3.8.** Modulation juste perceptible de fréquence en fonction de la fréquence pour des modulations de fréquences sinusoïdales à une fréquence de modulation de 4 Hz. Les lignes pointillées sont des approximations affines de la courbe [35]

La valeur juste perceptible,  $2\Delta f$ , est donnée sur la figure 3.8 en fonction de la fréquence centrale. Les paramètres  $\gamma$  sont : la fréquence de modulation (4 Hz) et le niveau de sonie des sons purs modulés en fréquence (60 phones). A de basses fréquences ( $< 500$  Hz),  $2\Delta f$  est à peu près constant, et en moyenne sur les différents sujets testés possède une valeur d'environ 3,6 Hz. Au-delà de 500 Hz,  $2\Delta f$  augmente dans des proportions proches de celles de la fréquence ; dans cet intervalle,  $2\Delta f$  est d'environ  $0,007f$  : ce résultat signifie qu'une variation de fréquence d'environ 0,7% est juste perceptible dans cet intervalle de fréquence. De plus, et toujours pour de basses fréquences, la variation relative juste perceptible augmente et prend la valeur de 3,6% à 100 Hz. Cela signifie qu'à 50 Hz,  $2\Delta f$  correspond à un demi-ton en musique : notre système auditif est relativement insensible aux changements de fréquence des sons purs dans cet intervalle de basses fréquences. Les sons musicaux sont cependant rarement des sons purs ; ils possèdent de nombreux harmoniques (ce sont des sons complexes), et les changements fréquentiels de ces harmoniques peuvent être plus facilement détectés que les changements fréquentiels du fondamental. Ainsi, nous écoutons en fait les harmoniques de hautes fréquences lorsque nous accordons un instrument de musique.

Les variations fréquentielles juste perceptible de 0,7% dans les moyennes et hautes fréquences paraissent étrangement faibles ; notre système auditif est tout simplement beaucoup plus sensible aux variations fréquentielles dans cet intervalle.

Il existe une forte corrélation entre les bandes critiques et la valeur de  $2\Delta f$ . En effet, en admettant que la sensation de hauteur corresponde à une sensation de position, il est possible de construire une relation entre hauteur et fréquence en utilisant le fait que l'incrément juste perceptible de fréquence conduit à un incrément constant de sensation, indépendamment de la fréquence.

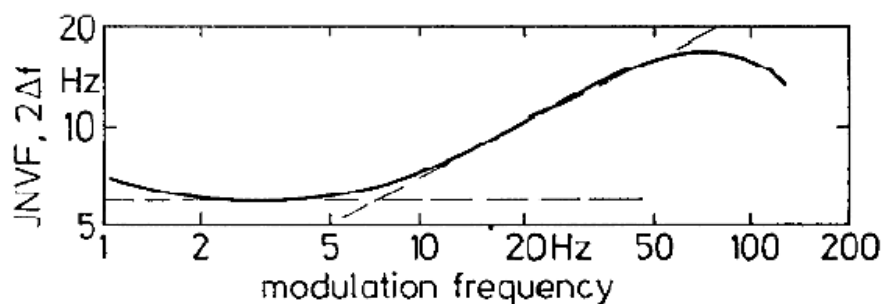


**Figure 3.9 :** Nombre de pas fréquentiels adjacents basés sur les variations fréquentielles juste perceptibles, disposés consécutivement selon une certaine fréquence utilisée en abscisse. Les 25 pas correspondent aux espaces entre chaque point. La ligne pointillée indique l'approximation affine sur les basses fréquences [36]

La figure 3.9 montre le nombre  $n_{2\Delta f}$  des nombreux pas fréquentiels adjacents qui se trouvent entre 0 Hz et  $f$ , utilisé en abscisse. Comme les pas fréquentiels juste perceptibles sont très petits, les 25 pas sont représentés par des points sur la figure 3.9.

Partant de zéro, le nombre  $n_{2\Delta f}$  commence à croître proportionnellement à la fréquence. Puis à partir de 500 Hz, la courbe de points dévie de la proportionnelle (représentée par la ligne pointillée). Puis pour les hautes fréquences, le nombre  $n_{2\Delta f}$  augmente moins que l'approximation affine ; la fonction représentée par les points semble croître logarithmiquement. Ceci peut s'expliquer par le fait que l'incrément d'une octave en fréquence se traduit par un nombre constant de 100 pas fréquentiels. En tout, il est possible d'ajouter 640 pas adjacents dans l'intervalle de fréquence (0 ; 100 Hz) : cette résolution fréquentielle est très élevée. Sachant qu'il y a environ 3600 cellules ciliées internes comprises entre l'hélicotreme et la fenêtre ovale et séparées d'une distance de 9  $\mu\text{m}$  les unes des autres, nous pouvons estimer qu'un pas fréquentiel correspond à l'excitation sur une distance de 6 cellules ciliées internes.

La valeur juste perceptible  $2\Delta f$  dépend de la fréquence de modulation. Cette dépendance est soulignée par la figure 3.10 et illustre une fois de plus que notre système auditif est le plus sensible pour des fréquences de modulation d'environ 4 Hz.



**Figure 3.10 :** Modulation fréquentielle juste perceptible en fonction de la fréquence de modulation (fréquence centrale de 1000 Hz). La ligne pointillée indique les approximations affines [37]

L'expérience de la figure 3.10 est réalisée avec un son test de fréquence 1000 Hz et de niveau sonore de 60 dB. La valeur minimale de  $2\Delta f$  est d'environ 6 Hz, valeur correspondante à celle obtenue sur la figure 3.8. Pour des fréquences de modulation comprises entre 10 et 50 Hz,  $2\Delta f$  montre une augmentation prononcée avec une pente correspondante à  $\sqrt{f_{mod}}$ . Cet incrément se termine plus précocement pour les basses fréquences que pour les hautes fréquences. Pour une fréquence porteuse de 8 Hz, l'incrément continue d'augmenter jusque des valeurs de fréquences de modulation d'environ 300 Hz, pour une fréquence porteuse de 1000 Hz la fin de l'incrément est atteinte pour une fréquence de modulation d'environ 70 Hz. Cet effet est dû à la sélectivité fréquentielle de notre système auditif. Les modulations en fréquence produisent des bandes adjacentes similaires à celles des modulations d'amplitude. L'espace étroit des nombreuses bandes adjacentes en présence de faibles fréquences de modulation est plus large en présence de hautes fréquences de modulation. Les bandes adjacentes sont espacées, d'une valeur multiple de  $f_{mod}$ , de la fréquence porteuse et deviennent audible séparément pour de hautes fréquences de modulation. Dans ce cas, le sujet testé n'écoute plus un changement de fréquence mais plutôt la stimulation de bandes adjacentes. Pour de très faibles fréquences de modulation, l'incrément de  $2\Delta f$  semble être dû à une mémoire limitée : nous ne nous rappelons plus la hauteur précise d'un son pur quelques secondes après son émission. En conséquence, la valeur  $2\Delta f$  augmente jusque de très faibles fréquences de modulation.



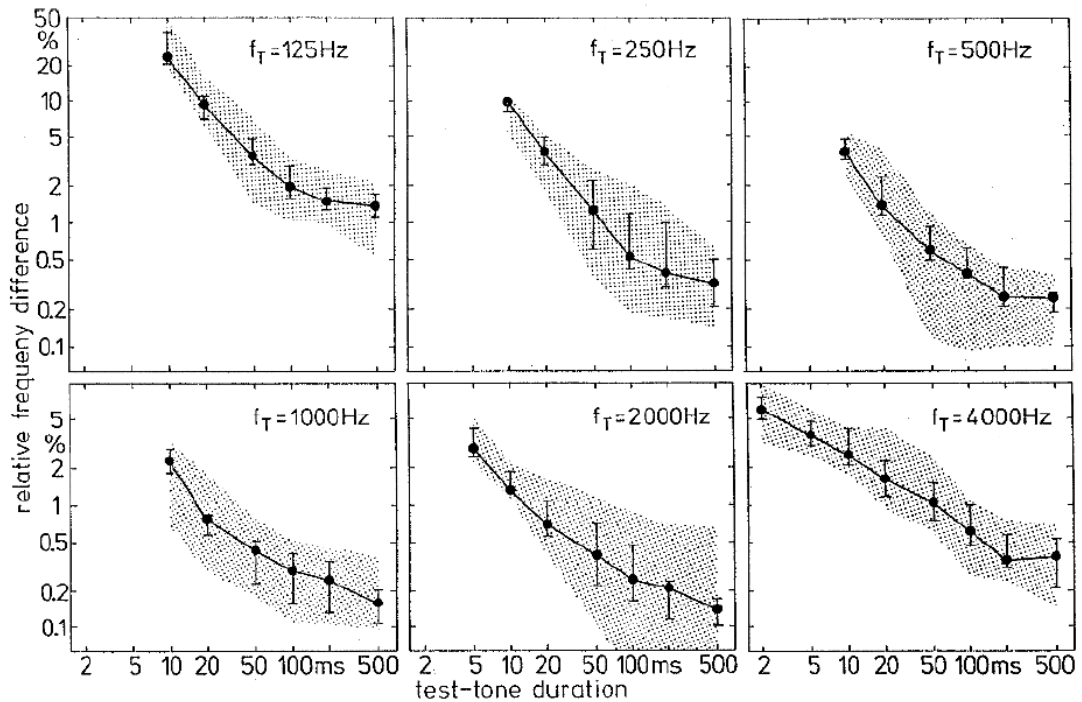
### 3.2.2 Différence fréquentielles justes perceptibles

Bien que la dépendance des différences fréquentielles juste perceptibles envers la fréquence et le niveau de pression sonore est similaire à celle des modulations fréquentielles juste perceptibles, les valeurs absolues sont plus petite d'un facteur de 3. La raison de cette différence est étonnante : notre système auditif est plus sensible aux changements de fréquences si la tâche est de reconnaître les différences plutôt que les modulations de fréquence. L'interruption sonore entre deux sons tests ne réduit pas la sensibilité, mais au contraire, l'accroît.

C'est ce que nous pouvons constater sur la figure 3.8, en réduisant les résultats d'un facteur de trois, on obtient une approximation raisonnable des résultats au niveau des deux asymptotes : c'est-à-dire que pour des fréquences inférieures à 500 Hz, nous sommes capable de différencier deux « tones-bursts » avec une fréquence différente de seulement 1 Hz ; au-delà de 500 Hz, cette valeur augmente proportionnellement à la fréquence, approximativement  $0,002f$ .

Comme nous l'avons déjà évoqué au tout début de cette seconde partie, les différences fréquentielles juste perceptibles et les résultats obtenus en présence de modulation fréquentielle sont souvent mélangés dans la littérature. Cette erreur ne devrait pas être commise, c'est pourquoi il est important d'assimiler les deux principes.

Les différences fréquentielles juste perceptibles dépendent du niveau sonore seulement pour un niveau de sensation sonore inférieur à 25 dB SL. Sous cette valeur, la différence juste perceptible augmente avec la baisse de niveau sonore, à tel point que la différence fréquentielle juste perceptible est environ 5 fois plus large à un niveau de sensation sonore de 5 dB SL qu'à 25 dB SL. Les résultats étudiés jusqu'ici correspondent à des durées de « tones-bursts » supérieures à 200 ms. Cela correspond à un état quasi stationnaire. Pour des durées de « tones-bursts » plus courtes que 200 ms, la différence juste perceptible de fréquence augmente.



**Figure 3.11** : Discrimination fréquentielle de sons purs de courtes durées. Différence relative juste perceptible de fréquence en fonction de la durée du son test. Six différentes fréquences de sons tests sont indiquées dans les différents graphiques [38]

La figure 3.11 montre la différence relative juste perceptible de fréquence entre un son test et un son comparé obtenu avec un test par procédure oui/non (cf. paragraphe 4.1) représentée en fonction de la durée du son pur de référence. Les points reliés par des lignes continues dans chaque case représentent la médiane et les écarts interquartiles de 8 sujets tests ; la partie ombragée correspond à l'ensemble des résultats individuels.

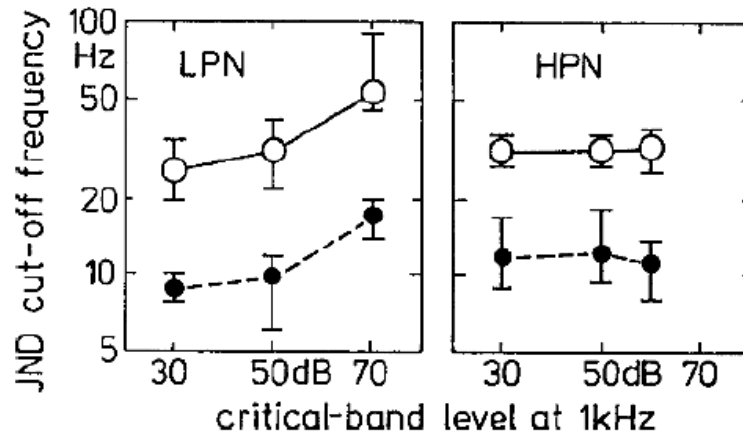
Nous pouvons observer que la différence relative juste perceptible de fréquence augmente avec la diminution de la durée du son test. L'ampleur de cette augmentation dépend cependant de la fréquence du son test.

Cette dépendance est considérablement réduite, si, au lieu d'utiliser une échelle de fréquence, on utilisait une échelle du ratio de bande critique. Pour des sons tests de longues durées (environ 500 ms), la différence du ratio de bande critique d'environ 0,01 Bark représente la différence juste perceptible, la où, pour une durée de 10 ms, la différence juste perceptible de fréquence tourne autour d'une moyenne de 0,2 Bark.

Les différences justes perceptibles de fréquences de coupures peuvent être mesurées en utilisant des bruits à la place de sons purs.

Les résultats obtenus pour des fréquences de coupures aux alentours de 1 kHz (passe-bas à gauche ; passe-haut à droite) sont indiqués sur la figure 3.12 en fonction du niveau sonore d'une bande critique à 1 kHz. Il est intéressant de s'apercevoir que la différence juste perceptible de fréquences de coupures augmente en même temps que le niveau pour des bruits passe-bas (partie gauche sur la figure 3.12), mais quelle reste indépendante du niveau pour des bruits passe-haut (partie droite sur la figure 3.12). Une comparaison des résultats obtenus pour des différences justes perceptibles (cercles pleins) avec les résultats obtenus en utilisant une modulation de la fréquence de coupure (cercles vides) nous indique une différence d'un facteur de trois. Ces résultats sont cohérents à ceux obtenus en présence de sons purs.

Ceci nous apporte un autre constat étonnant : les différences justes perceptibles conduisent vers de plus petites valeurs, même si les sons tests sont séparés d'une interruption sonore.



**Figure 3.12** : Changements juste perceptibles de la fréquence de coupure d'un bruit passe-bas (gauche) et d'un bruit passe-haut (droite) en fonction du niveau sonore sur une bande critique de ces sons à 1000 Hz. Les cercles vides reliés par une ligne continue représentent les variations juste perceptibles (modulation de fréquence) ; et les cercles pleins reliés par une ligne pointillée représentent les différences juste perceptibles de fréquences de coupures (i.e. mesurées à l'aide de bruits présentés « bursts » et espacés d'une pause) [39]

## 4. Mesures subjectives des seuils différentiels

Après avoir rappelé les notions de psychoacoustique nécessaire à la compréhension de ce mémoire, et nous être penchés sur l'étude des seuils différentiels et changements juste perceptibles, nous allons désormais aborder les mesures subjectives des paramètres précédemment évoqués. Nous verrons en premier lieu les tests de mesures des paramètres d'intensité, puis dans un second temps ceux mesurant les paramètres fréquentiels, et enfin les tests relatifs aux paramètres temporels.

Pour chaque test, je présenterai tout d'abord l'auteur et le contexte de leur élaboration, puis ensuite le matériel nécessaire, la consigne, les conditions de passation, la notation et l'exploitation des résultats.

La majeure partie des tests qui seront étudiés sont intégrés dans le logiciel « Distorsions » développé par M. Yves Lasry à la demande du Collège National d'Audioprothèse. Les descriptions de chaque texte seront donc agrémentées de captures du logiciel.

## 4.1 Méthodes et procédures

Lors de la réalisation d'un test, le sujet testé doit interagir avec le testeur par diverses méthodes :

**Méthode d'ajustement.** Avec cette méthode, le sujet contrôle le stimulus qu'il perçoit. Par exemple, il peut faire varier le niveau d'un son test jusqu'à ce qu'il soit audible. Il peut également modifier la fréquence d'un son test jusqu'à obtenir la même hauteur qu'un son de référence.

**Méthode de traçage.** Avec cette méthode, le sujet contrôle aussi le stimulus ; cependant, contrairement à la méthode précédente, il ne peut contrôler que la direction dans laquelle le stimulus varie. Dans le cas de mesures de seuils absolus, par exemple, le sujet augmente ou abaisse le niveau sonore d'un son pur de telles sortes que les situations « son audible » et « son inaudible » soit consécutive.

