HAL
open science

Psychoacoustique : étude comparative des seuils différentiels d'intensité et de hauteur en fonction du niveau de perte auditive

Sophia Favreau

To cite this version:

Sophia Favreau. Psychoacoustique : étude comparative des seuils différentiels d'intensité et de hauteur en fonction du niveau de perte auditive. Médecine humaine et pathologie. 2015. hal-01827269

HAL Id: hal-01827269

https://hal.univ-lorraine.fr/hal-01827269

Submitted on 2 Jul 2018

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

UNIVERSITÉ DE LORRAINE

AVERTISSEMENT

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

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

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

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

LIENS

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 122. 4
Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 335.2- L 335.10
http://www.cfcopies.com/V2/leg/leg_droi.php
http://www.culture.gouv.fr/culture/infos-pratiques/droits/protection.htm

Université de Lorraine

Faculté de Pharmacie

PSYCHOACOUSTIQUE :

ETUDE COMPARATIVE DES SEUILS DIFFERENTIELS D'INTENSITE ET DE HAUTEUR EN FONCTION DU NIVEAU DE PERTE AUDITIVE

Mémoire en vue de l'obtention du

Diplôme d'Etat d'Audioprothésiste

FAVREAU Sophia Année 2015

Remerciements

Ce mémoire étant l'aboutissement de ces 3 années d'études enrichissantes, je tiens à remercier l'ensemble de l'équipe de formation d'audioprothèse de Nancy pour la qualité de l'enseignement qu'on a su nous apporter.

Un remerciement plus particulier adressé à M. Joël Ducourneau pour son dévouement auprès de nous. Merci pour cette disponibilité et ces conseils concernant la rédaction de ce mémoire.

Un grand merci à mon maître de Mémoire M. Xavier Debruille et son équipe pour m'avoir si bien accueillie et formée dans leur laboratoire d'audioprothèse.

J'adresse ma gratitude à l'ensemble des patients du laboratoire Entendre Audition Debruille, qui ont accepté de participer aux tests.

Une douce pensée pour mon bien aimé qui a su être présent tout au long de ces années de formation.

Finalement c'est à vous que je dois tout… Merci Maman, merci Papa pour tout ce que vous avez fait afin de me permettre d'exercer le métier qui me plait. Merci d'avoir cru en moi et de m'avoir toujours encouragée. Merci d'avoir fait de moi ce que je suis aujourd'hui et j'espère pouvoir vous rendre fiers aujourd'hui.

Table des matières

Introduction 1

PARTIE I : PHYSIOLOGIE DE L'OREILLE ET CARACTERISTIQUES ACOUSTIQUES DES SONS : FONDEMENTS THEORIQUES 2

I - Rappels physiologiques 3

1) Physiologie cochléaire 3

2) Différents types de surdité 6

3) Les voies auditives centrales 6

4) Conséquence d'une surdité de perception 9

II - Généralités sur les sons 11

1) Définition 11

2) Unités de l'intensité acoustique 11

3) Périodicité 12

4) Analyse spectrale 14

PARTIE II : NOTION DE PHYCHOACOUSTIQUE ET SES DIFFERENTS PARAMETRES 16

I - La sonie 18

1) Définition 18

2) Le champ auditif 18

3) Le sone / Le phone 19

4) Courbes isosoniques 19

5) Seuil différentiel d'intensité SDI 21

6) Tests évaluant la distorsion de la sonie 22

II - La tonie 26

1) Définition 26

2) Bandes critiques 26

3) Echelle de tonie 28

4) Seuil différentiel de hauteur SDH 29

5) Diplacousie 30

III - Effet de masque 31
1) Effet de masque par bande étroite 31
2) Effet de masque par un bruit blanc 33
3) Rapport signal sur bruit 34
IV – Fonction binaurale 36
1) Audition binaurale et effet de masque 36
2) Localisation spatiale 37
V - Durée 40
1) Résolution temporelle 40
2) Pouvoir séparateur temporel 40
3) Temps d'intégration 42
4) Discrimination temporelle 43
5) Tests permettant d'évaluer différents paramètres de durée 43
Conclusion sur la partie psychoacoustique 45
PARTIE III : EXPERIMENTATION, MESURE DES SDI ET DES SDH DE SUJETS AUX DIFFERENTS NIVEAUX DE SURDITE 46
I - Objectif de l'expérimentation 47
II - Sujets testés 48
III - Protocole des tests effectués 49
1) Audiométrie tonale et seuils subjectifs d'inconforts 49
2) Audiométrie Bekesy 50
3) Recherche du seuil différentiel d'intensité 51
4) Recherche du seuil différentiel de hauteur 53
5) Remarque importante 57
V - Matériel utilisé 58
1) Conditions de réalisation 58
2) Audiomètre et logiciel 58
3) Ecouteurs 59
VI - Pronostics de résultats 60

1) SDI 60
2) SDH 61
VII – Résultats des tests du SDI 62
1) Groupe 1 62
2) Groupe 2 63
3) Comparaison 64
4) Mesure complémentaire 65
5) Conclusion 68
VIII - Résultats des tests SDH 69
1) Groupe 1 témoin 69
2) Groupe 2 71
3) Groupe 3 73
4) Conclusion 75
Conclusion 79

Bibliographie 79

Annexes 82

Introduction

Le monde qui nous entoure est perçu sensoriellement différemment par chacun. Il y a une différence entre le signal émis et le signal reçu pour chaque sens, qui sont nos outils du quotidien : un déficient visuel ne perçoit pas le monde environnant tel qu'il l'est réellement, du moins pas aussi net ; une personne brulée à la main aura moins de sensibilité au toucher ; l'odorat est plus ou moins développé chez chacun, une personne peut estimer une odeur forte alors qu'une autre l'estimera plutôt légère. Pour ce qui est de l'audition, un son émis ne sera pas perçu de la même façon pour tout le monde : l'intensité, la hauteur tonale seront interprétées subjectivement par chaque individu.

Ce phénomène de décodage subjectif est dû à la sensibilité que présente chaque individu ainsi que sa déficience face au sens exploré.

Nous savons qu'une perte auditive n'améliorera en rien un quelconque paramètre de perception auditive. Bien au contraire, elle tendra à la faire régresser. La question de ce mémoire est de savoir dans quelle mesure la surdité les dégrade-t-elle ?

Par ce mémoire de fin d'études, il est proposé d'étudier les paramètres phychoacoustiques tels que la sonie (avec le seuil différentiel d'intensité SDI) ou la tonie (avec le seuil différentiel de hauteur SDH) sur des patients présentant différents niveaux de perte auditive. Si nous observons des liens entre le niveau de perte auditive et les paramètres psychoacoustiques étudiés, nous tenterons d'établir une « échelle type » de ceux-ci en fonction de l'audition de chacun.

PARTIE I :

PHYSIOLOGIE DE L'OREILLE ET CARACTERISTIQUES ACOUSTIQUES DES SONS : FONDEMENTS THEORIQUES

I - Rappels physiologiques

Pour traiter un sujet de psychoacoustique, il est nécessaire de connaitre la physiologie de l'organe qui permet la perception d'un signal sonore.

1) Physiologie cochléaire

Nous détaillerons dans cette partie la physiologie de l'organe cochléaire : l'organe de Corti ainsi que le processus de la propagation de l'onde dans l'oreille interne.

Structure de l'organe de Corti

Une coupe transversale de cochlée présente quatre séparations dans le canal spiral : la lame spirale ; les rampes vestibulaires et tympaniques (qui contiennent de la périlymphe) ainsi que le canal cochléaire (qui comporte de l'endolymphe).

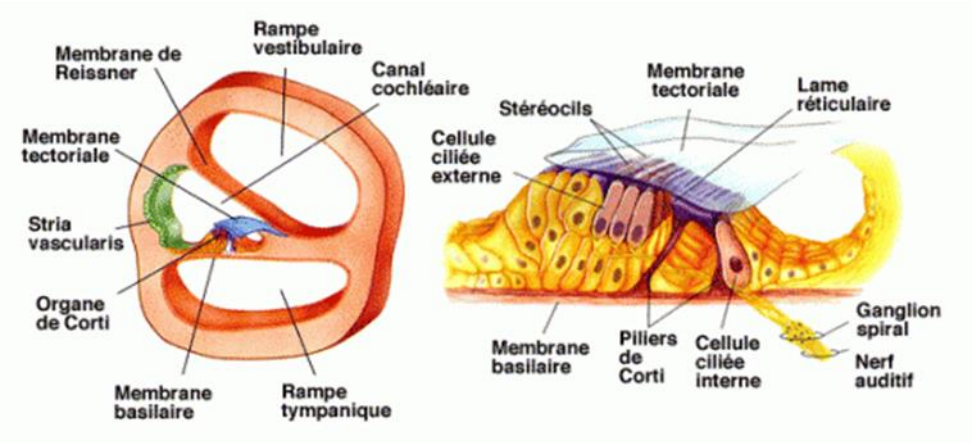


Figure 1 : section transversale de la cochlée - organe de Corti [1]

Les deux rampes communiquent à l'apex de la cochlée. L'endolymphe, elle, ne se mélange en aucun point avec la périlymphe. En effet, les trois parois du canal cochléaire (la membrane de Reissner, la strie vasculaire et la membrane basilaire) sont imperméables et permettent de protéger l'organe de Corti de la périlymphe, qui lui serait toxique.

Le canal cochléaire contient l'organe de Corti qui est responsable de la transduction mécano-sensorielle. Il est entouré de cellules sensorielles non régénératives : trois rangées de cellules ciliées externes (CCE) d'un côté et d'une rangée de cellules ciliées internes (CCI) de l'autre. Les CCE et les CCI sont des cellules présentes dans l'épithélium de Corti ; elles sont toutes portées par des cellules de soutient et sont coiffées de stéréocils. Toutefois, CCE et CCI ont des rôles bien distincts.

En effet, les CCE permettent une sélectivité fréquentielle précise. Elles mettent en forme le message et l'envoient aux CCI par vibration de l'endolymphe et de la membrane tectoriale.

La CCI, quant à elle, elle possède une dizaine de connections avec le nerf auditif. Lorsque le message est reçu, elle transforme la vibration mécanique en potentiel d'action : c'est la naissance du message électrique qui va être véhiculé par le nerf auditif et interprété au niveau supérieur. *[2]*

Tonotopie cochléaire

Si nous déroulons la cochlée, celle-ci est représentée par une membrane, appelée membrane basilaire, s'élargissant de la base vers l'apex avec une rigidité décroissante de la même façon. Sachant que l'oreille humaine peut coder un son pur de fréquence comprise entre 20 Hz à 20 kHz ; elle code ainsi une captation progressive des sons des plus aigus (hautes fréquences) aux plus graves (basses fréquences). Geog Von Békésy (prix Nobel en 1961) a découvert qu'un stimulus auditif déclenche dans la cochlée une onde propagée de même fréquence se propageant de la base vers l'apex de la membrane basilaire. Ce mécanisme ne nécessite aucun contrôle moteur. On lui donne le nom de **tonotopie passive**. L'amplitude des déplacements de la membrane basilaire dépend de la fréquence du stimulus.