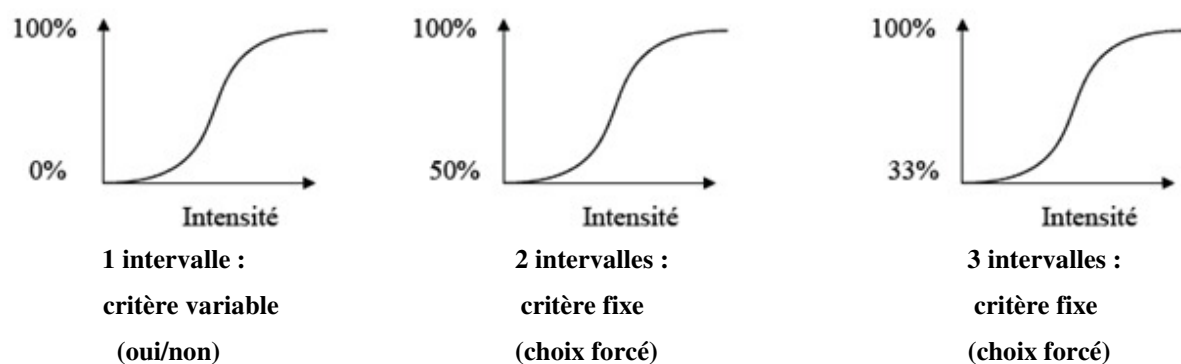
**Estimation d'une amplitude.** Avec cette méthode, les stimuli sont assignés à des nombres correspondant à une échelle de sensation. Ainsi il est possible de déterminer l'ampleur de la sensation d'un sujet soumis à un stimulus. Par exemple, on présente un son test au sujet, puis on lui assigne une valeur de référence, le sujet doit ensuite dire si le son suivant est deux ou trois fois supérieurs au son test, ou alors s'il correspond à la moitié, et ainsi de suite.

Ces trois méthodes ont en commun le fait qu'une valeur finale d'un seuil ou d'un ratio peut être déduite en un seul essai. Pour les deux premières méthodes, le sujet est activement impliqué dans le test en contrôlant le stimulus. Il se peut parfois qu'avec de telles méthodes, l'activité du sujet viennent fausser les résultats, comme pour des comparaisons de sonie par exemple ; dans ce cas, le choix entre la moyenne de deux valeurs conduit vers le résultat escompté (valeur d'intérêt).

Dans les méthodes suivantes, la valeur d'intérêt est déduite des réponses du sujet grâce aux fonctions psychométriques.

**Procédure Oui-Non.** Avec cette méthode, le sujet testé doit indiquer si le signal test est présent ou pas. Il n'y a qu'un seul intervalle de réponse, dans lequel le signal apparaît ou n'apparaît pas. Cette procédure peut être qualifiée de « procédure à un intervalle de deux choix forcé alternatif », car le sujet ne doit pas répondre « Je ne sais pas si je perçois ou non un signal » mais doit juste choisir entre « Oui » ou « Non ».

**Méthode de deux intervalles à choix forcé.** Avec cette méthode, deux intervalles sont présentés au sujet, qui a à décider dans lequel des deux intervalles apparaît le signal. Parfois, trois voire quatre intervalles peuvent être utilisés, le patient doit alors indiquer dans quel intervalle le signal est différent en respectant certaines conditions, telles que la sonie ou la hauteur. Avec ces procédures, des repères sont fréquemment donnés ; c'est-à-dire qu'après chaque essai le sujet est informé de la bonne réponse.



**Figure 4.1 :** Pourcentage de réponses en fonction de l'intensité du stimulus et selon le nombre d'intervalles et du type de choix [40]

**Procédures adaptatives.** Alors que dans les procédures à choix forcés classiques les stimuli sont choisis par le praticien, dans les procédures adaptatives, le stimulus à chaque essai dépend de la réponse du patient aux essais précédents. Ces procédures sont parfois qualifiées de procédures « haut-bas ».

**Comparaison de paires de stimulus.** Si l'effet des variations le long des différentes dimensions du stimulus est à évaluer, la méthode de comparaison de paires de stimulus doit être utilisée. Avec cette méthode, une paire de stimuli *AB* est différente selon une dimension, disons la sonie, là où une seconde paire *CD* est différente selon une autre dimension, disons la hauteur. La tâche du sujet sera de décider s'il la différence perçue entre les stimuli de la paire *AB* est plus importante que la différence perçue entre les stimuli de la paire *CD*. Grâce à cette méthode, l'égalité de variations selon différentes dimensions de stimulus peut être déduite.

Ainsi, les résultats obtenus dans les expériences psychoacoustiques dépendent de la procédure choisie. La sensibilité d'un sujet semble rehaussée si une comparaison entre plusieurs alternatives est possible.

En ce qui concerne le temps de mesure et l'efficacité des procédures, les méthodes qui donnent directement une appréciation des résultats, telles que les méthodes d'ajustement, de traçage et d'estimation d'amplitude sont les plus efficaces.

Par contre, les méthodes qui requièrent des fonctions psychométriques, demandent plusieurs essais donc plus de temps.

Il est donc important de trouver un compromis entre la pertinence, la précision des résultats et le nombre d'essais requis, donc de temps nécessaire ; car en effet, des résultats très précis demandent plus de tentatives.



## 4.2 Mesures des paramètres d'intensité

Pour mesurer les paramètres d'intensité du système auditif, deux types de tests s'offrent à l'audioprothésiste, ou plus généralement à l'audiologiste.

Une première série de tests basés sur la comparaison monaurale et/ou binaurale de sonie.

Une seconde série de tests basés sur la mesure des seuils différentiels d'intensité : que ce soit les variations justes perceptibles (de modulation d'amplitude), les différences justes perceptibles et la sensibilité de détection du plus petit incrément d'intensité.

Ces tests permettent de savoir si l'oreille du sujet est saine ou pathologique : il y a pathologie si l'oreille présente des distorsions d'intensité plus couramment appelées « recrutement ».

### 4.2.1 Tests par comparaisons de sonie

#### *4.2.1.1 Test de Fowler*

Le test de Fowler est un test binaural par comparaison alternée de sonie (appelé test ABLB dans la littérature internationale : Alternate Binaural Loudness Test). [41]

Il tient son nom de son inventeur Edmund Prince Fowler (1872-1966), O.R.L. américain.

Ce test est généralement utilisé pour déterminer une présence de recrutement dans l'oreille pathologique d'un patient ayant une surdité unilatérale. La balance de sonie est effectuée entre l'oreille saine et l'oreille sourde du patient.

Pour obtenir des résultats exploitables, un seuil d'audition normal est nécessaire sur l'oreille saine, car le test de Fowler fonctionne par comparaison de sonie entre les deux oreilles.

### Principe :

On émet alternativement sur les deux oreilles, un son pur de fréquence constante, mais à une intensité croissante et différente entre les deux oreilles.

### Déroulement :

On donne tout d'abord la consigne au patient, qui peut être, pour un test concernant l'oreille droite :

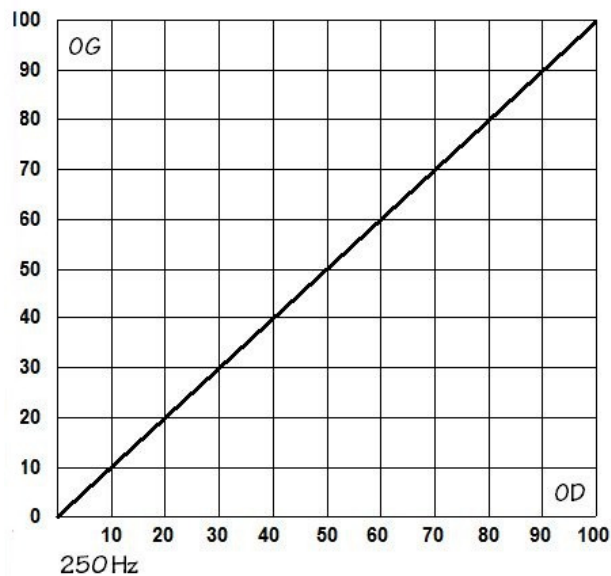
*« Vous allez entendre à gauche et à droite le même son. Veuillez indiquer si le son que vous percevez sur l'oreille droite est plus fort, plus faible, ou bien équivalent »*

On émet ensuite, au casque, à une intensité correspondant au seuil, le son pur à la fréquence test choisie, alternativement sur l'oreille de référence puis sur l'oreille testée. Le patient indique alors si l'intensité sur l'oreille testée est supérieure, inférieure ou équivalente à l'intensité sur l'oreille de référence. Dès que la sensation d'intensité est équivalente, on note les valeurs d'intensité pour chaque oreille et on augmente le seuil de l'oreille de référence. Et le patient nous indique à nouveau sa sensation d'intensité sur l'oreille droite jusqu'à sensation d'intensité équivalente. On réitère l'opération jusqu'à ce que le niveau d'intensité sur l'une ou l'autre de l'oreille sort de l'intervalle (0 ; 100) dB HL, ce qui empêche d'atteindre le niveau d'équilibre escompté.

### Notation des résultats :

Les résultats sont à noter sur un graphique appelé « Diagramme de Steinberg-Gardner ».

Pour le test de Fowler, l'intensité de l'oreille testée est en ordonnée du diagramme et celle de l'oreille de référence en abscisse. Le graphique est traversé par une diagonale faisant un angle de 45° avec chacun des axes, et qui représente une égale sensation d'intensité entre les deux oreilles.



**Figure 4.2 :** Diagramme de Steinberg-Gardner [42]

Interprétation des résultats :

#### *Normal*

Si la courbe obtenue est parallèle à la diagonale, cela signifie que la sonie de l'oreille malentendante croît de la même façon que la sonie de l'oreille saine.

Il n'y a donc **pas de recrutement**.

L'écart entre la courbe et la diagonale est due à la différence des seuils d'audition de chaque oreille.

#### *Pathologique*

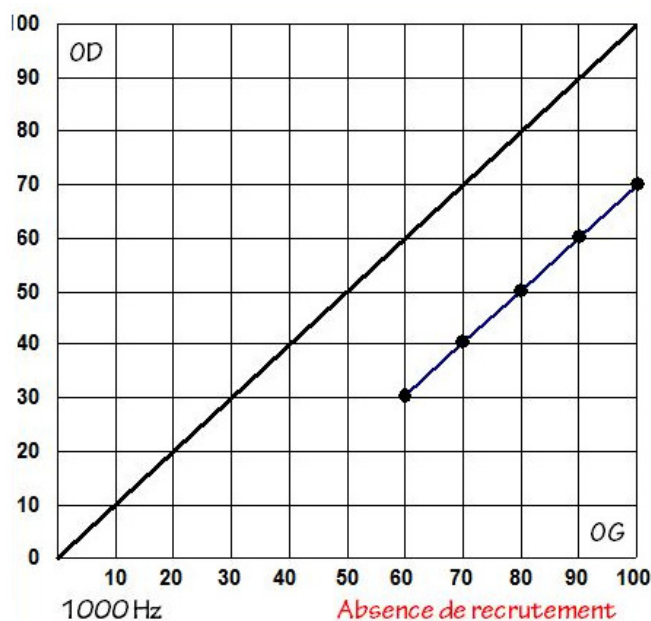
Quatre types de courbes conduisent à un résultat pathologique mettant en évidence une distorsion de la sensation d'intensité :

Si la courbe obtenue, se rapproche de la diagonale puis la rejoint pour des intensités élevées, alors il y a **recrutement complet**. La sonie de l'oreille atteinte croît plus vite que l'oreille saine, mais cette croissance se réduit avec l'augmentation de l'intensité jusqu'à être nulle, à ce moment là les sonies et les intensités sont identiques pour les deux oreilles.

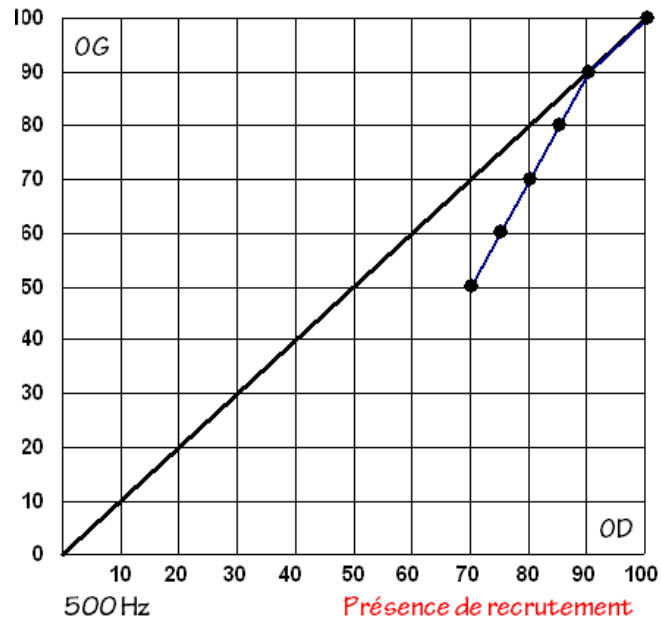
Si la courbe obtenue se rapproche de la diagonale sans jamais la rejoindre, on parle dans ce cas de **recrutement partiel**. L'intensité émise dans l'oreille atteinte est toujours plus importante que celle émise dans l'oreille saine, alors que la sonie reste toujours équivalente.

Si la courbe obtenue coupe la diagonale, c'est-à-dire qu'une fois l'égalité d'intensité obtenue entre les deux oreilles, c'est l'intensité émise dans l'oreille saine qui devient supérieure à celle de l'oreille pathologique, pour une sonie identique, on parle alors de **sur-recrutement**.

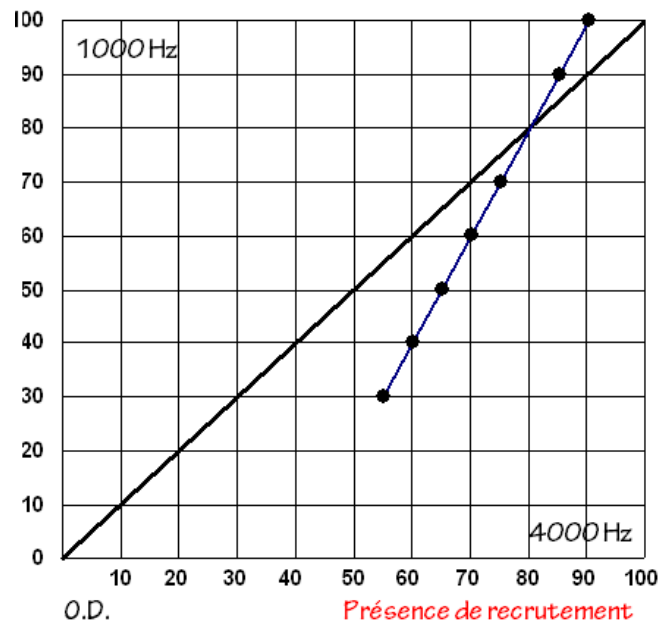
Enfin, si la courbe obtenue s'éloigne de la diagonale, c'est-à-dire que l'intensité émise dans l'oreille pathologique est de plus en plus importante que celle de l'oreille saine, pour une sonie équivalente, on est en présence de l'inverse du **recrutement, dérecrutement ou renversement de sonie**. Ce genre de recrutement est un cas très rare.



**Figure 4.3 :** Courbe résultante d'un test de Fowler montrant une absence de recrutement [43]



**Figure 4.4:** Courbe résultante d'un test de Fowler mettant en évidence un recrutement complet [44]



**Figure 4.5:** Courbe résultante d'un test de Fowler mettant en évidence un sur-recrutement [45]

#### 4.2.1.2 Test de Reger

Le test de Reger est un test monaural par comparaison alternée de sonie (AMLB Test : Alternate Monaural Loudness Balance).

Il tient son nom de son inventeur Scott N. Reger, audiologiste américain. [46]

Les tests binauraux, comme le test de Fowler, ne peuvent souvent être effectués car ils nécessitent une oreille saine (tout du moins sur la fréquence testée), et beaucoup de malentendant ayant une perte neurosensorielle l'ont bilatérale. C'est pour palier à ce problème que Reger a mis au point son test, en 1935.

Ce test est similaire au test de Fowler, à l'exception que la balance de sonie est effectuée dans la même oreille avec des sons purs de fréquence distinctes et d'intensité croissante.

Ainsi, le son de référence correspond à un son pur de fréquence correspondante à une audition saine sur cette oreille (0 dB HL ou proche), tandis que le son test correspond à une fréquence dites « suspecte » c'est-à-dire qu'à cette fréquence on suspecte un recrutement (généralement parce que le seuil n'est pas à 0 dB HL).

#### Principe :

On émet, au casque, simultanément sur la même oreille, deux sons de fréquence distincte et d'intensité égale et croissante.

#### Déroulement :

On indique dans un premier lieu la consigne au patient, pouvant être :

*« Vous allez entendre sur une oreille, deux sons différents. Veuillez indiquer si le son le plus aigu est plus faible, plus fort ou bien équivalent à l'autre son »*

Ensuite, en fonction de l'audiogramme, on choisit une fréquence « saine » (c'est-à-dire où le seuil est proche de 0 dB HL) qui sera la fréquence de référence, puis une fréquence « suspecte » (dont le seuil est éloigné du 0 dB HL) ; on émet ces deux sons purs

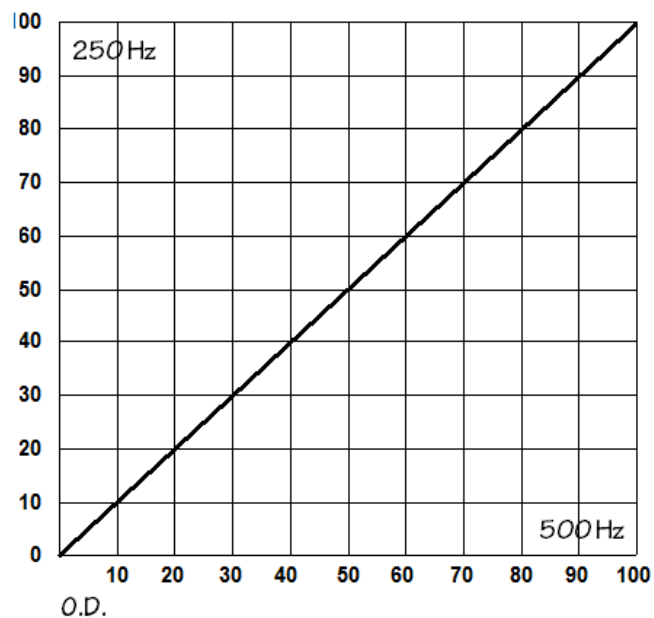
simultanément dans l'oreille et le patient nous indique si le son le plus « aigu » (son test) est plus « fort », plus « faible », ou équivalent à l'autre son. Une fois une sensation d'intensité équivalente obtenue, on augmente le niveau sonore du son de référence jusqu'à une nouvelle obtention d'égalité de sonie. On réitère l'opération, jusqu'à atteindre 100 dB HL pour l'un ou l'autre des sons.