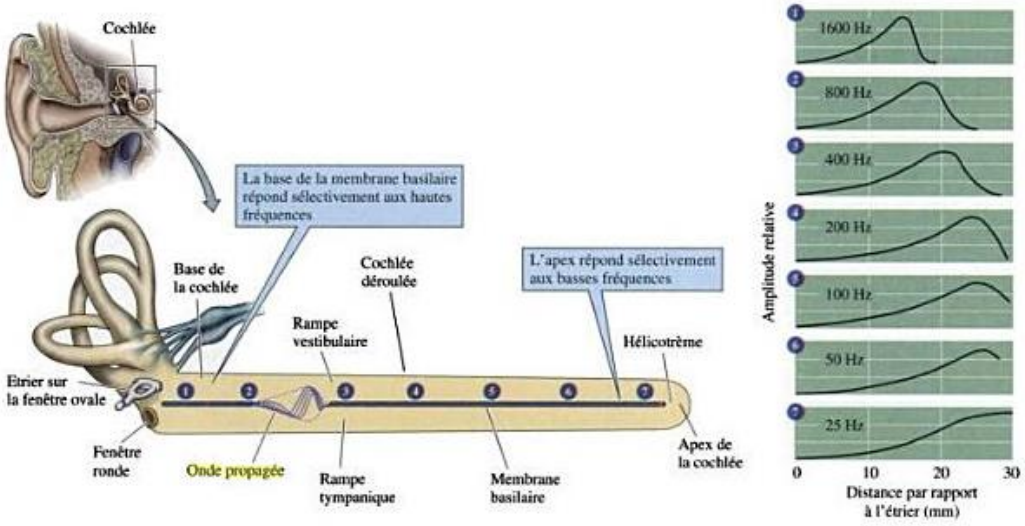


Figure 2 : Tonotopie passive [3]

Il existe également un mécanisme actif. Prenons l'exemple d'un son pur de 10 kHz. La tonotopie active provoque une amplification d'environ 50 dB sur une portion très fine de la

membrane basilaire. Cette portion varie en fonction de la fréquence des sons (Cf Chapitre Bandes critiques).

Ainsi, nous pouvons expliquer par cette **tonotopie active** la capacité de discrimination de deux fréquences proches : deux zones proches mais distinctes de la cochlée sont stimulées et peuvent être identifiées. Il s'agit de la sélectivité fréquentielle de la cochlée. Ce phénomène est lié aux propriétés d'électromobilité des CCE et sont traduites par l'intermédiaire des neurones afférents des CCI qui envoient l'information au cerveau en passant par les fibres du nerf auditif. Il s'active jusqu'à une intensité maximale de 60 dB.

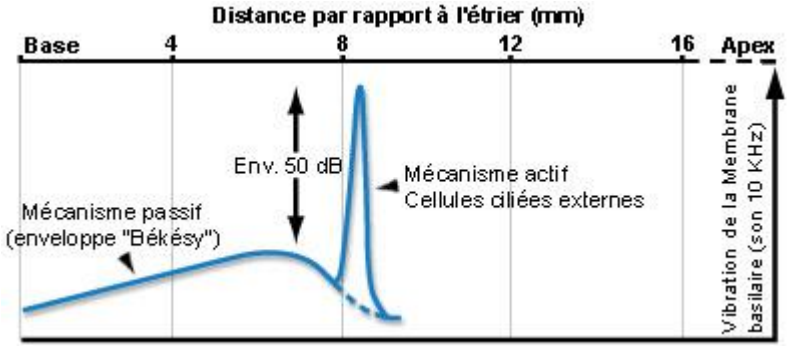


Figure 3 : Tonotopie active pour un son pur émis à 10kHz [4]

Les deux tonotopies ont une action successive : le mécanisme actif enchaine l'action du mécanisme passif.

Théorie de l'onde propagée

Nous pouvons décomposer les différentes étapes de l'arrivée de l'onde dans l'oreille interne jusqu'à interprétation du signal au niveau supérieur en cinq étapes :

1) L'onde propagée par la vibration de la fenêtre ovale et par le piston de l'étrier provoque la vibration de la membrane basilaire à son passage. C'est le mécanisme de la **tonotopie passive**. Les CCE sont couplées au mouvement de la membrane basilaire et restent fixés à la membrane tectoriale, désormais en mouvement,
2) Le cisaillement des stéréocils des CCE entraine une libération d'ions K+ qui entrent et dépolarisent (différence de potentiel) les CCE,
3) Les CCE dépolarisées subissent une contraction rapide, on parle d'électromobilité. Le mécanisme de la **tonotopie cochléaire active** agit par une amplification sélective de la membrane basilaire. Une fréquence émise fait vibrer préférentiellement un endroit précis de la membrane basilaire de la cochlée. Ainsi, une fréquence aigüe va faire vibrer la base de la membrane alors qu'une fréquence grave va plutôt faire vibrer l'apex de la membrane. Le courant endolymphatique se déplace vers les CCI,

4) Cisaillement des stéréocils des CCI. L'entrée du K+ dans les CCI entraine une différence de potentiel. La CCI est excitée, il y a libération de Glutamate (neuromédiateur excitateur, rapide et toxique) à la base de la CCI dans la fente synaptique,
5) Création d'un potentiel d'action par la CCI. Le message acoustico-mécanique devient alors un message électrique à partir des fibres afférentes de la CCI. Ce signal nerveux va circuler au sein des voies auditives et être interprété au niveau supérieur. *[5]*

2) Différents types de surdité

Il existe différents types de surdité qui reflètent le niveau où se trouve la pathologie qui entraine la surdité :

- *Surdité de transmission* : anomalie au niveau de l'oreille externe ou moyenne qui empêche la bonne transmission du signal sonore jusqu'à l'oreille interne. Cela peut être un encombrement du conduit auditif externe par un bouchon de cérumen ou une anomalie au niveau de la chaine ossiculaire par exemple. La caractéristique audiométrique est un RINNE positif (seuil CA>CO) avec une bonne réserve cochléaire,
- *Surdité de perception* : l'oreille interne est responsable. Il peut s'agir d'une origine endocochléaire lorsqu'il y a des lésions au niveau des cellules ciliées dans la cochlée. Dans ce deuxième cas, lorsque la lésion provient du nerf auditif lui-même, on parle de surdité rétrocochléaire. Il n'y a pas de RINNE sur une audiométrie caractéristique de ce type de surdité (seuil CA=CO),
- *Surdité mixte* : combinaison d'une surdité transmissionnelle et perceptionnelle. L'audiométrie présente une RINNE avec une réserve cochléaire dégradée.

3) Les voies auditives centrales

Le nerf auditif

Aussi appelé nerf vestibulo-cochléaire, le nerf auditif appartient à la VIIIème paire de nerfs crâniens (Annexe 1) et a une fonction sensorielle. Il s'agit d'une structure nerveuse périphérique. Il est composé du nerf vestibulaire (fonction d'équilibration) et le nerf cochléaire (fonction d'audition). *[6]*

Le nerf cochléaire commence à véhiculer l'information électrique au niveau de la CCI dans l'organe de Corti puis voyage dans la lame spirale. Tous les corps cellulaires des protoneurones (Annexe 2) sont regroupés dans le ganglion de Corti. Les axones continuent leur progression jusqu'à la fossette cochléenne (dépression à la base du modiolus). Ainsi, les axones rassemblés se joignent au nerf vestibulaire et forment le nerf auditif dans le conduit auditif interne. *[7]*

La voie auditive primaire

Cette structure nerveuse centrale est l'ensemble des relais neuronaux transmettant l'information sonore codée par la cochlée, jusqu'au cortex auditif primaire. Il s'agit d'une voie courte (4 relais) et rapide. Evidemment, il ne pourrait s'agir d'une voie lente car la fonction première de l'audition est un sens d'alerte, une fonction de survie. Ce sens ne peut être interrompu, « nous n'avons pas de paupières à oreilles ». *[8]*

Chaque relai a un rôle spécifique d'analyse et de codage et s'assure de transmettre l'information au relais suivant.

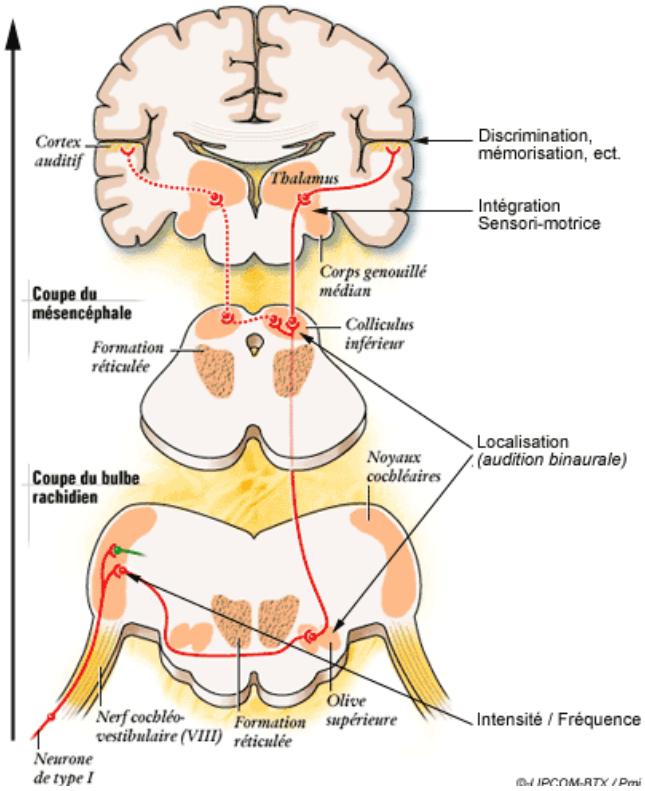


Figure 4 : Voie auditive primaire [9]

- 1er relai : Noyau cochléaire dans le tronc cérébral
    - Décodage de base : intensité, fréquence, durée,
- 2ème relai : Olive supérieure dans le bulbe rachidien + Colliculus inférieur dans le mésencéphale
    - Localisation dans l'espace (croisement des voies),
- 3ème relai : Thalamus dans le bas du Cortex
    - Intégration, préparation d'une réponse verbale. La réponse peut être immédiate avant l'arrivée au niveau de la conscience qui, elle, se situe en haut du cortex,
- 4ème relai : Cortex auditif primaire en haut du Cortex
    - Interprétation, reconnaissance, mémorisation => *Fonction cognitive [9].*

La voie auditive non primaire ou voie réticulaire

La voie auditive non primaire est une structure nerveuse centrale qui aboutit au cortex polysensorie. Aussi appelée « voie réticulaire », elle empreinte la substance réticulée (à partir du 2ème relai), commune à tous les sens ; elle n'est de ce fait pas spécifique à l'audition. Elle permet une sélection de l'information sonore à traiter en priorité. Elle donne les priorités en atténuant ce qui est peu important, ou du moins, ce qui est moins urgent. *[8]*

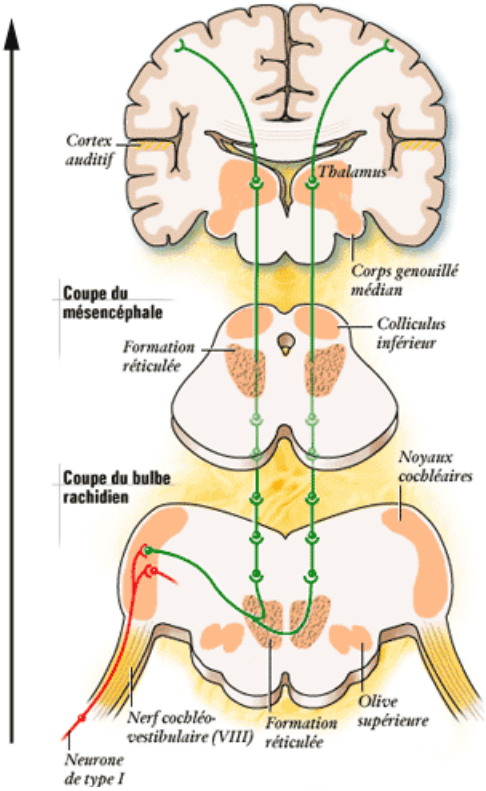


Figure 5 : Voie réticulaire [9]

De même que la voie primaire, il s'agit d'une voie courte et rapide qui comprend 5 relais :

- 1er relai : Noyau cochléaire dans le tronc cérébral. Ce premier relai est commun avec la voie primaire,
- 2ème relai : Substance réticulaire ascendante du bulbe rachidien au cortex,
- 3ème relai : Thalamus aspécifique un peu plus haut dans le cortex,
- 4ème relai : Cortex polysensoriel, encore plus haut dans le cortex *[9]*.

Pour assurer une perception consciente, il est nécessaire que les voies primaires et secondaires soient fonctionnelles. Ainsi, lorsque nous dormons, la voie primaire fonctionne normalement (les signaux sonores sont décodés) mais, la voie secondaire n'assurant pas la liaison réticulée, les signaux sonores ne seront pas perçus consciemment par le sujet. *[4]*

Remarque

Pour évaluer l'état fonctionnel des voies auditives centrales, nous pratiquons des explorations objectives audiologiques telles que :

- Les **otoémissions acoustiques provoquées** OEAP (Aran et coll, 1967) sont le reflet des réponses des mécanismes cochléaires actifs de l'oreille interne à une stimulation sonore. Il s'agit de réponse sonore de faible amplitude produite par l'activité contractile des CCE,
- L'**électrocochléographie** (Kemp, 1978) mesure une activité électrique en réponse à une stimulation sonore,
- Les **potentiels évoqués auditifs précoces** PEAP (Jewett et coll, 1970) mesurent une activité nerveuse induite par une stimulation sonore. Il y a enregistrement de l'activité électrique déclenchée par une stimulation sonore tout au long de la voie auditive (du nerf VIII jusqu'au tronc cérébral). *[10]*

4) Conséquence d'une surdité de perception

Une surdité de perception résulte d'une déficience au niveau de l'oreille interne ou des voies nerveuses *[11]*.L'oreille externe et moyenne sont intactes puisqu'il n'y a pas d'atteinte

transmissionnelle (le seuil d'audition en conduction osseuse est accolée à celui en conduction aérienne).

Il s'agit :

- Soit d'une **atteinte endocochléaire** si une partie des cellules sensorielles de l'oreille interne est déficiente. La perte d'information a lieu au sein de la cochlée. Une telle atteinte peut avoir différentes causes :
    - La diminution des CCI (surtout à la base de la cochlée dans le cas de presbyacousie) engendrera une perte du signal perçu par les CCE. Le signal ne pourra pas être interprété au niveau supérieur,
    - La diminution des CCE va engendrer une perte qualitative de la discrimination en fréquence. Les sons perçus seront moins précis,
    - La diminution du nombre de fibres nerveuses va influencer sur la qualité du signal perçu,
    - La perte d'élasticité de la membrane basilaire aura pour conséquence une moins bonne amplification du signal ; ce dernier sera donc moins bien perçu.
- Soit d'une **atteinte rétrocochléaire** lorsque le nerf auditif est atteint. Là aussi, les causes sont multiples et auront pour conséquence la perte de précision dans l'interprétation du message sonore :
    - Perte de populations neuronales,
    - Diminution des connections synaptiques,
    - Diminution de la synthèse des neurotransmetteurs,
    - Dégénérescence d'autres voies neuronales influant sur l'attention, la localisation spatiale, la mémorisation *[12]*.

Ces quelques pages de rappels physiologiques nous permettent de comprendre les mécanismes que l'oreille utilise pour décrypter et analyser les sons de l'environnement. Néanmoins, les sons auxquels est soumise l'oreille humaine sont multiples. Qu'il s'agisse d'un son pur en émission impulsionnelle ou bien d'un brouhaha dans une salle de restauration pleine, nous allons développer les différentes caractéristiques des sons qui nous parviennent dans la seconde sous-partie.

II - Généralités sur les sons

1) Définition

L'onde sonore est une variation de pression qui se propage dans un milieu élastique. L'ampleur de ces variations est appelé « pression acoustique » et ces variations sont perçues par l'oreille comme étant un son. Un son est finalement une vibration de matière. Il n'y a donc pas de son dans le vide puisqu'il n'y a pas de matière, pas de molécules pour transmettre l'énergie. L'oreille humaine perçoit les vibrations qui sont plus rapides que les infrasons et plus lentes que les ultrasons. *[13 a)]*

Le son à proprement dit se caractérise par trois points :

- Son **intensité** sonore, exprimée en Watt/m² et souvent en décibels (dB) correspond à la puissance du son. Cela précise si le son est plutôt faible ou plutôt fort. Un son est dit stable si la variation du niveau sonore ne dépasse pas les 3 dB. A l'inverse, il est dit fluctuant si ses variations d'intensité sont supérieures à 3 dB,
- Sa **fréquence**, exprimée en hertz (Hz) correspond à la hauteur tonale. Cela précise si le son est grave ou aigu,
- Sa **durée**, exprimée en seconde (s). Elle précise le temps d'émission du son. Dans le cas où cette durée d'émission est inférieure à une seconde, on parle alors d'un son ou d'un signal impulsionnel.

2) Unités de l'intensité acoustique

L'intensité sonore, exprimée en W/m², se décline de deux façons :

- Le **dB SPL** représente le niveau de pression acoustique efficace, c'est-à-dire de combien de décibels la pression acoustique dépasse-t-elle la pression acoustique efficace de référence. Cette dernière correspond à la plus petite pression acoustique perceptible par l'oreille humaine saine à 1000 Hz ; cette valeur s'élève à 2.10^{-5} Pa.
  Or, le seuil minimal d'audition n'est pas le même en intensité pour chaque fréquence. Il est maximal pour les fréquences comprises entre 1000 et 2000 Hz puis chute lorsque l'on se rapproche des fréquences extrêmes. Le 0 dB SPL est appelé *zéro absolu*, il correspond à la pression de 2.10^{-5} Pa.
- Le **dB HL** a été pensé pour pouvoir comparer des seuils d'audition plus facilement, par rapport à un seuil de référence qui, lui, serait au même niveau (0 dB HL = niveau

correspondant à une audition parfaite) quelle que soit la fréquence choisie. Le 0 dB HL du seuil auditif normal ici est appelé *zéro relatif. [14 a)]*

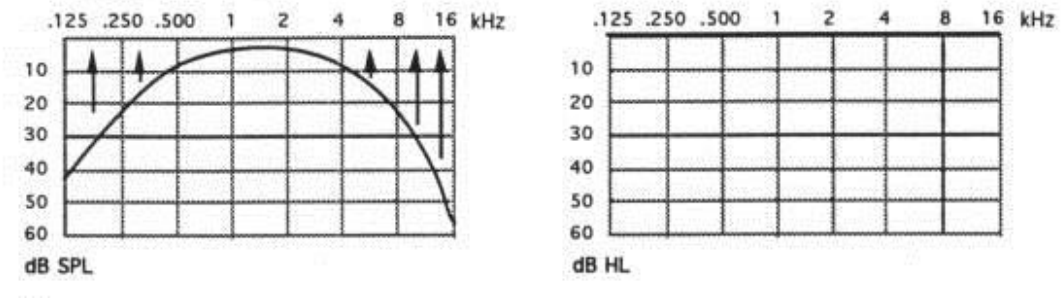


Figure 6 : Courbe d'audition "normale" en dB SPL et dB HL [15]

Comme nous le voyons sur la figure 6, le seuil en dB SPL a été « redressé » pour atteindre le zéro pour chaque fréquence. Ainsi, un son perçu pour un normo-entendant à 22 dB SPL à 8000Hz (graphique de gauche) est noté à 0 dB HL sur le graphique de droite. Il est plus simple d'évaluer une surdité : plus le seuil s'éloigne du zéro dB HL, plus la surdité est importante. Toutes nos mesures qui suivront seront exprimées en dB HL.

3) Périodicité

Une vibration sonore est soit périodique, soit apériodique. Cette caractéristique est bien visible lorsque nous visualisons le signal temporel d'un son.

Son périodique

Un son qui présente une périodicité est soit un son pur, soit un con complexe.

- *Son pur*

Un son pur est l'oscillation d'une fréquence unique représentée par un signal sinusoïdal parfait. Il est peu courant de trouver un tel signal dans la vie courante.

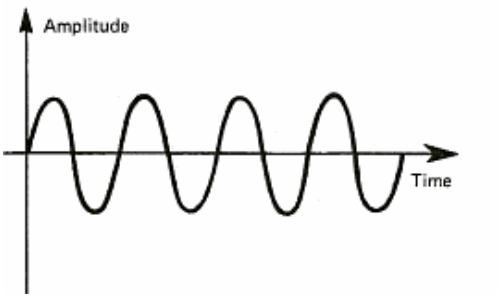


Figure 7 : Signal temporel d'un son pur [16]

- *Son complexe*

Un son est caractérisé de complexe lorsqu'il est composé d'une fréquence fondamentale ainsi que d'une série d'harmoniques (multiples de la fréquence centrale) à différentes amplitudes. Ces fréquences s'enchainent selon une organisation rythmée. C'est cette périodicité qui donne une certaine harmonie au son produit.

Un son complexe est périodique.

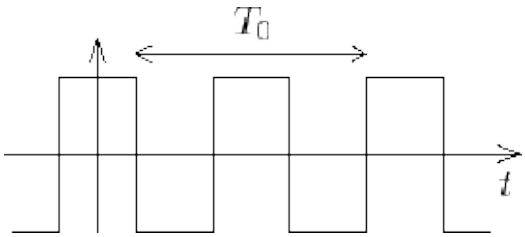


Figure 8 : Amplitude en fonction du temps d'un signal périodique complexe "signal carré" [17]

Son apériodique

A l'inverse, un son apériodique ne présente aucune périodicité comme son nom l'indique.

Un son apériodique possède une suite de plusieurs fréquences qui n'ont aucun lien entre elles, qui s'enchaînent sans aucune logique, de façon aléatoire et désorganisée. La parole ou le bruit sont des exemples de sons apériodiques. Le bruit blanc est un signal apériodique parfaitement aléatoire qui émet à intervalle irrégulière toutes les fréquences du spectre audible.

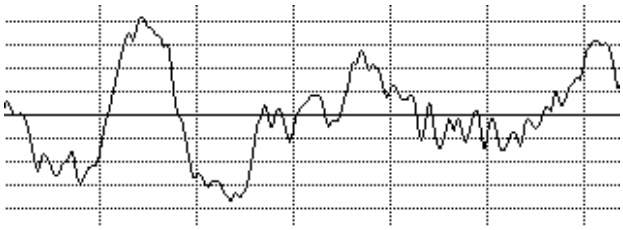


Figure 9 : Amplitude en fonction du temps d'un signal apériodique [18]

4) Analyse spectrale

Nous venons d'illustrer les signaux par leur spectre temporel ; passons maintenant à la visualisation du spectre fréquentiel des sons.

Sons périodiques

Un son pur est composé par définition que d'une seule fréquence : le fondamental.

Un son complexe périodique est composé du fondamental (f) ainsi que d'harmoniques qui correspondent à des multiples du fondamental (2f ; 3f ; 4f…). Ce sont les harmoniques qui donnent le timbre d'un son. Plus il y a d'harmoniques, plus le son sera agréable à l'écoute. Il est possible que deux signaux aient le même fondamental, c'est alors la composition des harmoniques présents au sein de chacun des deux sons qui vont permettre de les différencier (timbres différents).

Ces spectres sont appelés ***spectres de raies***.