#### Notations des résultats :

Les résultats sont affichés, comme pour le test de Fowler, sur un diagramme de Steinberg-Gardner ; par contre, à la différence du test de Fowler, la fréquence de référence est affichée en abscisses tandis que la fréquence testée est affichée en ordonnées.

#### Interprétation des résultats :

Les courbes obtenues sont du même type que celles du test de Fowler. Au lieu de comparer des sensations d'intensité sur les deux oreilles à la même fréquence, on compare des sensations d'intensité sur la même oreille à deux fréquences distinctes.



**Figure 4.5 :** Diagramme de Steinberg-Gardner pour un test de Reger [47]

### *Normal :*

Si la courbe obtenue est parallèle à la diagonale, cela signifie que la sonie de la fréquence suspecte croît de la même façon que la fréquence de référence.

Il n'y a donc **pas de recrutement**.

L'écart entre la courbe et la diagonale est due à la différence des seuils d'audition sur chaque fréquence.

### *Pathologique :*

Quatre types de courbes conduisent à un résultat pathologique mettant en évidence une distorsion de la sensation d'intensité.

Si la courbe obtenue, se rapproche de la diagonale puis la rejoint pour des intensités élevées, alors il y a **recrutement complet**. La sonie de la fréquence suspecte croit plus vite que la fréquence testée, mais cette croissance se réduit avec l'augmentation de l'intensité jusqu'à être nulle, à ce moment là les sonies et les intensités sont identiques pour les deux fréquences.

Si la courbe obtenue se rapproche de la diagonale sans jamais la rejoindre, on parle dans ce cas de **recrutement partiel**. L'intensité émise à la fréquence suspecte est toujours plus importante que celle émise à la fréquence de référence, alors que la sonie reste toujours équivalente.

Si la courbe obtenue coupe la diagonale, c'est-à-dire qu'une fois l'égalité d'intensité obtenue entre les deux fréquences, c'est l'intensité émise à la fréquence de référence qui devient supérieure à celle de la fréquence suspecte, pour une sonie identique, on parle alors de **sur-recrutement**. Le sur-recrutement est visible en cas de maladie de Ménière.

Enfin, si la courbe obtenue s'éloigne de la diagonale, c'est-à-dire que l'intensité émise à la fréquence suspecte est de plus en plus importante que celle à la fréquence test, pour une sonie équivalente, on est en présence de l'inverse du **recrutement, dérecrutement ou renversement de sonie**. Ce genre de recrutement est un cas très rare.



### Limites :

Il est à noter que les résultats doivent être pondérés pour qu'ils soient acceptables, car la sonie n'est pas la même selon les fréquences.

De plus, ce test peut être s'avérer difficile à réaliser car il demande au patient d'être attentif et de savoir discerner convenablement la sensation d'intensité de la sensation de fréquence.

Ces deux tests de comparaison de sonie se font par émission alternée de sonie, car en cas d'émission simultanée le patient risque d'entendre les sons dans une seule oreille seulement voire au milieu en cas de fusion des stimuli.

## 4.2.2 Tests par mesures des seuils différentiels d'intensité

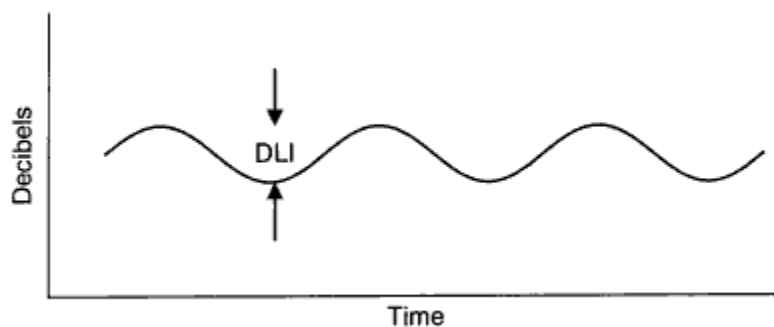
Le recrutement correspond à une diminution des seuils différentiels d'intensité, ainsi leur mesure permet également de mettre en évidence ce recrutement.

L'avantage de cette mesure, se faisant par oreille, est qu'elle est réalisable aussi bien face à des surdités unilatérales que bilatérales.

### *4.2.2.1 Test de Lüscher et Zwislocki*

Le test de Lüscher et Zwislocki est un test développé en 1949 par Edgar Lüscher (1925-1990) physicien allemand, et Jozef John Zwislocki, physicien polonais mondialement connu pour ces travaux sur le système auditif et ses défaillances, et également pour son coupleur éponyme. [48]

Ce test permet de mettre en évidence la variation juste perceptible de modulation d'amplitude, grâce à l'émission d'un son modulé en amplitude. (Figure 4.6)



**Figure 4.6 :** Seuil différentiel d'intensité ou variation juste perceptible de modulation d'amplitude [49]

Connaître la valeur du seuil différentiel d'intensité permet de savoir si le patient souffre ou non de recrutement.

### Principe :

Emission au casque, sur une oreille, d'un modulé en amplitude (AM tone, cf. annexe), de fréquence choisie, dont la modulation en amplitude est réglable. On cherche ainsi la plus faible modulation d'amplitude discernable

### Déroulement :

On indique tout d'abord la consigne suivante au sujet testé :

*« Ce test va permettre de mesurer votre aptitude à déceler une série de variations d'intensité. Veuillez battre la mesure au rythme de ces variations »*

On émet ensuite, au casque, sur l'oreille choisie et à la fréquence désirée, un son modulé en amplitude, d'intensité de 40 dB SL. Cette modulation est dans un premier temps de 6 dB. Si le patient l'entend, il bat la mesure au rythme la variation. Dans ce cas on diminue l'amplitude de la modulation comme suit par pas décroissants (6 ; 4 ; 2 ; 1,5 ; 1 ; 0,8 ; 0,7 ; 0,5 ; 0,3 ; 0,2 dB). Dès que le patient ne perçoit plus un son modulé en amplitude mais plutôt un son pur, on note la valeur de la modulation, valeur correspondante au seuil différentiel d'intensité.

### Notation :

La notation des résultats se fait numériquement, soit dans un tableau soit directement sur l'audiogramme.

### Interprétation :

Si la variation juste perceptible est supérieure à 2 dB, c'est l'inverse du recrutement ;  
Si la variation juste perceptible est égale à 0,7 dB, il existe une suspicion de recrutement ;  
Si la variation est inférieure ou égale à 0,6 dB : on est en présence de recrutement.

Plus la modulation est faiblement perçue, plus le recrutement est apparent.

La variation juste perceptible dépend de la fatigabilité et de l'adaptabilité du sujet.

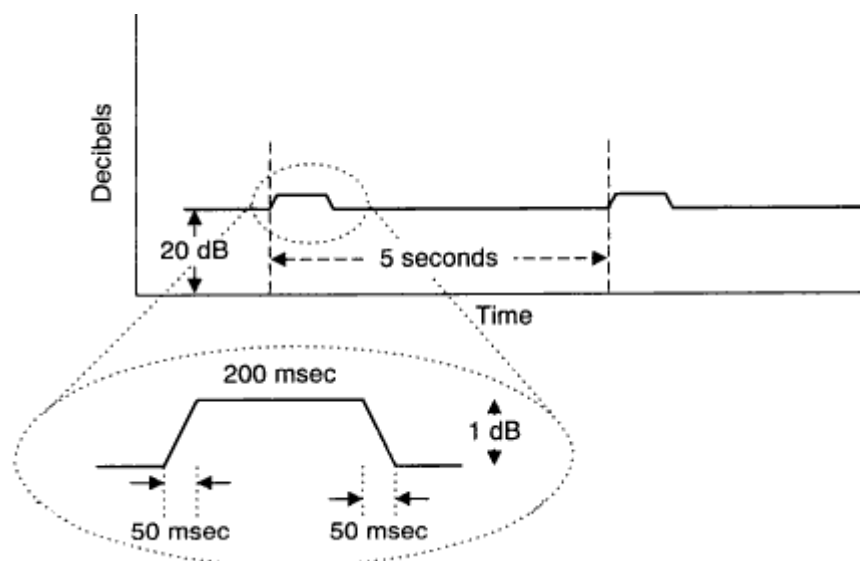
	250	500	1000	2000	4000
<b>O.D.</b>					
<b>Seuil :</b>	65	65	60	60	70
<b>LUSCHER :</b>				0.6 dB	1.2 dB
<b>S.L.S.L</b>				0 / 23	
<b>O.G.</b>					
<b>Seuil :</b>	55	60	55	60	65
<b>LUSCHER :</b>				0.7 dB	
<b>S.L.S.L</b>					

**Figure 4.7 :** Résultats d'un test de Lüscher & Zwislocki effectuée par l'intermédiaire du logiciel « Distorsions » [50]

#### 4.2.2.2 S.I.S.I. test de Jerger

La recherche du seuil différentiel d'intensité a été remaniée par Jerger, Shedd et Harford en 1959. Ces derniers pointaient du doigt les tests utilisés pour détecter les différences juste perceptibles de niveaux sonores qui ne mettait pas en évidence ce que pouvait être la relation entre seuil différentiel et recrutement. Ils voulaient également rendre la tâche plus simple pour le patient et également pour le clinicien, jugeant les autres tests assez difficiles d'accès. Au lieu de directement mesurer la taille du seuil différentiel d'intensité, leur Short Increment Sensitivity Index (S.I.S.I.), ils émettent un son comprenant des incréments (impulsions) prédéfinis (1 dB) et demandent simplement au patient d'indiquer lorsqu'il les entend.

Le son émis se compose d'un son pur, entrecoupé d'incréments émergeant toutes les 5 secondes. Cet incrément est de 1 dB, dure 200 ms et met 50 ms pour apparaître et autant de temps pour disparaître (cf. figure 4.8).



**Figure 4.8** Composition du son émis lors du S.I.S.I. Test de Jerger [51]

Le test dure jusqu'à émission du 20<sup>ème</sup> incrément.

## Passation :

La consigne a indiquée au patient peut être :

*« Ce test va permettre de mesurer votre aptitude à déceler les faibles variations d'intensité. Veuillez appuyer sur le bouton lorsque vous remarquez une augmentation brève de l'intensité »*

On lui donne ensuite un bouton relié à l'ordinateur, ou à l'audiomètre, puis on émet, au casque, sur l'oreille désirée, à 20 dB SL, le son comprenant les incréments. Pour entrainer le patient on commence d'abord avec des incréments de 5 dB, ensuite on diminue à 1 dB et on lance le test. On compte le nombre de fois ou le patient entend la différence de niveau à l'apparition de l'incrément, puis on reporte le résultat à la fin du test.

## Interprétation des résultats :

Si l'on relève moins de 5 incréments perçus, il n'y a pas de recrutement ;

Si l'on relève de 5 à 15 incréments perçus, on suspecte le recrutement ;

Si l'on relève plus de 15 impulsions reçues, il y a alors probabilité de recrutement.

## Variantes :

Il existe 5 variantes du S.I.S.I test :

1. impulsions de 1 dB à un niveau de 20 dB SL (S.I.S.I classique) : de hauts scores (> 15 impulsions perçues) suggèrent une lésion cochléaire ;
2. impulsions de 2 à 5 dB à 20 dB SL : de faibles scores suggèrent une lésion rétrocochléaire ;
3. impulsions de 1 dB à de fortes intensités (75 dB) : de faibles scores suggèrent une lésion rétrocochléaire ;
4. impulsions variables de 1-5 dB à 20 dB SL : des scores plus faibles dans une oreille par rapport à l'autre (pour des seuils auditifs équivalents) suggèrent une lésion centrale opposée à l'oreille avec le plus faible score ;

5. impulsions de 1 dB à des niveaux sonores allant de 20 dB à 75 dB par pas de 10 dB et pour les deux oreilles. Une différence dans la vitesse d'augmentation des scores suggèrent une lésion rétrocochléaire. Ce trouble est localisé du même côté que l'oreille qui n'a pas montré d'augmentation d'intensité.

#### Intérêts :

L'intérêt du S.I.S.I. test est qu'il est rapide et facile. Si l'on ne rencontre pas de problème de fatigabilité, il conforte la présence ou non de recrutement.

#### Limites :

L'exactitude du diagnostic de ce test dépend du type de perte auditive.

Par rapport à la durée du stimulus (200 ms), on peut mesurer, à tort, une exagération pathologique de l'effet « ON » (potentiel d'action nerveux).

Le phénomène d'adaptation pathologique peut intervenir et nuire à la mesure (disparition du son continu pendant deux minutes).

## 4.2.3 Test par recherche des seuils d'audibilité

### *4.2.3.1 Audiométrie par balayage fréquentiel automatique de Békésy*

Georg Von Békésy (3 juin 1899, Budapest – 13 juin 1972, Honolulu), fut un biophysicien hongrois naturalisé américain après s'être réfugié aux États-Unis. En 1961 il reçut le prix Nobel de médecine pour ses travaux sur la cochlée. [52]

Il mit au point un test consistant à donner le contrôle du stimulus au patient, méthode dite de traçage (cf. paragraphe 4.1). Ainsi, c'est le patient qui trace lui-même son seuil d'audibilité.

Déroulement :

La consigne à indiquer au patient peut être la suivante :

*« Vous allez entendre un signal très faible. Veuillez appuyez sur le bouton tant que vous l'entendez et le relâcher lorsque vous ne le percevez plus. Ce test dure quelques minutes. »*

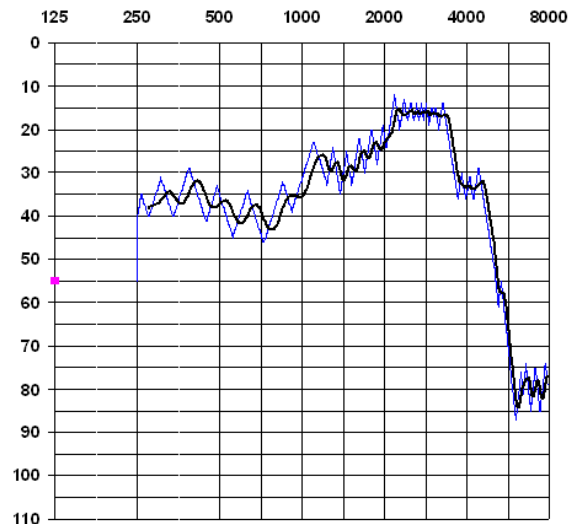
Au casque, sur l'oreille choisie, le patient actionne lui-même les variations d'intensité qui se font à la cadence de  $\pm 1,5$  à  $2,5$  *dB/s*. Le stimulus envoyé est soit continu soit pulsé. L'opérateur peut régler la vitesse de balayage de  $30$  *s/octave* à  $120$  *s/octave*, balayant ainsi le spectre fréquentiel entre 3 et 12 minutes.

Le contrôle des variations d'intensité se fait à l'aide d'un bouton (relié soit à l'ordinateur, soit à l'audiomètre), sur lequel le patient appuie dès qu'il perçoit un son. En appuyant sur le bouton, il fait diminuer l'intensité ; au moment où il ne perçoit plus le son, il relâche le bouton ; l'intensité augmente de nouveau, le patient appuie dès qu'il perçoit le son, et ainsi de suite pendant tout le balayage du spectre fréquentiel, de 125 Hz à 8000 Hz.

Notations :

Ces variations d'intensité feront apparaître une courbe représentant le seuil d'audibilité. Cette courbe se présente en « dents de scie », la forme de ces dents dépendant de la vitesse de balayage : plus la vitesse est importante, moins les dents sont marquées.





**Figure 4.9 :** Courbe résultante d'une audiométrie automatique de Békésy effectuée à l'aide du logiciel « Distorsions » [53]

#### Interprétations des résultats :

Les oscillations en « dents de scie » traduisent une valeur moyenne des seuils d'audibilité minima. Elles varient d'environ 15 dB (le temps que le patient réagisse et que le son disparaisse), les pointes basses représentent les instants de perception, les pointes hautes représentent l'absence de perception.

Au voisinage du seuil différentiel pour les fréquences suspectées de recrutement, on observe un pincement de un à quelques dB seulement. Cela signifie que le patient est plus sensible aux variations d'intensité sur ces fréquences.

Les valeurs moyennes ne varient pas selon la vitesse de déroulement du test.

Jerger établit en 1962, une classification des types de résultats obtenus avec l'audiométrie de Békésy, qui met en évidence recrutement, fatigabilité auditive et simulations. En présentant un stimulus continu puis ensuite un stimulus discontinu, on obtient deux courbes en dents de scie.