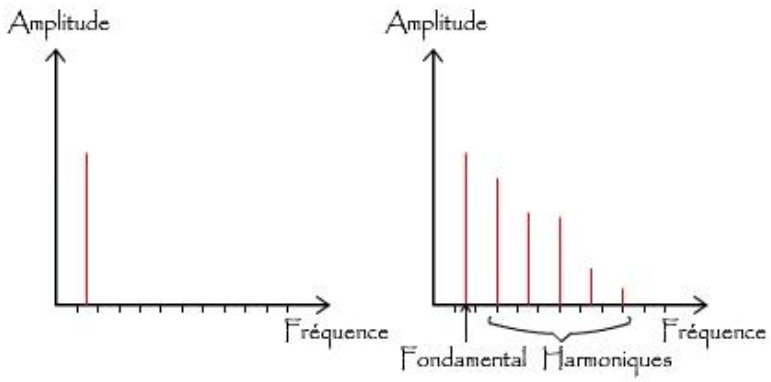


Figure 10 : Spectre fréquentiel d'un son pur et d'un son complexe périodique [19]

Sons apériodiques

L'analyse spectrale d'un signal apériodique (comme le bruit ou la parole par exemple) ne présente pas un spectre de raie (contrairement aux sons périodiques), mais un ***spectre continu***. Cela s'explique par le fait que les sons apériodiques possèdent une multitude de fréquences. Ces sons deviennent aléatoires lorsqu'ils présentent de brusques variations de pression acoustique appelées « transitoires ».

Nous visualisons ces dernières sur la figure ci-dessous :

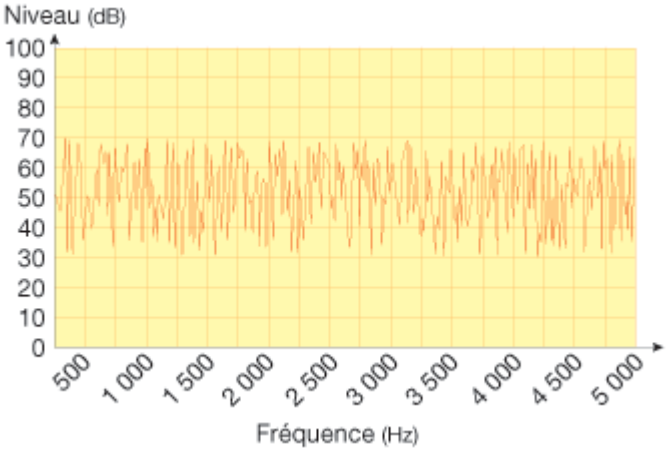


Figure 11 : Spectre de bruit [20]

- <u>Cas particulier de spectre continu d'un son apériodique : le bruit blanc</u>

Si nous prenons l'exemple du bruit blanc, le spectre de ce signal apériodique sera plat sur toutes les fréquences du spectre car elles ont toutes la même équiprobabilité d'apparition.

Nous savons désormais organiser les différents signaux que nous percevons d'après leurs caractéristiques. Les prochains chapitres développeront justement cette notion de perception qui, nous le verrons, est propre à chacun pour un même stimulus émis. C'est la psychoacoustique qui entre en jeu avec ses différents paramètres.

PARTIE II :

NOTION DE PHYCHOACOUSTIQUE ET SES DIFFERENTS PARAMETRES

La psychoacoustique est une branche de l'acoustique. Nous la définissons d'après plusieurs sources :

« *La psychoacoustique, branche de la psychophysique a pour objet l'étude expérimentale des relations quantitatives entre les stimuli acoustiques mesurables physiquement et les réponses 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, mais aussi comment le système nerveux opère ces transformations, par quelles sortes de codage, de traitements, par quels types de mécanismes.* » *[21 a)]*

« *La psychoacoustique est l'étude des sensations psychiques perçues au niveau du cortex cérébral et correspondant à l'influx sonore transcodé par l'oreille et traité par les éléments nerveux sus-jacents.* » *[22]*

« *Le concept de psychoacoustique se rapporte à la partie de la psychophysique qui traite la perception subjective du son.* » *[13 b)]*

La psychoacoustique est l'interprétation de la physique extérieure par le cerveau intérieur. Voilà pourquoi nous avons jugé important de développer la partie « rappels physiologiques ».

Ainsi, la perception d'un même signal sonore émis varie d'une personne à l'autre en fonction du niveau de dégradation de son système auditif, neuronal et cognitif.

Les principales sensations auditives qui entrent dans le domaine de la psychoacoustique sont :

- La sonie,
- La tonie,
- Le timbre,
- La durée,
- La localisation spatiale.

I - La sonie

1) Définition

Un son de même intensité qui varie en fréquence peut être analysé et interprété par le système auditif comme un son qui présente des niveaux sonores différents. La sensation d'intensité varie avec la fréquence. La sonie est la sensation subjective d'intensité.

Elle correspond à l'intensité perçue d'un stimulus sonore.

2) Le champ auditif

La sonie permet d'établir le champ auditif de chacun. En effet, il est compris entre deux seuils subjectifs de sonie qui peut être évalué pour chaque fréquence [21 b)] :

- Le **seuil de perception**. Il correspond à l'intensité minimale qui peut être perçue. Au-dessous de cette intensité, le sujet ne perçoit aucun son et au-dessus de cette intensité, le son est de plus en plus audible pour le sujet,
- Le **seuil subjectif d'inconfort SSI**. Il correspond à 'intensité maximale supportée par le sujet. Au-dessous de cette intensité, le son est correctement perçu et au-dessus de cette intensité, le son devient trop fort et désagréable pour le patient. Il se traduit généralement par un signal de facies du sujet.

Entre ces deux seuils, le sujet entend tous les sons sans inconfort. Il s'agit du champ auditif. Il est généralement plus large aux fréquences comprises entre 500 et 2000 Hz. Précisément, ces fréquences sont comprises dans la zone conversationnelle humaine comme le montre l'illustration ci-après.

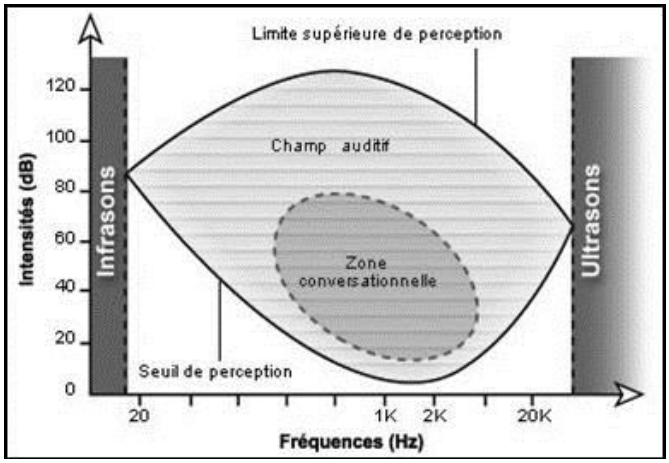


Figure 12 : Champ auditif humain [23]

Le champ auditif peut être « pincé » s'il y a présence de recrutement : il y a peu d'écart entre l'intensité minimale perçue (seuil) et l'intensité trop élevée perçue comme désagréable (seuil subjectif d'inconfort). Il y a un accroissement de la sensation d'intensité plus rapide que pour l'oreille saine. Il s'agit là de pertes auditives les plus difficiles à corriger avec un appareil auditif car la tolérance en intensité est très étroite.

3) Le sone / Le phone

Le sone (S) est l'unité traduisant l'intensité perçue, la bruyance (Annexe 3) d'un son, qui est aussi associé au bruit. Un sone représente la sonie d'un son de fréquence 1000 Hz à 40 dB HL.

Le phone (P) est une unité sans dimension qui exprime la perception d'un son, l'isosonie d'un son. Il correspond au niveau sonore en dB SPL à 1000 Hz (1 phone = 1 dB SPL à 1000 Hz).

Le sone et le phone sont deux unités liées par la relation suivante [24] :

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

4) Courbes isosoniques

Une ligne isosonique (Fletcher et Munson 1933), exprimée en phones, est l'ensemble des sons purs qui procurent à l'oreille une égale sensation d'intensité, la même sensation de sonie pour une écoute binaurale par écouteur ou en champ libre.

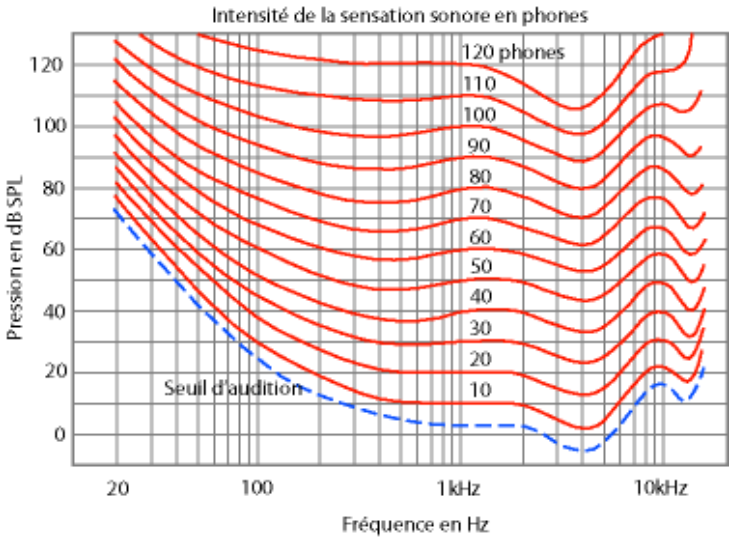


Figure 13 : Lignes isosoniques pour l'écoute binaurale en champ libre [25 a)]

La courbe inférieure de la figure 13 est la courbe normalisée des seuils absolus d'audition en champ libre. Nous remarquons également que la perception est maximale pour les fréquences comprises entre 1000 et 2000 Hz. En revanche, elle est moins sensible pour les fréquences graves.

Nous constatons que plus le niveau sonore augmente, plus la perception sonique se fait linéaire.

Ces courbes isosoniques ont permis d'établir des pondérations du niveau de bruit qui prennent en compte la courbe de réponse en fréquence de l'oreille [24].

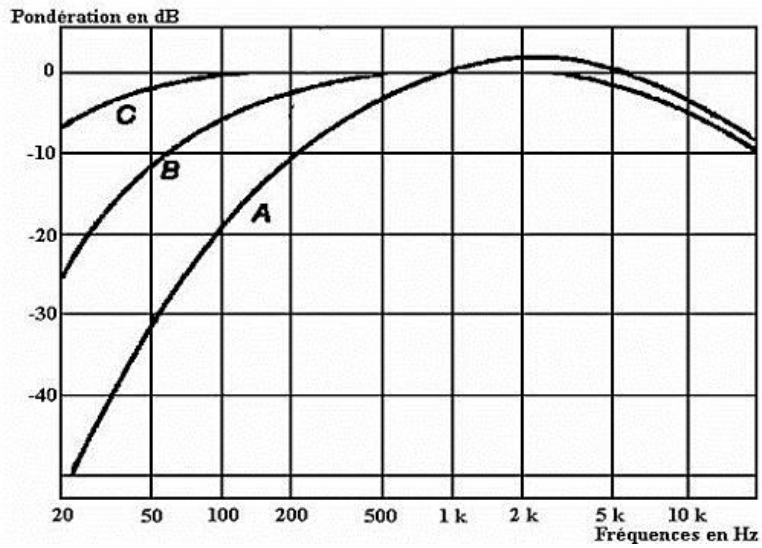


Figure 14 : Courbes de pondération [25 b)]

- Pondération A : basée sur la courbe isosonique des 40 phones,
- Pondération B : basée sur la courbe isosonique des 70 phones,
- Pondération C : basée sur la courbe isosonique des 120 phones.

Ces courbes de pondération sont tracées à partir d'un son pur à 1000 Hz ; elles passent donc toutes par 0 dB SPL à 1000 Hz.

De cette façon, la pondération A est utile pour mesurer des sons faibles et moyens où la perception des basses fréquences est très atténuée. La pondération B serait utilisée pour des sons forts et la pondération C pour des sons très forts où l'écart de perception se fait moins ressentir entre hautes et basses fréquences. En pratique, les pondérations B et C sont très peu utilisées, même pour des bruits de forte intensité.

5) Seuil différentiel d'intensité SDI

Définition

Le seuil différentiel d'intensité (SDI) noté **ΔI** représente la plus petite variation d'intensité ΔI qui provoque une variation de sonie par rapport à l'intensité de référence I.

Le seuil différentiel relatif de sonie est le rapport ΔI/I entre le seuil différentiel et la grandeur absolue du stimulus concerné.

Protocole

Pour déterminer le seuil différentiel d'intensité, nous émettons successivement deux intensités I et I' - séparées par un temps de silence pour que la différence d'intensité entre I et I' ne soit pas flagrante. Progressivement nous faisons tendre l'intensité de I' vers celle de I. Nous relevons la valeur de l'intensité I' lorsque le sujet indique que les deux signaux sonores sont évalués à la même intensité [21 e)].

Le seuil différentiel d'intensité est calculé de la façon suivante : **ΔI=I-I'**

Ainsi, le seuil différentiel relatif d'intensité équivaut à : ΔI/I = (I – I')/I

Généralités

- La variation relative d'intensité ΔI/I reste globalement constante et indépendante de la pression acoustique,
- Il y a cependant une meilleure discrimination en intensité à forte intensité qu'à faible intensité,
- La plus petite variation d'intensité audible est appelée seuil différentiel d'intensité,
- Proche des seuils d'audition et d'inconfort, le SDI se fait plus fin car la sensibilité du système auditif est supérieure pour ces intensités « repères »,
- Le SDI serait plus précis sur les fréquences moyennes que sur les hautes fréquences [21 e)].

Loi de Weber & Fechner

En considérant le seuil différentiel constant, la variation relative d'intensité dI/I est proportionnelle à la variation dS de sensation, Weber a écrit l'expression [26 a)]:

dI/I = dS/k k étant une constante.

Reprenant la loi de Weber, Fechner affirme que « *la sensation varie comme le logarithme de l'excitation* » et intègre la loi de Weber, ce qui aboutit à l'expression suivante : **S = K.log(I)** où S représente la sonie, K est une constante d'homogénéité et I l'intensité [26 a)].

Le facteur 10 qui entre en compte dans la fonction logarithmique signifie qu'une même différence de sensation d'intensité est perçue :

- entre une et dix stimulations sonores identiques simultanées,
- entre dix et cent stimulations sonores identiques simultanées.

Pour imager ces propos, cela signifie que l'oreille humaine perçoit un même intervalle d'intensité lorsque l'on écoute le passage :

- D'une voiture puis de dix voitures,
- De dix voitures puis de cent voitures.

Cette loi est applicable pour des fréquences comprises entre 500 et 5000 Hz pour des intensités comprises entre 20 et 100 dB SPL. *[21 c)]*

6) Tests évaluant la distorsion de la sonie

Des distorsions peuvent survenir pour des sujets atteints d'hyperacousie, de recrutement (Annexe 4) ou de sur-recrutement.

Deux catégories de tests peuvent évaluer la distorsion de la sensation d'intensité ayant des objectifs différents :

Recherche d'égale sensation sonore [14 c)]

- *TEST DE BALANCE DE FOWLER OU TEST BINOCULAIRE (1928)*

Objectif : Recherche de recrutement par comparaison de la croissance de sensation d'intensité.

Conditions : Ce test est adapté pour les pertes unilatérales. Evidemment, si on remarque une différence de plus de 60 dB d'écart entre les deux oreilles sur l'audiogramme, il faut s'assurer qu'il ne s'agit pas d'une courbe fantôme.

Protocole : Comparaison pour une même fréquence de la sensation d'intensité pour les deux oreilles. Les mesures s'effectuent au casque. La « bonne oreille » est l'oreille de référence.

Le signal de la moins bonne oreille est à +20 dB de son seuil tonal. On augmente l'intensité de la bonne oreille jusqu'à ce que le patient indique que les deux signaux sont égaux.

Interprétation : Il y a présence de recrutement s'il y a une différence de 10 dB ou plus entre la sensation auditive de chaque oreille.

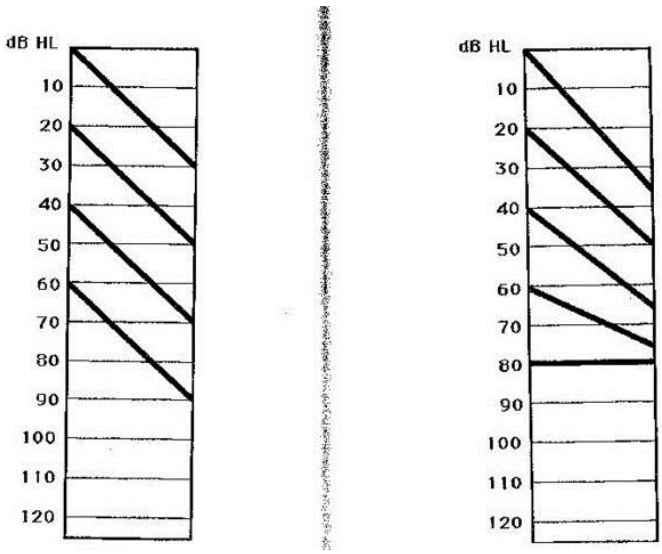


Figure 15 : Deux résultats graphiques du test de Fowler [14 c)]

Interprétation de la figure ci-dessus:

- Le premier graphique révèle une différence de perception de 30 dB de façon linéaire quelle que soit l'intensité. Dans ce cas, il y a recrutement,
- Le deuxième graphique montre une différence de perception variable en fonction de l'intensité : 35 dB d'écart au seuil et 15 dB d'écart pour une intensité de 60 dB. Ce résultat nous permet d'affirmer qu'il y a présence de recrutement.

- TEST DE REGER OU TEST MONO-AURICULAIRE

Objectif : Nous recherchons l'égale sensation sonore entre deux fréquences concernées pour une même oreille.

Conditions : Ce test s'applique aux surdités bilatérales et égales.

Protocole : Ce test s'effectue au casque. Nous testons une oreille après l'autre. Ce test est basé sur le test de Fowler à la différence qu'il n'y a pas de comparaison entre les deux

oreilles mais une comparaison entre les deux fréquences. Nous envoyons deux fréquences différentes simultanément dans l'oreille du sujet puis nous augmentons l'intensité de la fréquence de celle qui lui parait la plus basse jusqu'à ce qu'il nous indique que les deux fréquences sont perçue avec la même intensité sonore.

Interprétation : Les résultats permettent de préciser le recrutement si on remarque une forte pente entre les deux fréquences. Le graphique est le même que pour le test de Fowler à l'exception que les axes de l'oreille droite et de l'oreille gauche sont remplacés par les deux fréquences étudiées.

Recherche de la discrimination des faibles variations d'intensité totale

- *TEST DE LÜSHER ET ZWISLOCKI [14 d)]*

Objectif : Recherche de la discrimination des faibles variations d'intensité.

Protocole : Ce test se réalise au casque. On émet un signal sonore modulé en amplitude (au moins + 20 dB du seuil tonal) à une fréquence choisie avec une modulation de 6 dB. Nous diminuons la modulation du signal à pas fixes (6 dB ; 5 dB ; 4 dB ; 3 dB ; 2 dB ; 1 dB ; 0,75 dB ; 0,5 dB ; 0,25 dB) jusqu'à ce que le patient indique qu'il n'entend plus de variation du signal en intensité. Enfin, on augmente la valeur de la modulation d'un pas afin d'obtenir la plus petite variation d'intensité qu'il puisse détecter : le seuil différentiel de sonie.

Interprétation :

- Si le seuil différentiel est inférieur ou égal à 0,6 dB, il a présence de recrutement
- Si le seuil différentiel vaut 0,7 dB, il y a suspicion de recrutement
- Si le seuil différentiel est supérieur à 2 dB, c'est l'inverse du recrutement.

Plus le seuil différentiel est faible, plus le recrutement est important. Le seuil différentiel varie en fonction de la fatigabilité et de l'adaptabilité du sujet testé.

- *SISI TEST (SHORT INCREMENT SENSITIV INDEX) DE JEGER [14 d)]*

Objectif : Le but est le même que le test précédent : recherche de la discrimination des faibles variations d'intensité.

Protocole : A la fréquence de 1000 Hz, on envoie un signal à + 20 dB du seuil tonal avec une modulation en amplitude de 5 dB (facilement détectable par la plupart des sujets). Puis nous réglons la modulation à 1 dB. Nous envoyons le signal 20 fois à intervalle de temps régulier (toutes les 5 secondes) avec une augmentation de 1 dB à chaque fois. Le sujet utilise la poire réponse pour signaler s'il entend une variation entre chaque signal. Chaque réponse vaut 5%.

Interprétation : A l'inverse du Lüscher test, le résultat ne se compte pas en dB mais s'évalue en pourcentage.

- Résultat supérieur à 70% signifie qu'il y a une probabilité de recrutement,
- Résultat de 20 à 70% indique une suspicion de recrutement,
- Résultat inférieur à 20% signifie qu'il n'y a pas de recrutement.

II - La tonie

1) Définition

La tonie est la sensation subjective de hauteur tonale en fonction de la fréquence. Elle permet de distinguer un son grave d'un son aigu.

2) Bandes critiques

L'oreille divise le spectre audible en 24 bandes critiques (également appelées « filtres cochléaires ») adjacentes que l'on peut comparer à des filtres passe-bande 1/3 d'octave [27].

Bande Critique	Fréquence (Hz)			Bande Critique	Fréquence (Hz)		
	Basse	Haute	Largeur		Basse	Haute	Largeur
0	0	100	100	13	2000	2320	320
1	100	200	100	14	2320	2700	380
2	200	300	100	15	2700	3150	450
3	300	400	100	16	3150	3700	550
4	400	510	110	17	3700	4400	700
5	510	630	120	18	4400	5300	900
6	630	770	140	19	5300	6400	1100
7	770	920	150	20	6400	7700	1300
8	920	1080	160	21	7700	9500	1800
9	1080	1270	190	22	9500	12000	2500
10	1270	1480	210	23	12000	15500	3500
11	1480	1720	240	24	15500	22050	6550
12	1720	2000	280				

Figure 16 : Répartition fréquentielle des 24 bandes critiques de l'oreille humaine [25 c)]

Il est notable que la largeur des bandes 0 à 3 soit constante ; l'accroissement reste linaire. A partir de la bande critique n°4, la largeur des bandes augmente logarithmiquement.

Ces filtres cochléaires peuvent être mis en évidence par les courbes d'accord psychoacoustique.

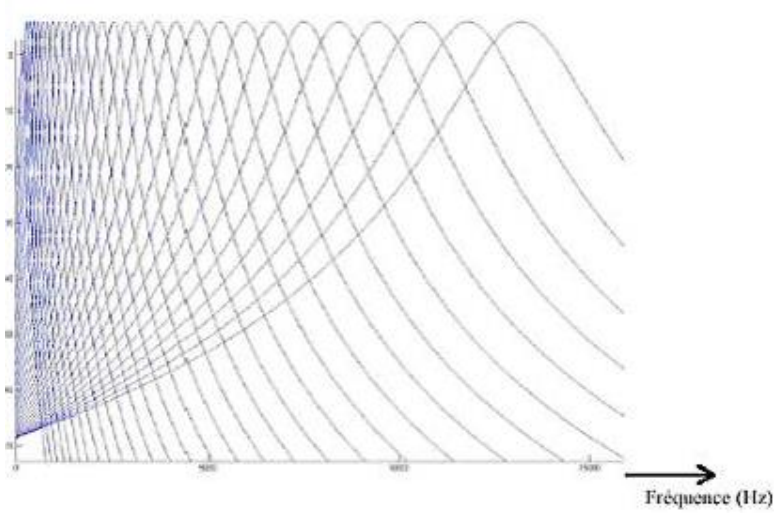


Figure 17 : Filtres cochléaires [28]

On note que plus la fréquence est haute, plus la bande critique s'élargie.