Ces types sont au nombre de cinq :

- Type 1 : les deux courbes, continue et discontinue, sont au même niveau : il n'y a ni recrutement ni fatigue.
- Type 2 : les deux courbes sont superposées jusqu'à 1000 Hz puis s'écartent au maximum de 20 dB : suspicion d'adaptation pathologique. Si la courbe continue révèle un pincement, le recrutement est suspecté. *[Cas des surdités endocochléaires (méniérisiformes, médicamenteuses : aminosides), vasculaires].*
- Type 3 : la courbe continue se sépare de la courbe discontinue par un écart supérieur à 40 dB. S'il n'existe pas de pincement de la courbe, il n'y a pas de recrutement. *[Cas de lésions rétro-cochléaires probables].*
- Type 4 : les deux courbes s'éloignent l'une de l'autre sur tout le champ fréquentiel d'au moins 30 dB, il n'y a pas de recrutement. *[Caractéristique de lésions rétro-cochléaires].*
- Type 5 : les deux courbes ne sont pas superposables et la courbe discontinue est la plus basse, ce qui n'est pas compatible avec la pathologie organique *[Cas du simulateur].* En effet, en raison du caractère temporel introduit pour percevoir une interruption de signal, le stimulus discontinu se décèle avant le son continu.

#### Intérêts et limites :

L'audiométrie de Békésy, permet sur une même courbe, l'obtention du seuil minimum et l'appréciation du seuil différentiel.

Il renseigne accessoirement sur la précision du sujet pour les réponses à l'audiométrie liminaire ; et permet de préciser une lésion endo ou rétro-cochléaire.

Il infirme le recrutement si la surdité est rétro-cochléaire avec un test de Lüscher négatif, et une absence de pincement sur les courbes de Békésy « modifiées » par Jerger.

Ce test autorise également un pronostic de la tolérance à l'amplification numérique.

Par contre ce test ne quantifie que le recrutement au seuil et ne décèle pas les formes retardées du recrutement qui n'apparaissent pas au voisinage du seuil.

De plus il existe des cas où l'aspect des courbes est non caractéristique et non représentatif d'un état pathologique, et où l'on peut voir d'importantes variations inter-sujets.

Enfin, l'étude du seuil différentiel n'est pas forcément liée au recrutement, on le met seulement en évidence. Seule la comparaison des variations des oscillations sur une même courbe peut introduire un caractère pathologique.

### 4.3 Mesures des paramètres fréquentiels

Les tests permettant la mesure des paramètres fréquentiels sont moins nombreux que ceux concernant les paramètres d'intensité.

Nous allons, ici, parler des deux tests présents dans le logiciel « Distorsions », et préconisés par le Précis d'Audioprothèse dans le bilan d'orientation prothétique : la méthode de modulation en fréquence et l'épreuve des stimuli constants.

Ces deux tests permettent de connaître la valeur du seuil différentiel de hauteur (S.D.H.) ou variation juste perceptible de fréquence, et de mettre en évidence une possible diplacousie qui est l'appréciation erronée de la hauteur des sons.

La diplacousie est la distorsion de la sensation de fréquence et n'est décelable que si elle se manifeste unilatéralement. Elle résulte d'une détérioration de l'organe de Corti.

La diplacousie s'exprime comme un glissement de la sensation de hauteur, c'est-à-dire que la fréquence perçue ne correspond pas à la fréquence émise.

### 4.3.1 Méthode de modulation en fréquence

La méthode de modulation en fréquence a été mise au point par Ballantyne et Cologero. [54]

Elle consiste en l'émission simultanée, au casque, d'un son modulé en fréquence (3, 6 et 9 Hz) superposé à un son de fréquence fixe à un niveau de 20 dB SL.

Ce test se fait en monaural et sur une fréquence choisie. L'opérateur règle la modulation de fréquence selon les réponses du patient.

Le patient doit indiquer s'il entend un stimulus continu ou discontinu. La modulation pour laquelle le signal lui semble continu correspond au seuil différentiel de hauteur (S.D.H.) ou plus petite variation fréquentielle perceptible,  $\Delta f$ .

Pour que le test se déroule dans de bonnes conditions, il faut indiquer la consigne au patient avant le début du test :

*« Ce test va tester votre aptitude à déceler deux sons de fréquences proches. Veuillez indiquer si vous entendez un signal continu ou discontinu »*

Les résultats se reportent numériquement, on note la valeur du S.D.H. qui est soit de 0,3%, 0,6% ou 0,9%, soit 3, 6 ou 9 Hz à la fréquence 1000 Hz.

L'oreille humaine montre en moyenne une résolution en fréquence de 0,3%, mais tous les sujets même sains ne sont pas en mesure de percevoir des variations de fréquences aussi faibles.

Comme je l'ai préalablement fait remarquer dans la première partie (cf. 1.7), les sons tests ne doivent pas être purs sinon leur fréquence trop proche entraînerait un phénomène de battement ; de plus si le test est réalisé en champ libre plutôt qu'au casque, nous verrions apparaître des ondes stationnaires qui pourraient nuire au bon déroulement du test.

### 4.3.2 Epreuve des stimuli constants

Ce test a été mis en place par Grisanti et Konig. [55]

Le principe est sensiblement le même que la méthode de modulation en fréquence : deux stimuli identiques sont présentés simultanément à un niveau de 20 dB SL. L'un des deux stimuli (celui de référence) est maintenu à une fréquence stable, tandis que la fréquence de l'autre stimulus est de fréquence variable de 3, 6 et 9 Hz.

Le patient doit indiquer si le second stimulus lui paraît plus aigu ou plus grave que le stimulus de référence.

Le procédé se répète jusqu'à ce que le patient ne puisse plus dissocier les deux sons et n'entend plus qu'un signal continu ; constat correspondant au seuil différentiel de hauteur.

### 4.3.3 Intérêt clinique

En 1995, Cologero indique que, pour les surdités endocochléaires de type ménièreiforme, le pouvoir de résolution fréquentielle est plus fréquemment détérioré, c'est-à-dire que le seuil différentiel de hauteur est supérieur à 0,3%. [56]

La variation en fréquence est liée à une série de facteurs variables tenant de l'individu et de la nature des stimuli : le pouvoir individuel de résolution fréquentielle, les conditions physiologiques, l'âge, l'entraînement au test, le mode de présentation.

La mesure du Seuil Différentiel de Hauteur devrait être systématiquement effectuée chez les patients n'atteignant pas une intelligibilité oreilles nues ou appareillées en adéquation avec leur perte tonale.

## 4.4 Mesures des paramètres temporels

Comme pour les mesures des paramètres fréquentiels, pour les paramètres temporels, nous allons aborder les deux tests présents dans le logiciel « Distorsions », et préconisés par le Précis d'Audioprothèse dans le bilan d'orientation prothétique : la méthode de détection du pouvoir séparateur temporel et la méthode de recherche de la discrimination temporelle.

### 4.4.1 Méthode détection du pouvoir séparateur temporel

Le pouvoir séparateur temporel est le seuil au dessous duquel deux sons fusionnent et sont perçus comme un seul et même son.

Déroulement :

Pour le détecter, il suffit d'émettre, au casque, sur l'oreille choisie et à intensité supraliminale (20 dB SL), deux « clics », dont l'intervalle est réduit progressivement par le clinicien.

Le patient indique s'il perçoit un seul ou deux clics.

Dès qu'il ne perçoit plus qu'un seul clic, c'est que le pouvoir séparateur temporel est atteint, le patient fusionne les deux clics en un seul car leur intervalle est trop rapproché.

Consigne :

*« Vous allez entendre deux sons très courts qui se suivent et se rapprochent progressivement.*

*« Veuillez indiquer si vous percevez un son unique ou bien deux sons consécutifs »*

Notation et interprétation des résultats :

L'opérateur note numériquement la valeur en ms du pouvoir séparateur temporel.

Un pouvoir séparateur supérieur à 20 ms est synonyme de pathologie

#### 4.4.2 Méthode de recherche de la discrimination temporelle (Tone Bursts)

Pour ce second test temporel, on cherche à déterminer la discrimination temporelle à l'aide de l'émission de « tone-bursts ». Cette expression « tone-bursts » peut se traduire par « bouffées » ou « salves » de bruit blanc filtrés ou pas.

##### Déroulement :

Au casque, sur l'oreille choisie, on émet à intensité supraliminaire (20 dB SL), un signal composé de « bouffées » de bruit blanc ou de bruit filtrés (choisis par l'opérateur) séparées d'un silence réglable de 0 à 30 ms. L'objectif est de déterminer le plus petit intervalle pour lequel le signal paraît discontinu.

##### Consigne :

*« Ce test va permettre de mesurer votre aptitude à déceler un silence très court au milieu d'un bruit constant. Veuillez indiquer si le signal que vous entendez est continu ou bien discontinu »*

##### Notation et interprétation des résultats :

Dès que le patient indique que le signal est continu, le clinicien note la valeur de l'intervalle séparant les « bouffées ». Cet intervalle correspond à la valeur de la discrimination temporelle. Plus cette valeur est minime, meilleure est la discrimination temporelle.

Des patients ayant une très bonne discrimination temporelle seront capable d'apprécier le chant très rapide d'un oiseau, alors que d'autres ayant une mauvaise discrimination temporelle ne relèveront pas toutes les particularités de ce chant et considéreront cela comme du bruit.

## **5. Etude de cas**

Après nous être penchés sur la psychoacoustique, ses paramètres d'intensité, de fréquence et de temps, ainsi que sur les tests subjectifs servant à mesurer ces paramètres, nous allons terminer ce mémoire par une étude de cas, portant sur plusieurs sujets rencontrés au cours de mon stage dans le laboratoire de M. Lasry.

Pour débiter cette étude, nous détaillerons dans un premier temps la phase de préparation du matériel et l'élaboration du protocole de test ; ensuite nous aborderons chaque patient, en détaillant la passation des tests, puis en examinant les résultats obtenus.

### **5.1 Préparation du matériel et protocole de test**

#### **5.1.1 Matériel nécessaire**

Pour réaliser cette étude, nous avons utilisé :

- Ordinateur (équipé des logiciels Noah, Aurical Audiometer, Distorsions),
- Chaîne de mesure Aurical,
- Casque TDH 39 (relié à l'Aurical),
- Bouton électronique (nécessaire pour la passation des tests où le patient contrôle le stimulus),
- Sonomètre et coupleur pour la calibration du logiciel « Distorsions ».

#### **5.1.2 Calibration du logiciel « Distorsions »**

Afin d'obtenir des résultats cohérents et exploitables, il est nécessaire de calibrer le logiciel « Distorsions » sur les niveaux de sortie de l'audiomètre de l'Aurical, car les sons créés par « Distorsions » passent par l'intermédiaire de l'Aurical pour être émis au niveau du casque TDH 39.

Pour effectuer cette calibration, il faut tout d'abord démonter le casque TDH 39 et placer l'un ou l'autre des écouteurs sur le coupleur (cf. photo 1).

On fixe le sonomètre sur le coupleur par l'intermédiaire du conduit prévu à cet effet (cf. photo 2).





*Photo 1 : Coupleur pour écouteur de casque TDH 39*



*Photo 2 : Dispositif coupleur + sonomètre permettant la calibration de l'écouteur du casque TDH 39*

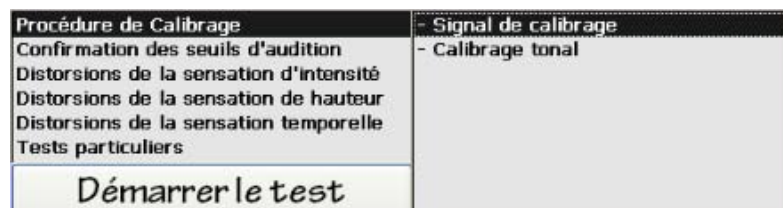
On émet ensuite, à un niveau préalablement choisi (70 dB HL dans notre cas), un son pur par l'intermédiaire du module d'audiométrie de l'Aurical, et l'on relève sur le sonomètre les niveaux de pression sonores, en dB SPL, au niveau de l'écouteur du casque TDH 39. On effectue cela pour les fréquences suivantes : 125, 250, 500, 750, 1000, 1500, 2000, 3000, 4000, 6000, 8000 Hz.

Une fois les niveaux relevés pour chaque écouteur, on effectue la même manipulation, à la seule différence que le son n'est plus émis par l'intermédiaire du module d'audiométrie de l'Aurical, mais par le logiciel « Distorsions ».

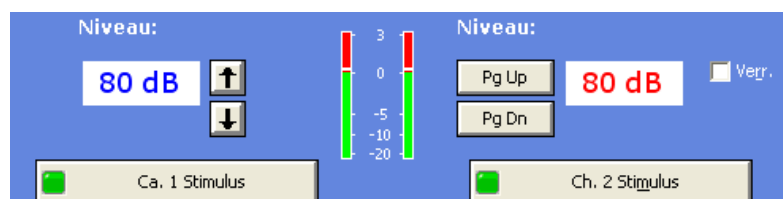
On relève les niveaux obtenus pour les fréquences préalablement testées. S'il y a une différence entre les niveaux de sorties obtenus par l'intermédiaire de l'Aurical et ceux obtenus à l'aide de « Distorsions », on ajuste à l'aide de la fonction « calibrage tonal » incluse dans « Distorsions » pour obtenir des niveaux de pression sonores en sortie, en dB SPL, équivalents : le logiciel « Distorsions » est alors calibré.

Pour pouvoir être utilisé convenablement et obtenir des niveaux de sorties cohérents au niveau du casque TDH 39, il faut paramétrer l'Aurical pour obtenir un niveau de 80 dB HL sur chaque canal.

On vérifie ensuite le calibrage de chaque canal en envoyant un bruit blanc par l'intermédiaire de « Distorsions » et l'on regarde si le «vu-mètre» affiche 0 dB (cf. photo 3 et 4). Si tel est le cas, tout le matériel est désormais configuré pour la passation des tests.



**Photo 3 :** Procédure de calibrage du logiciel « Distorsions »



**Photo 4 :** Procédure de calibrage du module d'audiométrie de l'Aurical

### 5.1.3 Protocole de test

Afin d'obtenir une étude fiable, il est nécessaire de mettre en place un protocole de test identique pour chaque patient testé.

Nous avons donc défini le protocole suivant :

*Par l'intermédiaire du module Audiométrie de l'Aurical*

- **Audiogramme tonal (seuil d'audition + seuils d'inconfort).** Ce qui nous permet d'apprécier la dynamique auditive du patient et ainsi éviter tout risque de franchissement du seuil de douleur, notamment pour les patients ayant une dynamique très pincée (le seuil supra-liminaire de 20 dB SL devient alors trop proche du seuil d'inconfort),

*Par l'intermédiaire du logiciel « Distorsions »*

- **Confirmations des seuils d'auditions,** ceci nous permet d'être sûr de nos résultats et de confirmer une énième fois notre calibration,
- **Audiométrie automatique de Békésy,** le patient « trace » lui-même et en détail son seuil d'audition. Nous faisons varier la vitesse de balayage, en fonction de l'audiogramme obtenu avec l'Aurical, pour mieux détailler, le cas échéant, les fortes évolutions du seuil d'audition,
- **Test de Lüscher & Zwislocki,** qui permet de connaître rapidement, facilement et précisément la valeur du seuil différentiel d'intensité,
- **Test de Fowler,** si la différence entre les seuils d'audition des deux oreilles est comprise entre 20 dB et 60 dB sur la fréquence désirée, et si les pertes d'auditions ne sont pas supérieures à 90 dB,
- **Test de Reger,** si la différence entre la fréquence de référence et la fréquence suspecte est supérieure à 30 dB sur la même oreille, et si la perte d'audition n'est pas supérieure à 90 dB.

Si le temps restant le permet et si le patient est concentré et réactif, nous effectuons en plus :

- **S.I.S.I. Test,**
- **Méthode de modulation en fréquence,**
- **Pouvoir séparateur temporel.**

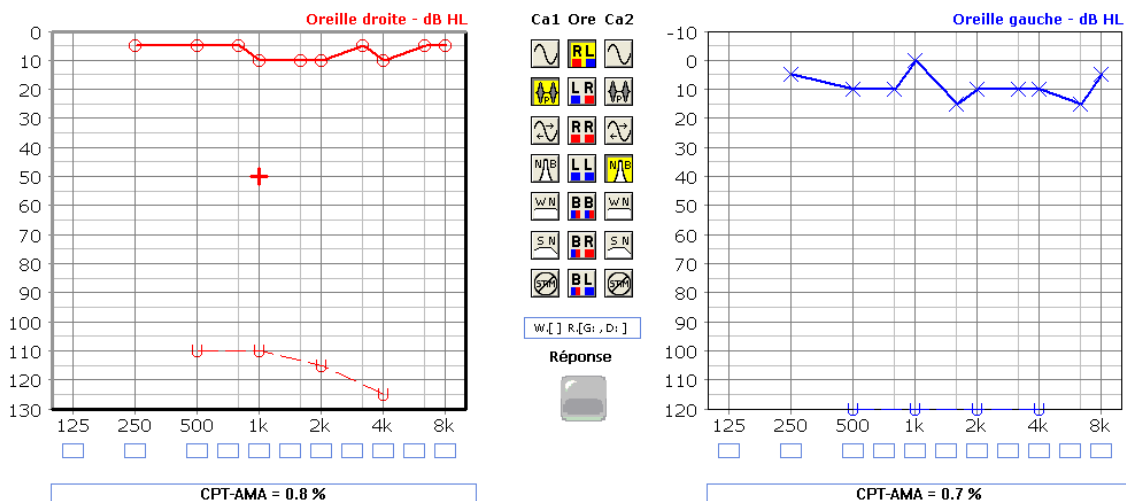
## 5.2 Cas pratiques

### 5.2.1 Sujet normo-entendant : Melle C. Anne-Catherine

Nous commençons cette étude par un sujet normo-entendant, qui nous permettra d'avoir une idée des valeurs cibles pour une audition « normale » d'une oreille saine.

Melle C. Anne-Catherine, 31 ans, dont l'audiogramme tonal est le suivant :

#### Audiométrie Tonale - Deux Canaux



Nous constatons que l'audition de Melle C. est normale, l'oreille droite étant légèrement meilleure que la gauche, les dynamiques du champ auditif étant de 110 dB sur tout le spectre fréquentiel.