Glasberg et Moore (1986) démontrent que les filtres cochléaires des malentendants peuvent être 3 à 4 fois plus larges que ceux des normoentendants. *[29]*

On le comprend par le fait que la destruction des cellules ciliées externes (cause la plus courante des surdités) ne permet plus à ces dernières d'assurer la tonotopie passive de la sélectivité fréquentielle. Cette dégradation n'est pas rétablie avec le port d'aides auditives.

Influence sur la sonie :

Si l'on fait écouter sur une même oreille, un son complexe composé de deux sons purs de fréquence f et f' différentes mais très proches, une certaine sensation de sonie est produite. Dès lors que l'écart entre f et f' dépasse la valeur d'une bande critique, le son perçu parait plus fort car deux filtres cochléaires sont stimulés.

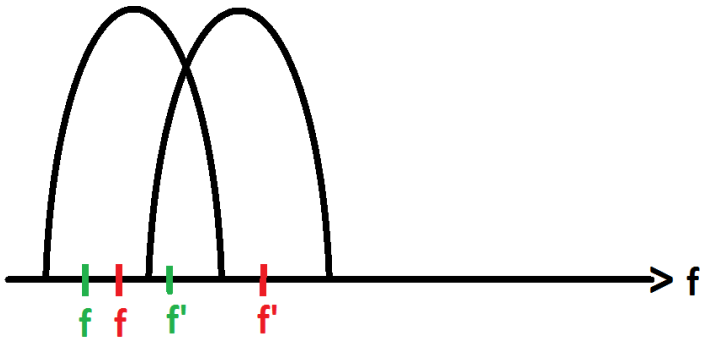


Figure 18 : Exemple de stimulation des filtres cochléaires

Pour les fréquences stimulées en vert, il y a une même sensation de sonie que l'on émette une seule fréquence ou les deux fréquences simultanément. Un seul filtre cochléaire est stimulé.

En rouge, le son paraîtra plus fort si on émet les deux fréquences simultanément plutôt qu'une seule fréquence à la fois. La fréquence f' stimule dans la cochlée une zone trop lointaine de f : deux filtres cochléaires sont stimulés.

En acoustique, les filtres tiers d'octave sont les plus représentatifs des filtres cochléaires. *[24]*

3) Echelle de tonie

Nous représentons la sensation de hauteur tonale en fonction de la fréquence par l'*échelle des Mels*. Cette échelle a été proposée en 1937 par Stevens, Volkman et Newman. La courbe expérimentale fixe la valeur de 1000 Mels pour un son pur de fréquence 1000 Hz et d'intensité 40 dB.

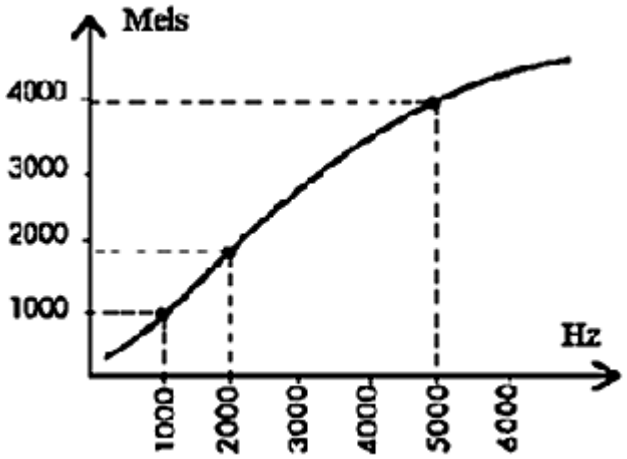


Figure 19 : Echelle de tonie : sensation de hauteur tonale en fonction de la fréquence [30]

Comme nous le voyons sur l'illustration ci-dessus ; jusqu'à 2 kHz la courbe est assez linéaire, c'est-à-dire que l'augmentation des fréquences fait augmenter proportionnellement la tonie (en mels). Au-delà de 2 kHz, la croissance de la courbe diminue, ce qui signifie que la sensibilité de la hauteur tonale diminue avec l'augmentation de la fréquence. Par déduction, nous pouvons dire que la discrimination fréquentielle est meilleure sur la moitié basse des fréquences audibles.

Nous pouvons convertir les mels en une autre unité représentant la tonie : les barks. *L'échelle des Barks* est basée sur l'existence des bandes critiques.

1Δfc = 1 bark = 100 mels

4) Seuil différentiel de hauteur SDH

Définition

Le seuil différentiel de hauteur noté **Δf** est la plus petite variation de hauteur que peut discerner un sujet. Il varie selon la fréquence et l'intensité à laquelle le stimulus est envoyé.

Le seuil différentiel relatif de tonie est le rapport Δf/f. Il reste constant entre 0.2% et 0.3% en moyenne pour des sujets normo-entendants à des fréquences comprises entre 500 et 8000 Hz à une intensité de 60 dB.

Cette constante s'explique, là aussi, par la présence de filtres cochléaires plus larges sur les hautes fréquences. En effet, la mesure effectuée pour f élevé, le Δf sera plus important, mais le rapport Δf/f restera constant par rapport à la même mesure sur une fréquence f inférieure où Δf serait aussi inférieur.

Pour des sujets normo-entendants, le seuil différentiel relatif de tonie est minimum, donc plus fin, entre 500 et 2 kHz, dans la zone conversationnelle comme nous le montre la figure ci-dessous. *[21 d)]*

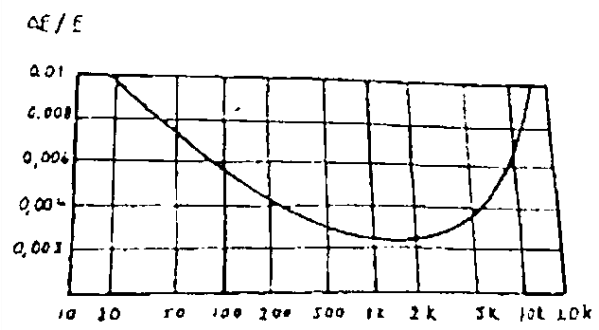


Figure 20 : Seuil différentiel relatif de tonie en fonction de la fréquence [24]

Généralités

Les études de Founier sur le SDH lui permettent d'avancer certaines théories, notamment l'augmentation du SDH avec l'avancée en âge liée au problème de la sélectivité fréquentielle qui apparait. Nous le comprenons par le point suivant. En effet, pour ce qui est d'auditions pathologiques, il affirme que le SDH augmente d'avantage pour les surdités de perception (qui comprennent les presbyacousies (Annexe 5)) que pour les surdités de transmissions. Nous expliquons cela par le fait que les surdités de transmission influent très peu sur la déformation du signal perçu en dehors de l'atténuation en intensité.

L'intérêt du SDH est qu'il est lié à l'intelligibilité. En effet, il illustre la capacité de dissocier et d'identifier deux fréquences proches, ce que nécessite également la compréhension de la parole (qui se construit dans la gamme fréquentielle 250 - 4000 Hz). Les patients atteints de déficience auditive auront de moins bons résultats prothétiques si leur SDH est élevé. De ce fait, leur mauvaise discrimination fréquentielle posera des problèmes d'intelligibilité par des confusions phonétiques et devront être compensées par un mécanisme fatiguant qu'est la suppléance mentale (cela demande de la concentration). Cette régression de la discrimination fréquentielle pourrait éventuellement être la conséquence d'une diminution du nombre de CC dans le cas de surdité endocochléaire.

5) Diplacousie

La diplacousie est un trouble auditif et plus particulièrement un trouble de la tonie. Elle est caractérisée par la perception différente de la hauteur d'un même son par les deux oreilles (signal sonore de même fréquence et de même intensité). Elle résulte d'une détérioration de l'organe de Corti. Elle apparait principalement si le trouble auditif est unilatéral ou à dominance unilatérale. Ce phénomène est moins connu que les phénomènes de distorsion de la sonie. *[14 b)]*

III - Effet de masque

Le phénomène de dégradation de la perception d'un signal en présence de bruit est appelé l'effet de masque. Les diverses composantes d'un son complexe ne sont pas forcément toutes identifiées par l'oreille. En effet, lorsqu'un son comporte deux fréquences proches, les fréquences les plus graves masquent les plus aigües. Cet effet de masque est d'autant plus marqué que l'intensité est importante : plus l'intensité du son masquant est importante, plus il va recouvrir les fréquences aigües, donc éloignées de la fréquence centrale f du masque.

Nous pouvons comparer cet effet de masque de l'audition avec le goût ; lorsque l'on mélange deux saveurs, la plus prononcée prend le dessus sur la plus discrète qui est alors masquée.

On distingue deux types de masques *[31]*:

- le masquage partiel : la sonie du signal est diminuée car perturbée par le son masquant,
- le masquage total : le signal testé n'est plus du tout perçu à travers le son masquant.

1) Effet de masque par bande étroite

La figure ci-dessous illustre l'effet du masque de bruit bande étroite. Nous visualisons bien que l'effet de masque croit avec l'intensité.

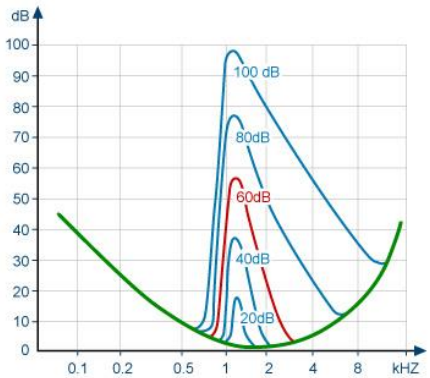


Figure 21 : Effet de masque par bande étroite [4]

En vert, est représenté le seuil d'audition d'un normo-entendant en dB HL.

La courbe rouge représente un bruit bande étroite (filtre n°9 : 1100 ; 1300 Hz. cf figure n°16) à 60 dB. Il s'agit de la zone de recouvrement, également appelé zone d'ombre, induite par

un son pur de fréquence 1200 Hz. On remarque qu'un son perçu à 3 dB à 1000 Hz sans masque est désormais perçu à 45 dB avec le son masquant.

Ce phénomène est encore plus marqué sur les fréquences légèrement supérieures au son masquant : un son de 1500 Hz perçu à 0 dB sans masque, il est désormais perçu à 50 dB avec le son masquant.

Ceci explique que les bruits les plus graves sont plus nuisibles à la compréhension de la parole. Nous comprenons alors pourquoi les presbyacousiques sont gênés à la compréhension de la parole en milieu bruyant. En effet, les basses fréquences du brouhaha (bien conservés) masquent facilement les aigus de la parole (seuils les plus dégradés).

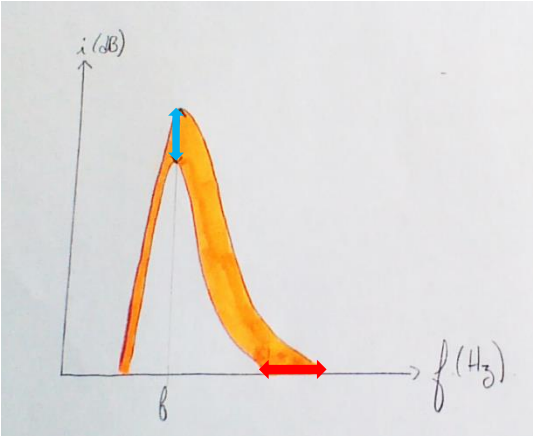


Figure 22 : Illustration de l'augmentation d'un signal bande étroite et conséquence sur son pouvoir masquant

Nous remarquons que la flèche rouge est plus grande que la bleue. « *L'effet de masque croît plus rapidement que le niveau du son masquant*. » *[26 b)]* En effet, l'augmentation de l'intensité d'un signal augmente la propriété masquante de ce dernier, principalement sur les aigus. Ce qui peut entraîner la stimulation d'un nouveau filtre cochléaire et donc faire croître d'autant plus rapidement la sensation de sonie.