La confirmation des seuils par l'intermédiaire du logiciel « Distorsions » se rapproche de ceux obtenus ci-dessus. La différence de niveau (5 à 10 dB) est due au bruit de fond engendré par l'Aurical, qui comme énoncé dans le paragraphe 5.1.1 est calibré sur 80 dB HL, et perceptible par un sujet normo-entendant. (cf. annexe 1)

Cette différence se retrouve sur les courbes obtenues par audiométrie automatique de Békésy. La remontée au niveau des basses fréquences (250 à 750 Hz) vient du fait que le bruit de fond est de fréquence aigue : il est donc masqué par les basses fréquences jusqu'à 750 Hz (cf. annexe 1).

La dynamique du champ auditif uniformément de 110 dB sur l'ensemble du spectre auditif laisse présager une absence de recrutement, qui rappelons le est du à une « compression » de cette dynamique.

Ceci est vérifié par le test de Lüscher & Zwislocki dont les résultats nous montrent que le seuil différentiel d'intensité est supérieur pour toutes les fréquences testées à la valeur de 0,7 dB, valeur théorique caractéristique du recrutement (cf. annexe 1) :

- pour la fréquence 1000 Hz, S.D.I. de 1,0 dB sur l'oreille droite et 1,1 dB sur l'oreille gauche,
- pour la fréquence 4000 Hz, S.D.I. de 1,5 dB sur l'oreille droite et 0,8 dB sur l'oreille gauche.

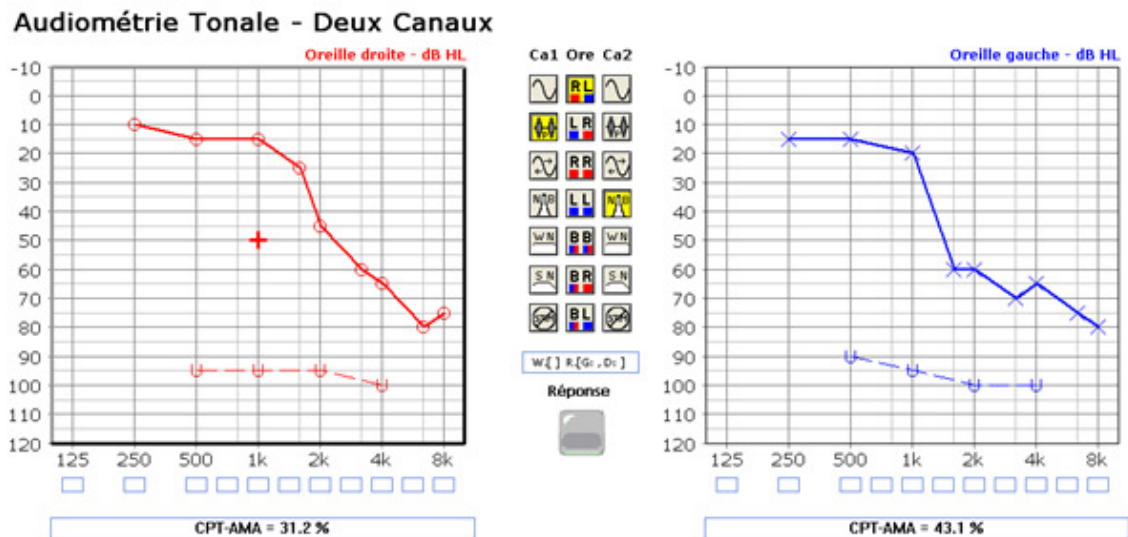
Les seuils d'auditions étant symétriques et « plats », les tests de Fowler et de Reger n'ont pas pu être effectués.

Nous avons ensuite effectué le test par méthode de modulation en fréquence, et avons obtenu les valeurs de 0,3%, sur les deux oreilles, pour le seuil différentiel de hauteur (cf. annexe 1). Valeur correspondante à la valeur théorique du S.D.H. en absence de diplacousie (distorsions de hauteur).

Pour terminer l'examen de Melle C., nous avons cherché à déterminer son Pouvoir Séparateur Temporel à l'aide du test du même nom, et avons trouvé des valeurs de 60 ms sur les deux oreilles, avec émission d'un bruit blanc (cf. annexe 1). Ces valeurs sont supérieures à la valeur théorique comprise entre 25 ms et 50 ms, mais le logiciel testant le P.S.T. par pas de 10 ms, celui de Melle C se trouve vraisemblablement autour de 50 ms, ce qui est donc normal.

## 5.2.2 Patient présentant une presbycousie symétrique : Mr M. Georges

Ce second patient, Mr M. Georges, 74 ans, présente une surdité symétrique de type presbycousique, son audiogramme est le suivant :



Nous constatons que l'audition de Mr M. Georges est de type presbycousique (surdité plus marquée dans les hautes fréquences que dans les basses fréquences) et symétrique. Les seuils d'inconfort sont moins élevés que la normale (90 dB à 100 dB contre 110 dB), et entraînent un pincement de la dynamique du champ auditif à partir de la fréquence 1000 Hz. Ce pincement est signe d'un recrutement éventuel (cf. annexe 2).

La confirmation des seuils par l'intermédiaire de Distorsions se rapproche de ceux obtenus ci-dessus (cf. annexe 2).

Les courbes obtenues par audiométrie automatique de Békésy sont similaires à celles des audiogrammes tonaux. Cependant la baisse des seuils d'auditions à partir de la fréquence 1000 Hz est beaucoup plus marquée : sur l'oreille gauche, la pente est très forte, le niveau baisse brusquement au-delà de 1000 Hz (1400 Hz) jusque 1700 Hz : la chute est d'environ 50 dB pour 300 Hz, alors que sur l'audiogramme tonal elle n'est que de 40 dB pour 500 Hz ; sur l'oreille droite, cette pente est un peu moins marquée, mais la baisse de niveau est très impressionnante, environ -70 dB de 1600 Hz à 3700 Hz, contre -55 dB de 1000 Hz à 4000 Hz (cf. annexe 2).

Ce constat met en évidence tout l'intérêt de l'audiométrie automatique de Békésy, qui nous permet d'avoir un seuil d'audition très précis sur l'ensemble du spectre auditif, et d'ainsi apprécier en détail l'évolution de ce seuil ; chose que nous ne permet pas l'audiométrie tonale standard.

De plus on observe des dents de scie beaucoup plus pincées après ces chutes de seuils dans les hautes fréquences, ce qui caractérise la présence de recrutement.

Ceci est confirmé par le test de Lüscher & Zwislocki. Les résultats de ce test, nous montrent des valeurs du S.D.I. inférieures à la valeur théorique de 0,7 dB (limite à partir de laquelle il y a présence de recrutement) dans les hautes fréquences (cf. annexe 2) :

- pour la fréquence 500 Hz, S.D.I. de 1 dB sur l'oreille droite et de 0,8 dB sur l'oreille gauche, pas de recrutement sur cette fréquence,
- pour la fréquence 2000 Hz, S.D.I. de 0,2 dB sur l'oreille gauche comme sur l'oreille droite, présence de recrutement sur cette fréquence.

Les seuils d'auditions étant symétriques le test de Fowler n'est pas réalisable, mais le test de Reger l'est tout à fait, grâce à la présence de fortes pentes sur les seuils d'auditions.

Nous réalisons donc ce test sur les fréquences 1000 Hz et 2000 Hz sur l'oreille gauche, et 1000 Hz et 4000 Hz sur l'oreille droite.

Les résultats confirment eux aussi la présence de recrutement :

- pour l'oreille gauche, la courbe rejoint la diagonale, ceci indique donc que la croissance de la sonie pour la fréquence suspecte 2000 Hz est plus rapide que pour la fréquence de référence 1000 Hz, il y a donc recrutement,
- il en est de même sur l'oreille droite, ou la courbe rejoint également la diagonale, indiquant que la croissance de la sonie pour la fréquence 1000 Hz est plus rapide que pour la fréquence suspecte 4000 Hz, il y a donc également recrutement (cf. annexe 2)

Mr M. Georges étant fiable et réactif, et le temps le permettant, nous effectuons ensuite un S.I.S.I. Test à la fréquence 2000 Hz sur l'oreille gauche. Lors de ce test Mr M. entend les 23 augmentations d'intensité sur les 23 émises. Cela confirme encore la présence de recrutement sur cette fréquence (cf. annexe 2).

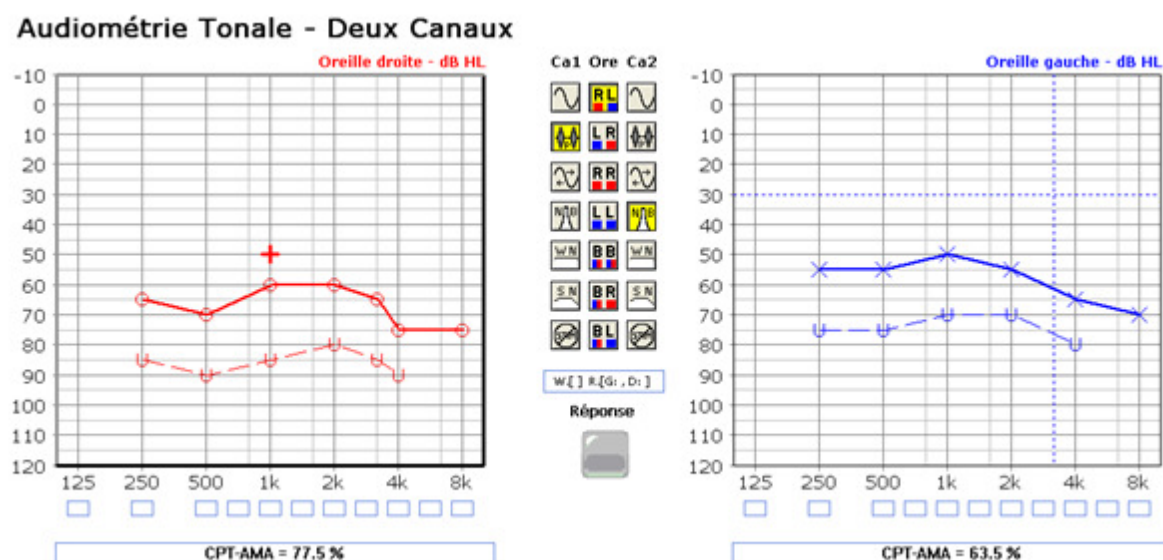
Nous avons ensuite effectué le test par méthode de modulation en fréquence, et avons obtenu les valeurs de 0,3%, sur les deux oreilles, pour le seuil différentiel de hauteur (cf. annexe 2). Valeur correspondante à la valeur théorique du S.D.H. en absence de diplacousie (distorsions de hauteur).

Pour terminer l'examen de Mr M., nous avons cherché à déterminer son Pouvoir Séparateur Temporel à l'aide du test du même nom, et avons trouvé des valeurs de 5 ms sur l'oreille droite et 8 ms sur l'oreille gauche, avec émission d'un bruit blanc (cf. annexe 2). Ces valeurs sont inférieures à la valeur théorique de 25 ms à 50 ms: Mr M. semblent donc avoir un meilleur pouvoir séparateur temporel que la normale. La tâche consistant à discerner les 2 clics émis par ce test n'est pas aisée, cet écart par rapport à la valeur théorique d'un sujet sain peut être du à cette difficulté, Mr M. croyant percevoir 2 clics alors qu'il ne percevrait en réalité qu'un seul clic se répétant rapidement.



### 5.2.3 Patiente avec surdité sévère, plate et symétrique : Mme P. Thérèse

Ce troisième cas concerne Mme P. Thérèse, 60 ans, qui présente une surdité moyenne à sévère, plate et symétrique, dont l'audiogramme est le suivant :



La recherche des seuils d'inconfort a mis en évidence une dynamique très réduite chez Mme P., et ce sur les deux oreilles. Cette recherche a d'ailleurs été délicate, tant Mme P. est sensible à l'augmentation d'intensité : l'émission d'un son à intensité supra-liminaire la faisait sursauter, se crisper, voire même s'agripper au fauteuil.

Cette étroite dynamique du champ auditif annonce un fort recrutement qui devrait apparaître très nettement sur les tests suivants.

La confirmation des seuils avec le logiciel « Distorsions » donne le même audiogramme (cf. annexe 3).

Nous procédons alors à l'audiométrie automatique de Békésy.

Cette audiométrie va dans le même sens que les précédentes : la réduction de la dynamique du champ auditif est mise évidence par la faible amplitude des dents de scie notamment dans les fréquences aiguës, ou elles sont très faibles et serrées (cf. annexe 3). Le recrutement est très nettement apparent sur ces fréquences (à partir de 1000 Hz sur l'oreille droite et vers 3500 Hz sur l'oreille gauche).

La chute de niveau à partir de 4000 Hz sur l'oreille droite est due à l'arrêt du test, Mme P. ne supportant plus le son émis. La passation de cette audiométrie fut d'ailleurs très difficile pour elle, rapidement le niveau était proche de son seuil d'inconfort, Mme P. était constamment très crispée, aussi bien à la manipulation du bouton de réponse qu'au niveau de son assise.

Les seuils d'audition étant presque plats et de même niveau, les tests de Fowler et de Reger ne furent pas réalisables.

Quant aux tests de Lüscher & Zwislocki et S.I.S.I., ils ne sont pas indiqués, l'émission d'un son à intensité supra-liminaire sur les fréquences suspectes (1000 Hz à 8000 Hz) serait trop proche du seuil d'inconfort de Mme P. ; nous avons tout de même essayé d'effectuer ces deux tests à une intensité plus faible, et donc proche de son seuil d'audition, mais les résultats obtenus ne furent pas concluants (cf. annexe 3) et ne mettent pas clairement en évidence le recrutement : pour rappel, le seuil différentiel d'intensité diminue au fur et à mesure que l'on s'éloigne du seuil d'audition.

Seule la valeur de 0,6 dB sur la fréquence 2000 Hz à droite valide le recrutement, mais reste tout de même faible, au regard de la faible dynamique du champ auditif.

Nous avons donc ensuite recherché le seuil différentiel de fréquence et le pouvoir séparateur temporel.

Le seuil différentiel de fréquence n'a été testé que sur l'oreille droite à la fréquence 2000 Hz (sur les autres fréquences, et sur l'oreille gauche, Mme P. ne percevait aucun son), et est tout à fait normal : 0,3 % (cf. annexe 3).

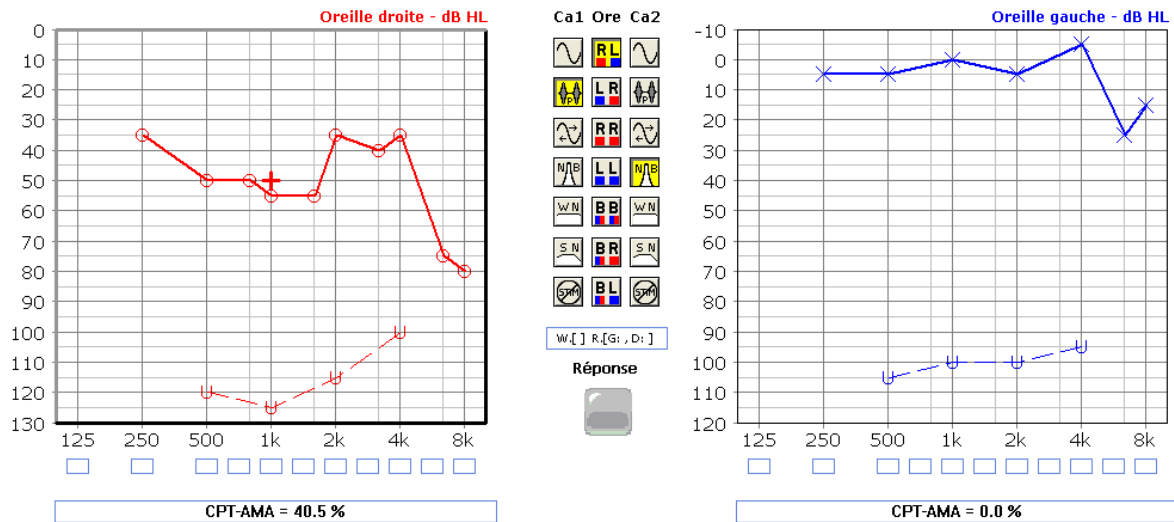
Pour le Pouvoir Séparateur Temporel, il semble être légèrement plus élevé que la valeur théorique : 60 ms avec Bruit Blanc sur l'oreille droite, 80 ms sur l'oreille gauche (cf. annexe 3).

L'étude de cas de Mme P. fut intéressante car elle a permis de soulever les limites de réalisation de ces tests psychoacoustiques, sur des pertes sévères et/ou avec une dynamique très réduite.

## 5.2.4 Patiente avec une surdité moyenne unilatérale : Mme B. Valérie

Dans ce quatrième point, nous allons voir le cas de Mme B. Valérie, 36 ans, qui présente une surdité sévère unilatérale dont l'audiogramme est le suivant :

### Audiométrie Tonale - Deux Canaux



Nous pouvons ainsi constater que la perte d'audition sur l'oreille droite est marquée sur les fréquences graves et bas-médiums (500 Hz à 1500 Hz) et les fréquences supérieures à 4000 Hz. La dynamique du champ auditif est réduite mais à peu près homogène sur tout le spectre fréquentiel. L'oreille gauche quant à elle présente une audition saine, une légère baisse est cependant à noter sur le 6000 Hz.

La confirmation des seuils d'auditions sur le logiciel montre deux courbes plates (hormis une hausse sur le 250 Hz due au bruit de fond), ce qui diffère des seuils ci-dessus (cf. annexe 4).