Prenons l'exemple d'un signal musical (en noir). On remarque que les intensités les plus fortes masquent les plus faibles qui les succèdent dans le temps.

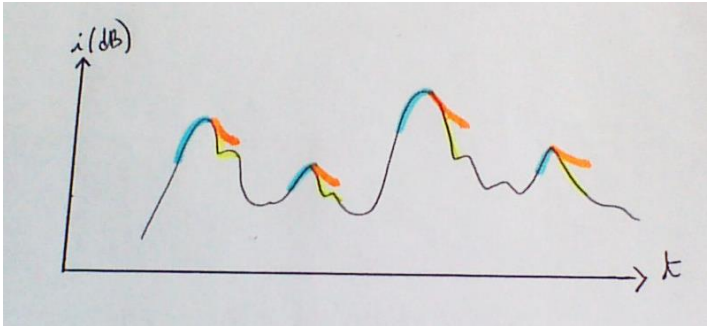


Figure 23: Effet de masque en intensité : exemple de la musique [24]

Légende :

Noir : signal émis

Bleu : signal perçu

Orange : effet de masque

Jaune : signal masqué (non perçu)

Remarque :

Le format mp3 s'inspire de ces effets de masque. En effet, le but de ce format est d'alléger la taille des fichiers audio par une compression du signal en utilisant le principe des fréquences masquées. Il y a suppression des fréquences que l'oreille humaine est incapable de percevoir dans le signal original. Ainsi, le signal transformé au format mp3 parait identique que l'original car seule les fréquences inaudibles ont été supprimées *[32]*.

2) Effet de masque par un bruit blanc

En présence d'un bruit blanc (Annexe 6) masquant, l'audibilité reste linéaire jusqu'à 500 Hz. Au-delà de cette fréquence, la courbe de l'effet de masque augmente de 10 dB par octave du fait de l'augmentation de la largeur des bandes critiques. *[33]* En effet, jusqu'à 500 Hz, seuls les filtres voisins de celui excité sont impliqués. En revanche, au-delà de 500 Hz, les filtres étant de plus en plus larges, ils stimuleront des filtres plus éloignés. Le pouvoir masquant est plus prononcé sur les aigus dans le bruit blanc.

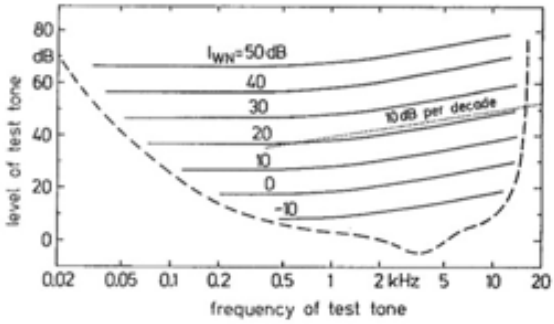


Figure 24 : Effet de masque par bruit blanc [33]

Pour un son audible à 5 dB à 1000 Hz, le masquage par un bruit blanc de 30 dB transpose l'audibilité du son émergeant à 50 dB.

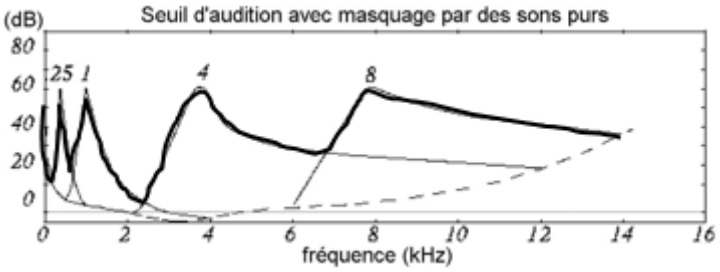


Figure 25 : Seuil d'audition avec masquage par des sons purs [34]

Sur la figure 25, nous voyons en gras les composantes du signal masquant réellement audibles. Lorsque deux filtres cochléaires sont stimulés, la composante la plus grave avec l'intensité la plus importante recouvre la plus aigüe à intensité plus faible. D'un signal, nous n'entendons que les composantes aux intensités les plus importantes aux fréquences les plus basses.

Dans le cas où un son n'est pas perceptible par le recouvrement d'un autre, cela entend qu'ils excitent la même région de la membrane basilaire (seul celui à l'intensité la plus importante est perçu).

Figure 26 : Masquage en intensité [35]

En supposant que la voiture et le camion émettent un bruit de spectre fréquentiel similaire, seul le bruit du camion (qui est le plus bruyant) est perçu.

3) Rapport signal sur bruit

La notion de « rapport signal sur bruit S/B » exprime la différence, exprimée en dB, entre le niveau du signal à identifier (la voix par exemple) et le bruit perturbant.

Lorsque la voix émerge du bruit, cela sous-entend que ce rapport est positif et la compréhension est d'autant meilleure. A l'inverse, lorsque l'intensité du signal est inférieure au bruit, ce rapport est négatif et dégrade l'intelligibilité du signal.

A retenir :

- Les basses fréquences masquent les hautes fréquences,
- Les sons de forte intensité masquent les sons de faible intensité,
- Pour une bonne perception il faut que le signal émerge du bruit, le rapport S/B doit être positif.

IV – Fonction binaurale

La combinaison des informations captées par chacune de nos deux oreilles situées de part et d'autres de notre tête se recoupent entre elles. Ainsi, la fonction binaurale assure *[36]* :

- Une amélioration de l'aspect *quantitatif* de l'audition par :
  - La baisse du seuil d'audition de 3 dB par rapport au seuil monaural (Annexe 7),
  - L'augmentation de la sonie de l'ordre de 6 dB aux intensités supraliminaires,
- Une amélioration de l'aspect *qualitatif* de l'audition par :
  - La localisation spatiale sonore,
  - L'émergence de la parole dans le bruit par la directivité, du fait que les hautes fréquences soient plus directives que les basses fréquences,
  - Sentiment d'audition plus confortable et plus naturelle.

Nous développons ici l'effet d'une audition binaurale sur le masquage et la localisation spatiale.

Remarque :

Nous précisions que nous parlons de la *fonction binaurale* (le fait d'entendre par les deux oreilles qui sont indépendantes et fonctionnelles) et non de *l'écoute stéréophonique* (captation du signal des deux côtés par différents moyens mais ne permet pas forcément la localisation spatiale sonore : audition normale bilatérale, système CROS dans le cas d'une cophose unilatérale, une écoute en conduction osseuse qui ne permet pas « une écoute 3D » …). La fonction binaurale est obligatoirement stéréophonique mais l'inverse ne se vérifie pas.

1) Audition binaurale et effet de masque

« L'audition binaurale entraîne une amélioration du rapport signal / bruit » *[26 c)]*. Il y a deux explications à cela :

Effet pavillonnaire

L'effet pavillonnaire amplifie préférentiellement la perception des hautes fréquences. Il accentue l'audibilité de ces dernières si le bruit n'entraîne pas un masquage total. Nous rappelons que les hautes fréquences (consonnes) sont les plus indispensables à la compréhension de la parole car elles sont plus faibles énergétiquement et de ce fait plus

difficiles à percevoir que les voyelles. Ce pouvoir d'accentuation préférentielle sur les hautes fréquences est dû aux résonances des ondes contre le conduit auditif externe (généralement centré sur la fréquence de 2700 Hz) et du pavillon. Cette amplification naturelle des aigus (du signal) améliore le rapport signal/bruit.

Un autre avantage de cet effet pavillonnaire naturel est que la directivité naturelle est principalement focalisée de face et latéralement. Les signaux provenant de l'arrière sont naturellement atténués par la forme du pavillon. Dans un milieu bruyant, la captation des signaux venant de face sont mieux captés que ceux provenant de l'arrière. Nous entendons mieux la personne située en face e nous que la personne qui discute dans notre dos.

Dans une situation bruyante, la physiologie de l'oreille amplifie naturellement les hautes fréquences et la captation est meilleure en face, ce qui engendre une amélioration du rapport signal/bruit.

Démasquage binaural

Si on réalise l'expérience suivante sur un sujet normo-entendant :

1) Envoi d'un signal et d'un bruit sur une oreille de façon à ce que le signal ne soit pas audible par le recouvrement du bruit,
2) Introduction du même bruit (sans le signal) sur l'oreille controlatérale
   ⇨ Le signal est alors perçu par le sujet alors que physiquement le rapport signal/bruit a été dégradé.

Cette faculté à restituer le signal par différence interaurale est appelé *démasquage binaural*. Il entre en action à hauteur de 10 dB et il prouve ainsi l'importance de l'intervention du système nerveux central dans l'audition binaurale. De cette façon, il améliore la captation et la compréhension du signal en présence de bruit. *[26 c)]*

2) Localisation spatiale

La localisation sonore spatiale est la capacité à identifier l'emplacement ou l'origine d'une source sonore, sa direction et son éloignement. Les principaux indices qui permettent cette localisation sont les suivants :

- La différence interaurale de temps ITD,
- La différence interaurale de niveau ILD,

Différence interaurale de temps ITD

La différence interaurale de temps se produit lorsque la source sonore n'est pas située à égale distance des deux oreilles (totalement en face ou totalement à l'arrière de la tête). Le son ne mettra pas le même temps pour parvenir à l'oreille droite qu'à l'oreille gauche. Cette différence dans le temps d'arrivée du signal sonore sera perçu par le cerveau, qui sera alors capable d'indiquer si la source est plus proche de son côté droit ou de son côté gauche.

Cette différence de temps dépend de l'azimut de provenance du signal. L'ITD sera maximal à +90° et – 90 ° d'azimut. A l'inverse, il sera nul aux azimuts 0 ° et 180 ° car à égale distance des deux oreilles.

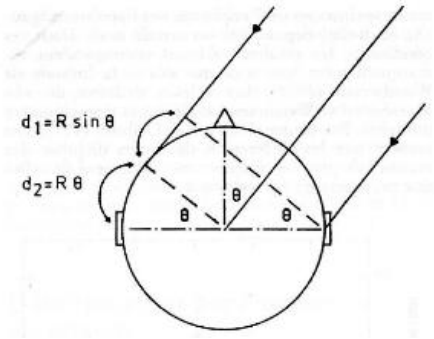


Figure 27 : Schéma explicatif de la différence de temps d'arrivé du signal entre les deux oreilles [14 e)]

La figure 27 nous présente un signal provenant de la droite. Ce signal parviendra à l'oreille gauche du sujet avec un certain retard par rapport à l'oreille droite. Ce dernier saura donner la direction de la source sonore.

Cette différence de temps va entraîner une différence de phase qui dépend de la longueur d'onde :

$$\lambda = c/f$$

La différence interaurale est de 21,5 cm en moyenne, ce qui correspond à une différence de temps de 625 ms. Ainsi, les fréquences inférieures à 800 Hz présentent une longueur d'onde deux fois plus grande que la distance interaurale. Cela permet au système auditif de déterminer avec précision les retards de phase. *[36]*

La différence interaurale de niveau ILD

La différence interaurale de niveau est la différence de pression acoustique entre les deux oreilles. Cette mesure est principalement influencée par l'effet d'ombre de la tête. Suivant l'azimut des ondes sonore, la tête fera écran (absorption des ondes acoustiques) et le niveau de pression acoustique sur l'oreille controlatérale sera plus faible selon les fréquences.