L'audiométrie automatique de Békésy reproduit les mêmes courbes que sur l'audiogramme effectué via l'Aurical : seuil d'audition plat et normal sur l'oreille gauche ; et surdité moyenne marquée sur les graves et les aigus au-delà de 4000 Hz (cf. annexe 4).

Cependant, l'allure de la courbe sur cette oreille droite est très atypique. En effet, les dents de scie ont une forte amplitude, ce qui met en évidence une forte latence au niveau de la perception des variations d'intensité. Cette latence peut être due à un problème de

concentration, mais Mme B. semblait très concentrée, nous avons d'ailleurs suspendu le test quelques secondes pour s'assurer de sa bonne concentration, qui s'est avérée. Cette latence trouve donc son origine autre part, elle pourrait suggérer un trouble d'origine centrale, mais sans certitude, des tests plus approfondis et n'étant pas du ressort de l'audioprothésiste sont bien évidemment nécessaires pour confirmer cette hypothèse.

Nous avons ensuite effectué un test de Lüscher & Zwislocki qui nous a permis de suspecter le recrutement sur les fréquences 1000 Hz et 4000 Hz au niveau de l'oreille droite : seuil différentiel d'intensité de 0,6 dB sur la fréquence 1000 Hz et 0,3 dB sur la fréquence 4000 Hz. Sur la fréquence 250 Hz, ce S.D.I. n'est quant à lui que de 0,7 dB, valeur théorique à partir de laquelle le recrutement n'est pas significatif (cf. annexe 4).

Pour confirmer, ce test de Lüscher & Zwislocki, nous avons effectué un test de Fowler, sur les fréquences 1000 Hz et 4000 Hz.

Sur la fréquence 1000 Hz, la courbe obtenue est parallèle à la diagonale (les 2<sup>e</sup> et 3<sup>e</sup> points ne s'écartant que de 5 dB, nous pouvons considérer qu'ils sont alignés sur la droite), le recrutement suspecté sur cette fréquence n'est donc pas validé (cf. annexe 4).

Sur la fréquence 4000 Hz, la courbe obtenue rejoint la diagonale, il y a donc bien recrutement (cf. annexe 4).

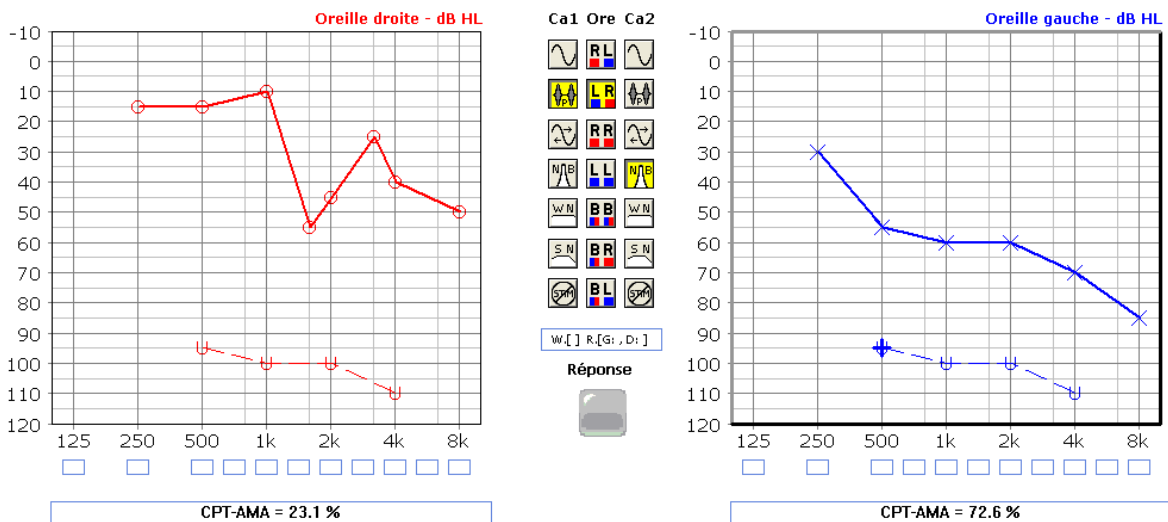
Nous pouvons ainsi constater, grâce aux résultats de ce test de Fowler, l'importance de combiner plusieurs tests pour s'assurer des données obtenues.

N'ayant plus suffisamment de temps, nous n'avons pas réalisés de test par méthode de modulation en fréquence et de recherche du Pouvoir Séparateur Temporel.

## 5.2.5 Patiente avec surdité bilatérale et scotome : Mme L. Claire

Pour ce 5<sup>e</sup> cas nous avons à faire à Mme L. Claire, 33 ans, ayant une surdité bilatérale moyenne avec un scotome sur l'oreille droite, l'audiogramme est le suivant :

### Audiométrie Tonale - Deux Canaux



Cet audiogramme nous indique que le scotome se situe autour de la fréquence 1500 Hz (cette fréquence sera précisée avec l'audiométrie automatique de Békésy). La perte d'audition sur l'oreille gauche est plus importante, très marquée sur les aigus (80 dB à 8000 Hz). La dynamique du champ auditif est homogène sur l'ensemble du spectre fréquentiel (hormis autour de la fréquence du scotome sur l'oreille droite).

La confirmation des seuils d'audition sur le logiciel « Distorsions » montrent la même courbe sur l'oreille gauche que sur l'audiogramme ci-dessus. La courbe sur l'oreille droite est quant à elle différente, ne testant pas la fréquence 1500 Hz, le scotome n'apparaît pas (cf. annexe 5). D'où l'intérêt de l'audiométrie tiers d'octave.

Nous procédons ensuite à l'audiométrie automatique de Békésy qui va nous être utile pour l'oreille droite afin d'apprécier la fréquence du scotome.

La courbe obtenue pour l'oreille gauche reprend exactement l'allure de celle des audiogrammes, on y observe une réduction de l'amplitude des dents de scie à partir de la

fréquence 2000 Hz, juste après une nette chute de niveau (-25 dB de 2000 Hz à 3000 Hz), ceci met en évidence la présence de recrutement sur cette oreille.

La courbe obtenue pour l'oreille droite, nous permet, comme prévu, d'apprécier la fréquence exacte du scotome : en réduisant la vitesse de balayage (120 s / octave) à l'approche de la fréquence probable du scotome (aux alentours de 1500 Hz), nous avons pu déterminer précisément que ce dernier se situe près de la fréquence 1600 Hz, la baisse de niveau le précédant est très nette (- 50 dB de 1400 Hz à 1600 Hz), par contre la remontée qui lui succède est plus « douce ». A partir du scotome, l'amplitude des dents de scie est réduite, le recrutement y apparaît donc. Le seuil remonte ainsi jusque la fréquence 4000 Hz et rechute ensuite brutalement (cf. annexe 5).

Pour renforcer l'hypothèse du recrutement, nous effectuons un test de Lüscher & Zwislocki :

- à la fréquence 4000 Hz au niveau de l'oreille droite, le seuil différentiel d'intensité est de 0,5 dB, valeur synonyme de suspicion de recrutement,
- cette valeur est également obtenue sur l'oreille gauche à la fréquence 2000 Hz (cf. annexe 5).

Afin de confirmer cette suspicion de recrutement, et la différence des seuils d'audition le permettant, nous procédons à un test de Fowler sur la fréquence 1000 Hz, avec l'oreille droite comme oreille de référence.

La courbe résultante rejoint la diagonale du diagramme, le recrutement est donc confirmé sur la fréquence 1000 Hz pour l'oreille gauche.

Ensuite, les seuils d'audition présentant de belles pentes sur plusieurs fréquences, nous pouvons réaliser un test de Reger :

- nous choisissons, sur l'oreille gauche, de tester la fréquence 4000 Hz en prenant comme référence la fréquence 250 Hz. La courbe obtenue se rapproche de la diagonale, nous apportant une énième confirmation du recrutement sur les fréquences aiguës,

- sur l'oreille droite, la fréquence de référence est à 1000 Hz, fréquence précédant le scotome, et la fréquence suspecte est à 2000 Hz, fréquence se situant juste après le scotome. La courbe obtenue est sécante à la diagonale, ce qui met en évidence un recrutement, voire même un sur-recrutement (cf. annexe 5).

Ainsi, grâce à ce cas de Mme L. Claire, nous avons pu, grâce aux tests psychoacoustiques, étudier le comportement de son audition sur et aux alentours du scotome présent sur son oreille droite.

## Conclusion

Ainsi, de nombreux tests sont à la disposition de l'audioprothésiste, et plus généralement du clinicien, pour mesurer et mettre en évidence les paramètres d'intensité, de fréquence et de temps de l'audition.

Par ce mémoire nous avons voulu montrer quels étaient leurs intérêts et leurs caractéristiques, et montrer que leur réalisation n'est pas si difficile du moment que l'on ait les bons outils et que l'on sache où l'on va.

En effet, ces tests datant pour la plupart du milieu voire du début du 20<sup>e</sup> siècle, leur réalisation n'est pas toujours évidente, soit le matériel est trop âgé ou obsolète pour un clinicien de notre époque, soit ils se sont vus remplacés par d'autres procédés plus efficaces aujourd'hui ; nous pensons notamment aux tests mettant en évidence des pathologies endocochléaires ou rétro-cochléaires, qui ne sont plus utilisés car les nouvelles techniques d'imagerie médicale telles que le scanner ou l'I.R.M. apportent des résultats beaucoup plus précis.

Cependant, l'élaboration d'un outil informatique tel que le logiciel « Distorsions » rendent à nouveau l'ensemble de ces tests accessibles à tous : tout audioprothésiste ou médecin O.R.L. possède un ordinateur et un audiomètre et peut s'équiper du logiciel « Distorsions » pour pratiquer très facilement certaines explorations fonctionnelles comme la recherche du seuil différentiel d'intensité et la qualification précise du recrutement sur chaque patient, à l'aide d'un S.I.S.I test ou d'un test de Lüscher & Zwislocki par exemple.



*« Ne vous laissez jamais dominer par la machine car aujourd'hui beaucoup de notre réflexion est biaisée par l'automatisme : rentrer une courbe et obtenir un réglage, qui n'est pas si mal que ça. La recherche de l'excellence nécessite que notre audiométrie soit excellente ; alors faites de l'audiométrie et retrouvez les sens cliniques, c'est le plus important. » [57]*

## Bibliographie

[1] Précis d'audioprothèse, Collège National d'audioprothèse, Tome 1, Chapitre 2, Epreuves tonales

[2] Site internet :

<http://recherche.ircam.fr/equipes/analyse-synthese/tassart/doc/beauxarts/note-13.fr.html>

[3] Site internet : <http://cours.musique.umontreal.ca/MUS1217/Psychoacoustique.html>

[4] Site internet :

[http://www.ears.dmu.ac.uk/spip.php?page=rubriqueLang&lang=fr&id\\_rubrique=74](http://www.ears.dmu.ac.uk/spip.php?page=rubriqueLang&lang=fr&id_rubrique=74)

[5] Wikipédia, L'encyclopédie libre, Psychoacoustique

[6] [7] Site internet : <http://www.techno-science.net> , Psychoacoustique

[8] Laboratoire biophysique Nantes, Cours n° 2, Psycho-acoustique-Phénomènes subjectifs de l'audition

[9] Centre de recherche sur les communications Canada, Système audio de pointe, Psychoacoustique

[10] Site internet : [http://www.crc.gc.ca/files/aas/home/Freq2Pitch\\_f.jpg](http://www.crc.gc.ca/files/aas/home/Freq2Pitch_f.jpg)

[11][12][13] Ducourneau J., Cours de Psychoacoustique, D.E. d'Audioprothésiste 2<sup>ème</sup> année, Faculté de Pharmacie, Nancy, 2008

[14] Zwicker E.& Fastl H., Psychoacoustics Facts & Models, Chapter 8, Loudness, Ed. Springer, 2003, p.223

[15] Zwicker E.& Fastl H., Psychoacoustics Facts & Models, Chapter 8, Loudness, Ed. Springer, 2003, p.220

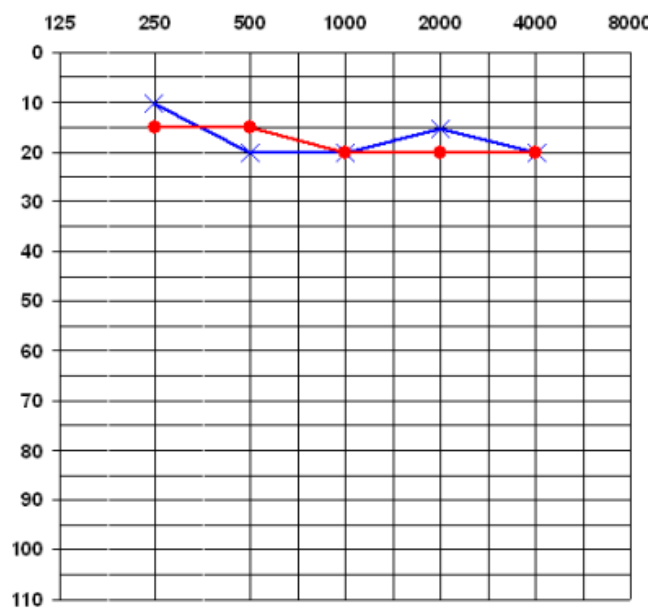
[16] Site internet : [http://aune.lpl.univ-aix.fr/~ghio/diaporama/2.CoursECM-Parole\\_et\\_Langage-Ghio\\_Acoustique\\_et\\_perception\\_de\\_la\\_parole\\_fichiers/frame.htm](http://aune.lpl.univ-aix.fr/~ghio/diaporama/2.CoursECM-Parole_et_Langage-Ghio_Acoustique_et_perception_de_la_parole_fichiers/frame.htm)

[17][18] Encyclopédie Universalis, Psychoacoustique, Sonie et Tonie, 2004

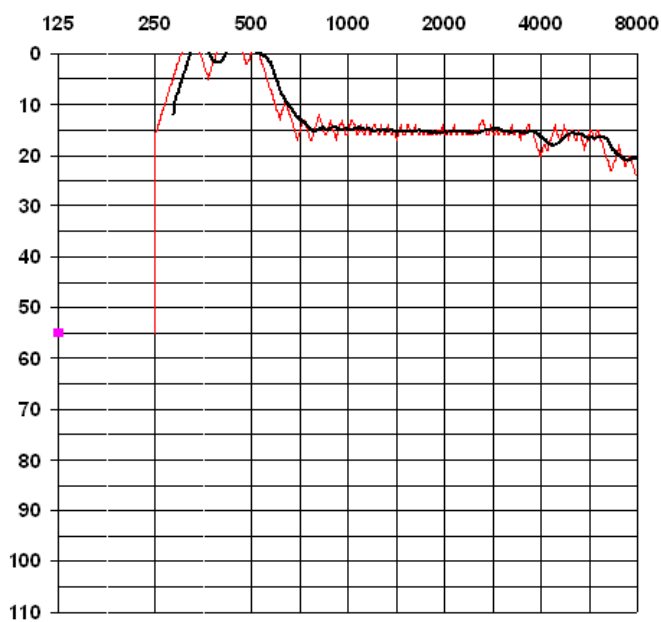
[19][20] Zwicker E.& Fastl H., Psychoacoustics Facts & Models, Chapter 6, Critical Bands, Ed. Springer, 2003, p.162-163

- [21][22] Stanley A. Gelfand, "Essentials of audiology", 3e édition, Ed. Thieme, 2009, p.314
- [23] à [26] Stanley A. Gelfand, "Essentials of audiology", 3e édition, Ed. Thieme, 2009, p.90
- [27] à [39] Zwicker E. & Fastl H., Psychoacoustics Facts & Models, Chapter 7, Just Noticeable Changes In Sound, Ed. Springer, 2003, p174-185
- [40] Nicolas Grimault, Cours de Psychoacoustique, Neurosciences et systèmes sensoriels, Université de Lyon, 2006
- [41] Stanley A. Gelfand, "Essentials of audiology", 3e édition, Ed. Thieme, 2009, p.308
- [42] Yves Lasry, Logiciel "Distorsions", 2010
- [43] à [45] Yves Lasry, Test de Fowler, Logiciel "Distorsions", 2010
- [46] Stanley A. Gelfand, "Essentials of audiology", 3e édition, Ed. Thieme, 2009, p.313
- [47] Yves Lasry, Test de Reger, Logiciel "Distorsions", 2010
- [48] Stanley A. Gelfand, "Essentials of audiology", 3e édition, Ed. Thieme, 2009, p.313
- [49] Stanley A. Gelfand, "Essentials of audiology", 3e édition, Ed. Thieme, 2009 p.314
- [50] Yves Lasry, Test de Lüscher & Zwislocki, Logiciel "Distorsions", 2010
- [51] Stanley A. Gelfand, "Essentials of audiology", 3e édition, Ed. Thieme, 2009 p.314
- [52] Encyclopédie Universalis, Georg Von Békésy
- [53] Yves Lasry, Audiométrie automatique de Békésy, Logiciel "Distorsions", 2010
- [54] à [56] Précis d'audioprothèse, Collège National d'audioprothèse, Tome 1, Chapitre 2, Epreuves tonales, p.150-151
- [57] Eric Bizaguet, E.P.U. 2009 - PSYCHOACOUSTIQUE ET SURDITÉ - Applications prothétiques, Mesures psychoacoustiques tonales, Paris, 2009

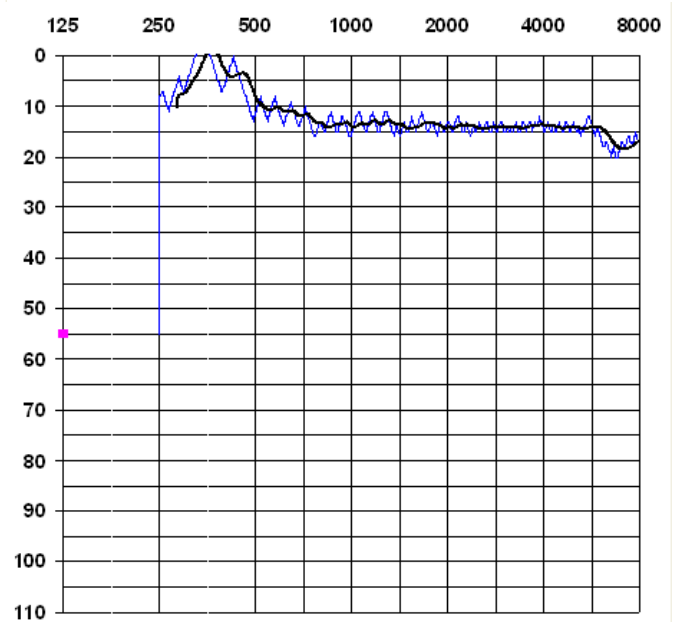
## ANNEXE 1 : Melle C. Anne-Catherine



**Figure A.1.1** : Confirmation des seuils d'audition sous Distorsions



**Figure A.1.2** : Békésy Oreille Droite



**Figure A.1.3** : Békésy Oreille Gauche

	250	500	1000	2000	4000
<b>O.D.</b>					
Seuil:	15	15	20	20	20
LUSCHER:			1.1 dB		1.5 dB
S.I.S.I.					
<b>O.G.</b>					
Seuil:	10	20	20	15	20
LUSCHER:			1 dB		0.8 dB
S.I.S.I.					

Figure A.1.4 : Résultats test de Lüscher&Zwislocki de Melle C.

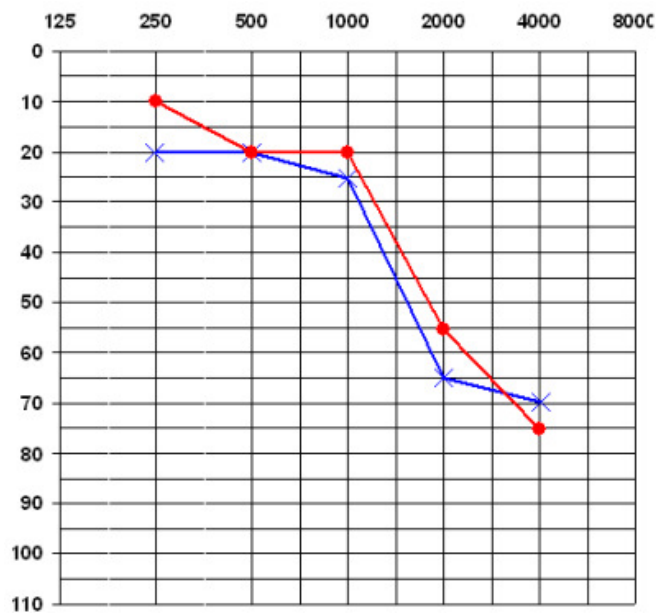
	250	500	1000	2000	4000	
<b>Seuil:</b>	15	15	20	20	20	
<b>M.M.F.:</b>				0,3 %		
<b>E.S.C.:</b>						<b>O.D.</b>
<b>Seuil:</b>	10	20	20	15	20	
<b>M.M.F.:</b>				0,3 %		
<b>E.S.C.:</b>						<b>O.G.</b>

Figure A.1.5 : Résultats test de méthode par modulation de fréquence de Melle C.

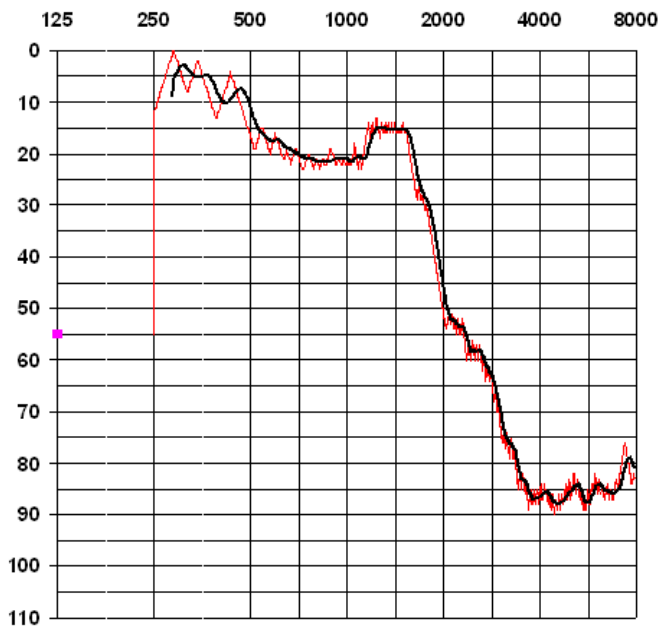
	B. Blanc	500	1000	2000	4000	6000
<b>O.D.</b>						
Seuil:		15	20	20	20	
P.S.T	60 ms					
D.T.						
<b>O.G.</b>						
Seuil:		20	20	15	20	
P.S.T	60 ms					
D.T.						

Figure A.1.6 : Résultats du test de recherche du Pouvoir Séparateur Temporel de Melle C.

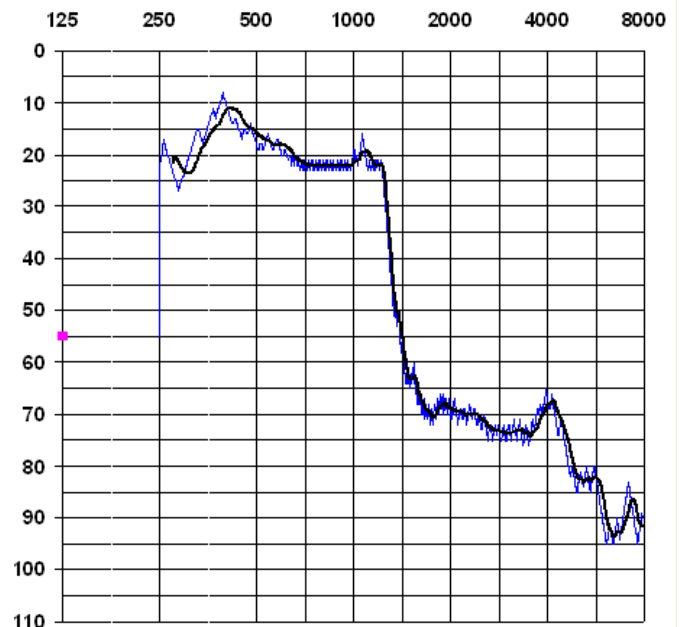
## ANNEXE 2 : Mr M. Georges



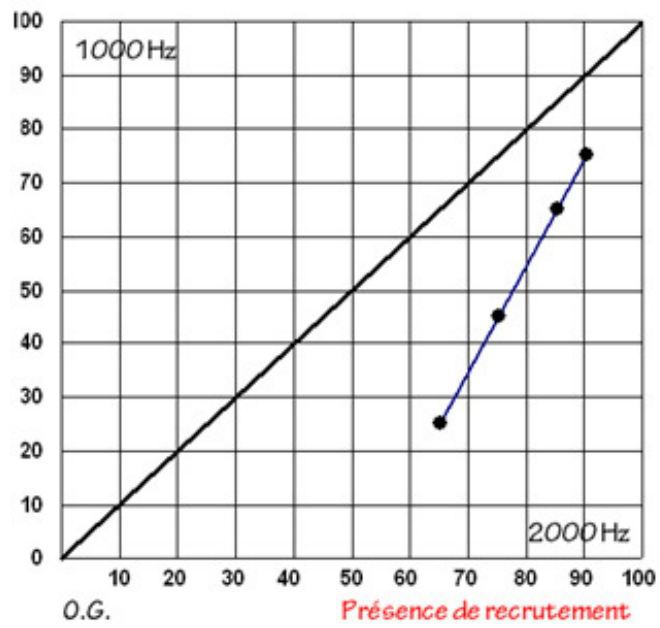
**Figure A.2.1** : Confirmation des seuils d'audition sous Distorsions



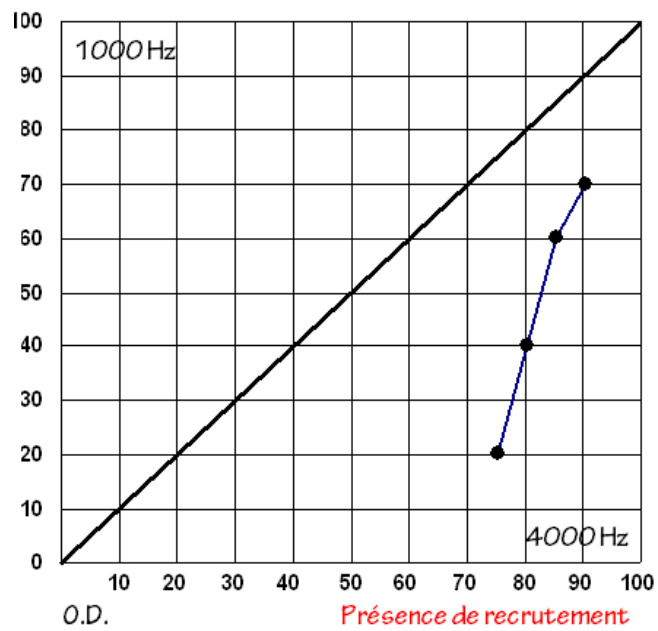
**Figure A.2.2** : Békésy Oreille Droite



**Figure A.2.3** : Békésy Oreille Gauche



**Figure A.2.4 :** Courbe de Reger sur l'oreille gauche



**Figure A.2.5 :** Courbe de Reger sur l'oreille droite

	250	500	1000	2000	4000
<b>O.D.</b>					
<b>Seuil :</b>	10	20	20	55	75
<b>LUSCHER :</b>		1 dB		0.2 dB	
<b>S.I.S.I.</b>					
<b>O.G.</b>					
<b>Seuil :</b>	20	20	25	65	70
<b>LUSCHER :</b>		0.8 dB		0.2 dB	
<b>S.I.S.I.</b>				23 / 23	

Figure A.2.6 : Résultats des tests de Lüscher & Zwislocki et S.I.S.I.

	250	500	1000	2000	4000	
<b>Seuil :</b>	10	20	20	55	75	
<b>M.M.F. :</b>		0,9 %			0,3 %	<b>O.D.</b>
<b>E.S.C. :</b>						
<b>Seuil :</b>	20	20	25	65	70	
<b>M.M.F. :</b>						<b>O.G.</b>
<b>E.S.C. :</b>						

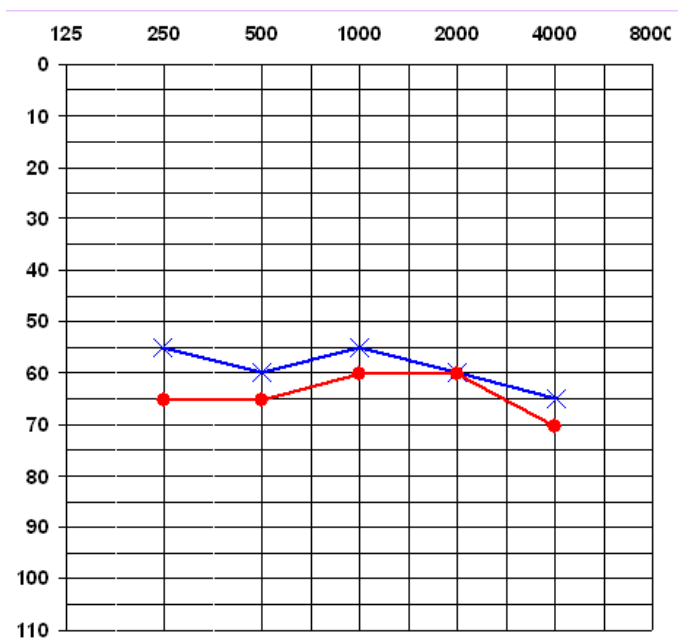
Figure A.2.7 : Résultats du test par méthode de modulation en fréquence

	B. Blanc	500	1000	2000	4000	6000
<b>O.D.</b>						
<b>Seuil :</b>		20	20	55	75	
<b>P.S.T</b>	5 ms					
<b>D.T.</b>						
<b>O.G.</b>						
<b>Seuil :</b>		20	25	65	70	
<b>P.S.T</b>	8 ms					
<b>D.T.</b>						

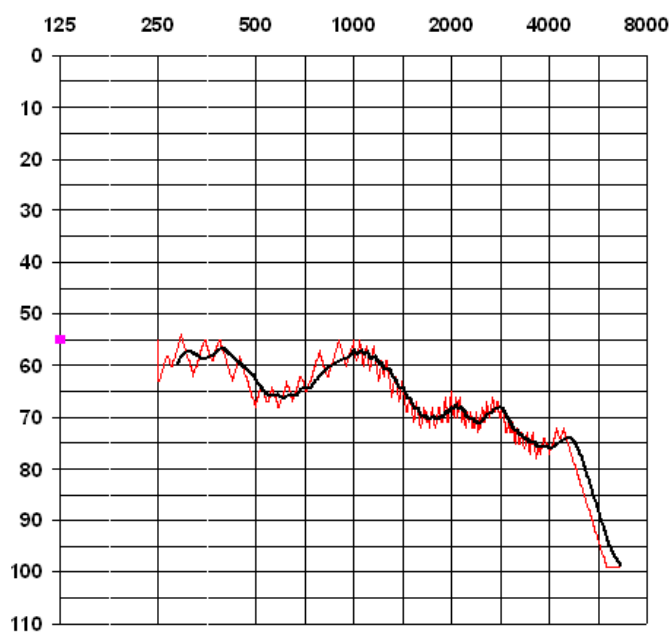
Figure A.2.8 : Résultats du test de recherche du Pouvoir Séparateur Temporel



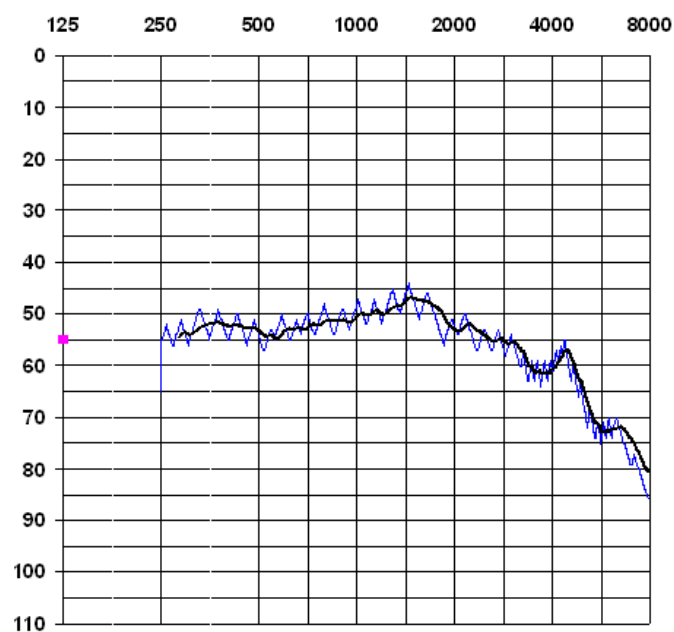
## ANNEXE 3 : Mme P. Thérèse



**Figure A.3.1 :** Confirmation des seuils d'audition



**Figure A.3.2 :** Békésy Oreille Droite



**Figure A.3.3 :** Békésy Oreille Gauche

	250	500	1000	2000	4000
<b>O.D.</b>					
<b>Seuil:</b>	65	65	60	60	70
<b>LUSCHER:</b>				0.6 dB	1.2 dB
<b>S.I.S.I.</b>				0 / 23	
<b>O.G.</b>					
<b>Seuil:</b>	55	60	55	60	65
<b>LUSCHER:</b>				0.7 dB	
<b>S.I.S.I.</b>					

Figure A.3.4 : Résultats des tests de Lüscher & Zwislocki et S.I.S.I.

	250	500	1000	2000	4000	
<b>Seuil:</b>	65	65	60	60	70	
<b>M.M.F:</b>				0,3 %		
<b>E.S.C:</b>						<b>O.D.</b>
<b>Seuil:</b>	55	60	55	60	65	
<b>M.M.F:</b>						<b>O.G.</b>
<b>E.S.C:</b>						

Figure A.3.5 : Résultats du test par méthode de modulation en fréquence

	B. Blanc	500	1000	2000	4000	6000
<b>O.D.</b>						
<b>Seuil:</b>		65	60	60	70	
<b>P.S.T</b>	60 ms					
<b>D.T.</b>						
<b>O.G.</b>						
<b>Seuil:</b>		60	55	60	65	
<b>P.S.T</b>	80 ms					
<b>D.T.</b>						

Figure A.3.6 : Résultats du test de recherche du Pouvoir Séparateur Temporel

## ANNEXE 4 : Mme B. Valérie

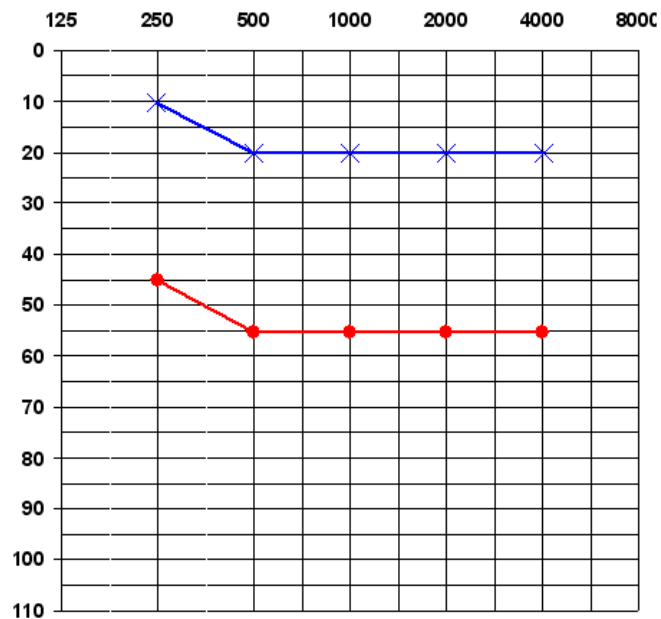


Figure A.4.1 : Confirmation des seuils d'audition

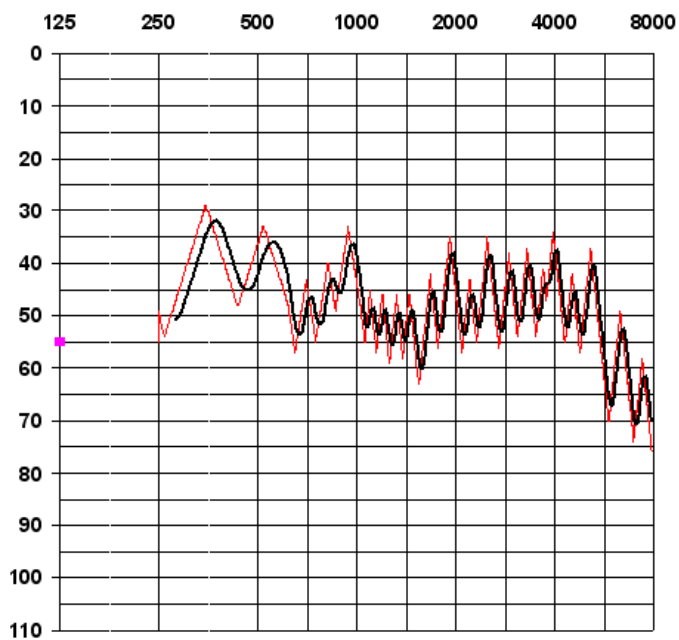


Figure A.4.2 : Békésy Oreille Droite

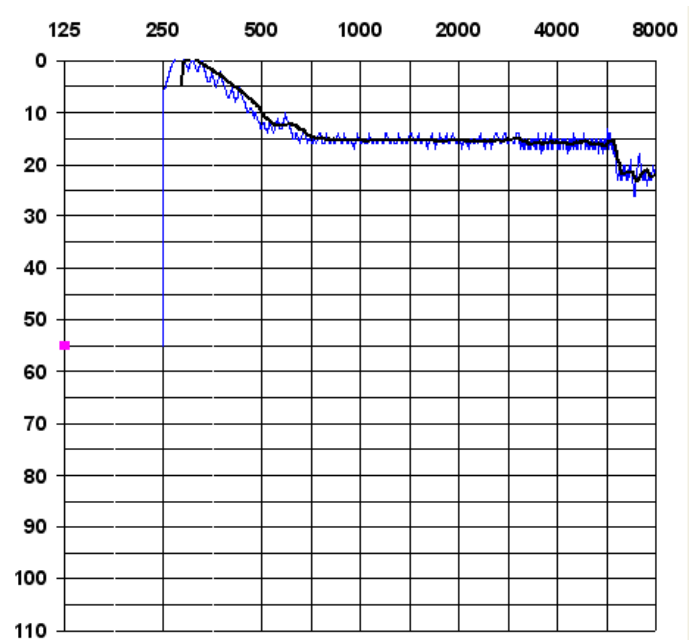


Figure A.4.3 : Békésy Oreille Gauche

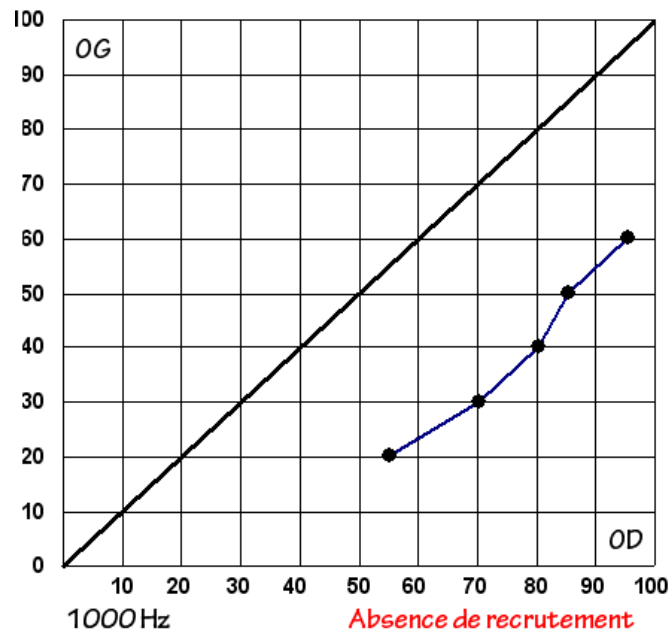


Figure A.4.4 : Courbe de Fowler sur la fréquence 1000 Hz

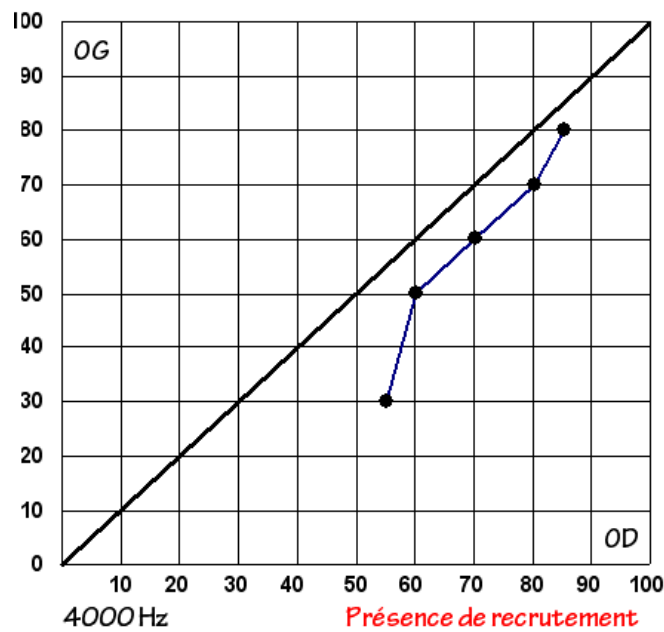
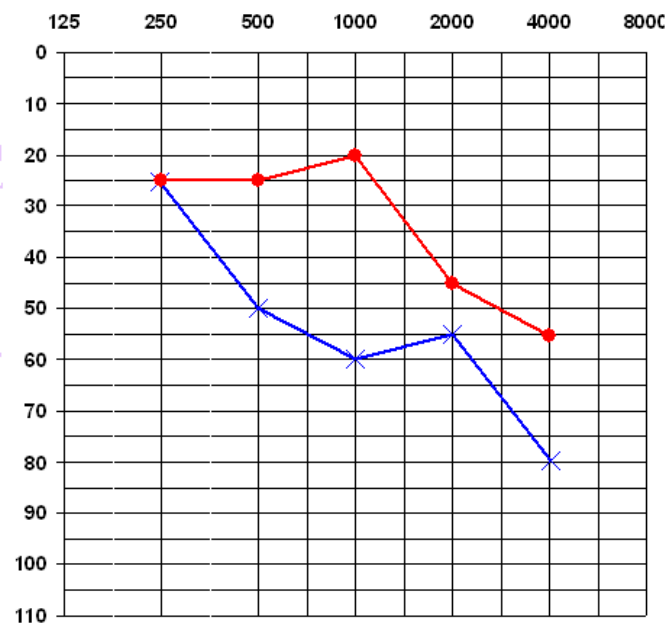


Figure A.4.5 : Courbe de Fowler sur la fréquence 4000 Hz

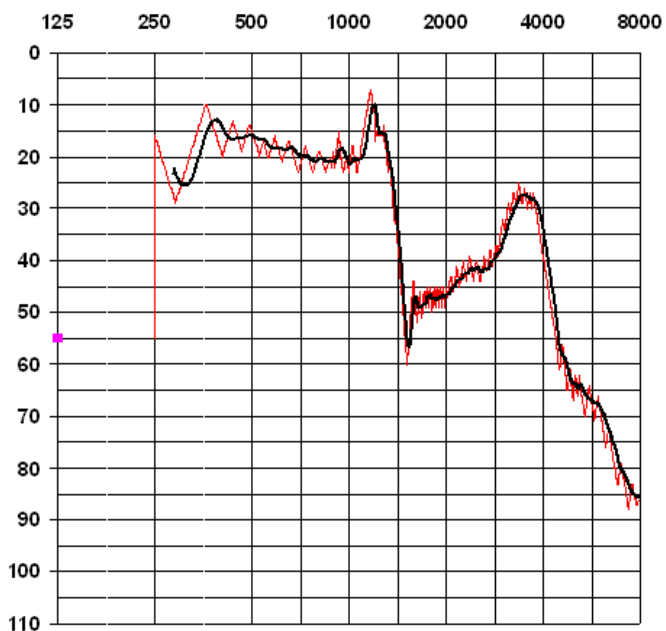
	250	500	1000	2000	4000
<b>O.D.</b>					
<b>Seuil :</b>	45 <input type="button" value="v"/>	55 <input type="button" value="v"/>	55 <input type="button" value="v"/>	55 <input type="button" value="v"/>	55 <input type="button" value="v"/>
<b>LUSCHER :</b>	0.7 dB		0.6 dB		0.3 dB
<b>SLSL</b>					
<b>O.G.</b>					
<b>Seuil :</b>	10 <input type="button" value="v"/>	20 <input type="button" value="v"/>	20 <input type="button" value="v"/>	20 <input type="button" value="v"/>	20 <input type="button" value="v"/>
<b>LUSCHER :</b>					
<b>SLSL</b>					

*Figure A.4.6 : Résultats du test de Lüscher & Zwislocki*

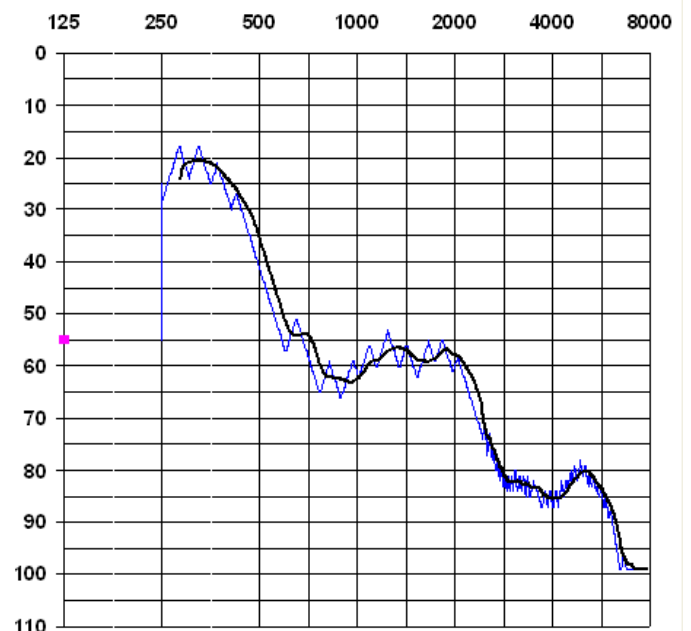
## ANNEXE 5 : Mme L. Claire



**Figure A.5.1 :** Confirmation des seuils d'audition



**Figure A.5.2 :** Békésy Oreille Droite



**Figure A.5.3 :** Békésy Oreille Gauche

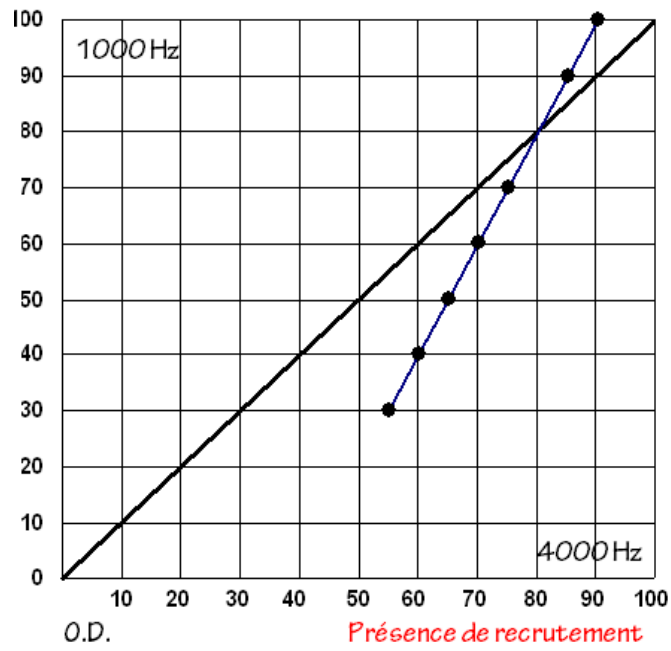


Figure A.5.4 : Courbe de Reger sur l'oreille droite

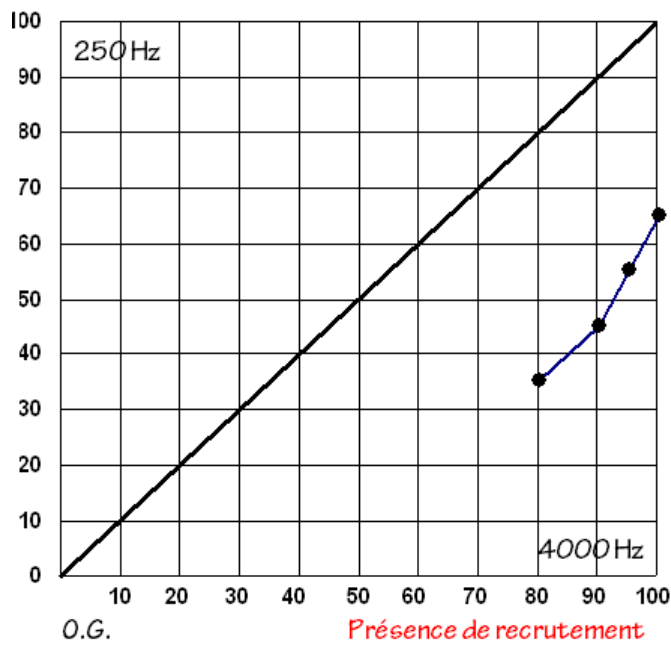


Figure A.5.5 : Courbe de Reger sur l'oreille droite

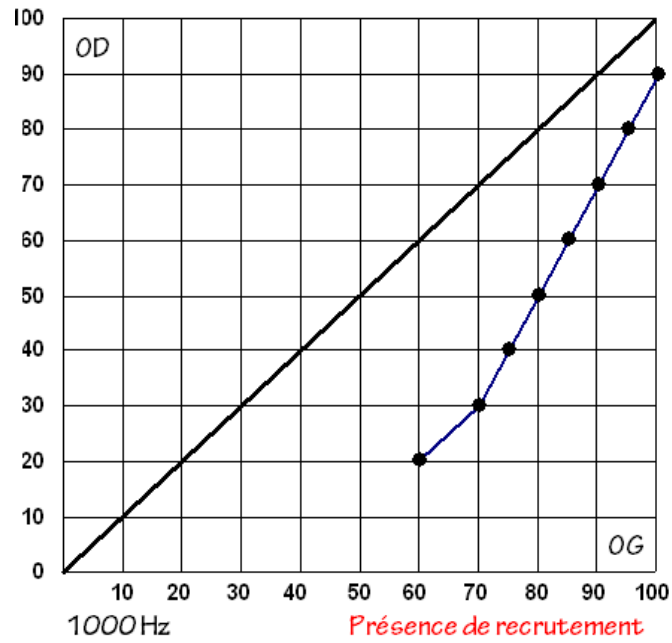


Figure A.5.6 : Courbe de Reger sur l'oreille droite

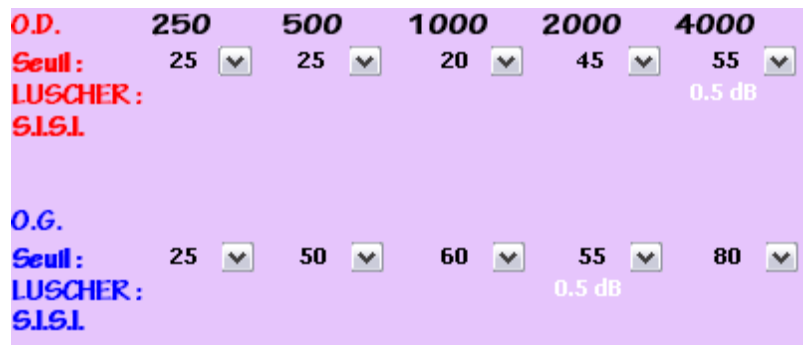


Figure A.5.7 : Résultats du test de Lüscher & Zwislocki



Résumé :

Ce mémoire porte sur les paramètres d'intensité, de fréquence, et de temps de l'audition ; puis sur les différentes mesures disponibles pour le praticien afin de connaître précisément ces paramètres de l'audition.

Ce mémoire s'inscrit dans le domaine de la psychoacoustique ; domaine portant sur l'étude entre les stimuli et la façon dont ils sont perçus par l'être humain.

La réalisation de l'étude clinique clôturant ce mémoire à été faite grâce au logiciel « Distorsions », logiciel développé par Mr Yves LASRY, à la demande du Collège National d'Audioprothèse, qui permet de mesurer les valeurs des seuils différentiels d'intensité, de fréquence, et de temps, de l'audition.

Mots clés :

Psychoacoustique

Distorsions

Seuil différentiel

Sonie

Békésy