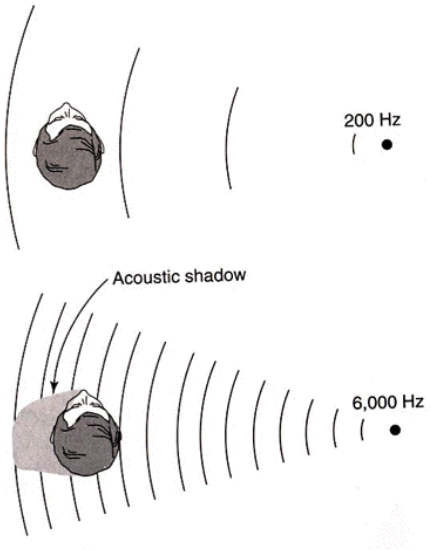


Figure 28 : Influence de l'effet d'ombre de la tête pour les hautes et basses fréquences [37]

L'ILD varie en fonction de la longueur d'onde, et donc de la fréquence. L'illustration ci-dessus nous permet de visualiser que les hautes fréquences sont plus influencées par cet effet d'ombre de la tête que les basses fréquences. La longueur d'onde λ étant plus petite pour les hautes fréquences, la tête fait de l'ombre sur plusieurs fronts d'onde. A l'inverse, pour les très basses fréquences, la tête est petite par rapport à la longueur d'onde et n'influe pas sur la perception binaurale, les deux oreilles perçoivent le même niveau de pression acoustique. L'ILD est de 3 dB à 500 Hz et de 20 dB pour 6000 Hz.

Nous prouvons ici que les hautes fréquences sont plus directives.

En ce qui concerne le spectre de la parole, l'ILD est de 6.4 dB en moyenne. *[36]*

Remarque :

L'ITD est un indice acoustique plutôt représentatif des basses fréquences (jusqu'à 3 kHz) alors qu'à l'inverse, l'ILD est représentatif des hautes fréquences.

V - Durée

Nous avons trouvé un grand nombre de confusions en ce qui concerne les termes utilisés pour les paramètres de durée dans la littérature. Nous allons tenter d'éclaircir ces notions en distinguant quatre termes. *[38]*

1) Résolution temporelle

La résolution temporelle est l'intervalle de temps minimal de silence perceptible entre deux stimuli. En-dessous de ce seuil, le temps de silence est trop court pour permettre de les dissocier ; les deux signaux fusionnent et un signal continu est perçu.

Il s'agit du MTD : Interruption Minimale Détectable.

On retrouve également le terme de seuil de durée interstimuli ISI (= interstimuli interval).

Pour un son pur de 1000 Hz, Lafon l'évalue à 1 ms [21 g)].

Les études de Liepp (1979) l'évaluent à 2 ms, tout comme Hirsh (1959) et Alber et Bear (1975) [21 g)].

2) Pouvoir séparateur temporel

Le pouvoir séparateur temporel correspond au seuil d'entendement interstimuli, c'est-à-dire, la capacité à percevoir et distinguer deux sons proches dans le temps.

Cet intervalle est compris entre 25 et 50 ms en moyenne. Il n'est cependant pas impossible de trouver des valeurs telles que 15 ms ou 12 ms (travaux de Joliot et al 1994). Il est possible que ce pouvoir séparateur temporel s'améliore avec l'entraînement. Chez les accordeurs de piano par exemple, il a déjà été observé des seuils de l'ordre de 5 ms.

Nous pouvons expliquer cette notion par un recouvrement dans le temps ou un effet de masque énergétique temporel, dû à un temps de réponse du système auditif (mécanisme de décodage) après l'émission du son.

Exemples :

- Nous présentons sur l'illustration ci-dessous un signal de forte intensité immédiatement suivi dans le temps par un signal de faible intensité. Le premier exerce un effet de masque sur le second si le délai entre ces deux sons est trop court. La courbe violette nous permet de visualiser le phénomène.

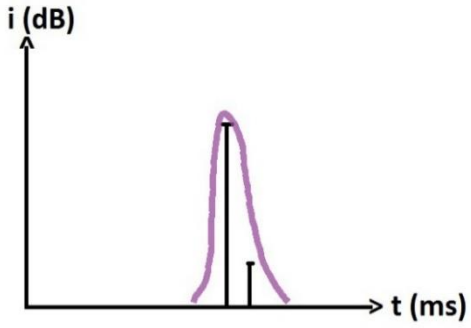


Figure 29 : Effet d'une succession temporelle de deux signaux (exemple 1)

- Dans le cas inverse, un signal de forte intensité succède de peu de temps un signal de forte intensité. L'effet de masque est induit par le signal le plus fort en intensité. Ici, nous observons que la différence d'intensité est bien marquée entre les deux signaux. Il est possible que le signal de forte intensité produise un effet de recouvrement du signal plus faible à tel point que le premier signal émis n'est pas perçu par l'oreille. La courbe orange illustre ce phénomène.

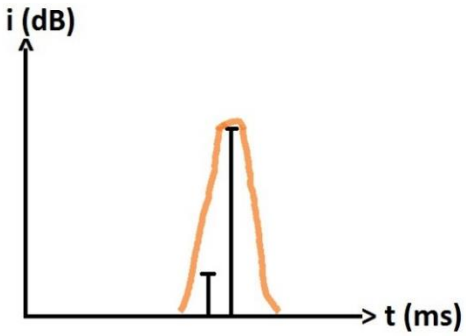


Figure 30 : Effet d'une succession temporelle de deux signaux (exemple 2)

Les auteurs s'accordent à dire que cet intervalle est en fonction des caractéristiques spectrales et temporelles des stimuli :

Les études de Williams et Perrot (1972) prouvent que cet intervalle s'améliore avec :

- La durée du silence entre les deux stimuli,
- L'écart en fréquence des deux stimuli.

En revanche, Irwin, Hinchcliff et Kemps (1981) nous affirment que cet intervalle se dégrade avec la survenue d'une surdité encocochléaire *[21 g)]*.

Le pouvoir séparateur temporel permet d'analyser la structure fine d'un signal. Ce paramètre se dégrade avec la surdité et pose des problèmes d'intelligibilité : mauvaise perception des transitions et des pauses de la parole. Ce manque d'information explique que les malentendants ont besoin d'un débit de parole plus lent pour assimiler tous les indices phonétiques du discours ; sinon ils devront user de la suppléance mentale comme méthode de compensation.

3) Temps d'intégration

Le temps d'intégration est le temps nécessaire pour percevoir le niveau de sonie réel d'un signal. Cette valeur est comprise entre 100 et 200 ms. Selon Pederson et coll. (1977), « la sonie atteint sa valeur asymptotique, à un phone près, quand la durée atteint 180 ms » *[25 d)]*. La sensation de sonie croît avec la durée d'émission jusqu'à atteindre sa valeur propre au temps d'intégration. Si le son est émis en continu, au-delà du temps d'intégration, la sensation de sonie restera constante.

Cependant, pour des stimulations de longue durée (au-delà du temps d'intégration) à des niveaux inférieurs à 30 dB SPL, la sensation de sonie décroît légèrement. Ce phénomène est appelé « adaptation simple » et est plus marqué sur les hautes fréquences. Il est variable d'un sujet à l'autre et particulièrement importante et rapide en cas de neurinome de l'acoustique (Annexe 8). *[25 d)]*

Cela explique la raison pour laquelle la première pondération des sonomètres, FAST présente une pondération temporelle de 125 ms. Cette valeur s'apparente au temps d'intégration. Cela signifie que cette pondération analyse le signal à la même vitesse que le cerveau interprète le signal.

Pour ce qui est des sons impulsionnels <1 ms, la pondération « IMPULSE » de 35 ms du sonomètre aura terminé d'analyser le signal avant même que le cerveau n'ai pu le percevoir.

Le temps d'intégration n'est autre que la résultante des temps de traitement de chaque maillon du système auditif.

Effectivement, l'analyse passe par quatre relais avant que l'information sonore soit traitée : noyaux cochléaires ventral et dorsal, olive supérieure, colliculus inférieur et cortex. La perception des variations de signaux sonores nécessite ce temps d'analyse. *[5]*

4) Discrimination temporelle

Le terme de discrimination temporelle représente la capacité à différencier deux stimuli différents au même moment. Il s'agit de la capacité à savoir reconnaître qu'il y a deux signaux différents selon leur spectre fréquentiel, qu'ils soient émis d'une même source ou non.

Prenons deux exemples :

1) Une même source délivre à la fois un bruit (spectre comprenant plusieurs fréquences et intensités aléatoires) et un son pur (spectre d'une unique fréquence à intensité fixe) à des intensités équivalentes. On parlera d'une bonne discrimination temporelle si le sujet arrive facilement à reconnaitre qu'il y a deux types de signaux distincts.

2) Si deux sons purs son émis simultanément à des fréquences différentes et à intensité égales, alors la perception de la somme des deux signaux sera plus faible que le sera un seul d'entre eux isolément. Cette affirmation est vraie si leur écart en fréquence ne dépasse pas une certaine valeur. La littérature a du mal à quantifier cette dernière. *[25 d)]*

Cette capacité de discrimination temporelle explique les problèmes de discrimination dans le bruit. Une personne qui présente une mauvaise discrimination temporelle aura des difficultés à faire émerger la parole dans le bruit ; elle aura du mal à dissocier les deux signaux mélangés, et donc à comprendre la parole qui se fond au bruit.

Nous insistons sur la différence entre les termes explicités précédemment. Cependant, ils agissent tous sur cette capacité à discriminer un signal : plus les indices acoustiques seront perçus précocement, meilleure sera la discrimination temporelle ; celle-ci joue un rôle important dans la compréhension de la parole dans diverses situations sonores.

Les patients ayant une bonne discrimination temporelle seront capables d'apprécier les variations rapides du chant d'oiseau ou de comprendre un discours très rapide par exemple.

5) Tests permettant d'évaluer différents paramètres de durée

- *Seuil différentiel de durée SDT* est le test se rapprochant le plus des tests du seuil différentiel d'intensité SDI et du seuil différentiel de hauteur SDH. Le patient entend deux signaux et doit déterminer lequel est le plus long. Le SDT augmente avec la durée du signal (t). Ce SDT augmente avec le niveau de surdité neurosensorielle sans pour autant que cela soit lié à un trouble de la discrimination en intensité.

- *Test de bruit de BOCA* : Ce test étudie l'effet de masque d'une bande de bruit sur un son pur pulsé. La bande de bruit est émise en continue alors que le son pur testé est pulsé. Puis, on émet la bande de bruit de façon pulsée. Un pouvoir séparateur normal se traduit par un effet identique de masque de la bande de bruit en continu ou avec une pulsation rapide et cet effet s'estompe lorsque le rythme se relâche. Si l'effet de masque subsiste quel que soit le rythme de la pulsation du bruit masquant, dans ce cas le sujet présente un pouvoir séparateur temporel plus long. Souvent, on observe une dégradation du pouvoir séparateur temporel pour les surdités de perception avec recrutement.
- *Test de clics de LIEPP* : le pouvoir séparateur temporel est mesuré par un générateur de fréquences qui émet des rafales de 5 clics à intervalles réglables. Des séries de 5 clics sont émis avec un ordre de variation des intervalles aléatoires. Le sujet reproduit alors par onomatopées ou par battements gestuels ce qu'il a perçu au casque en monaural. De ce fait, nous recherchons le seuil de fusion.
- OLD, LEMAN et RENARD proposent une *alternative* à ce test de clics : un train d'impulsion émet des signaux à intervalles de 1 ms. On augmente progressivement l'intervalle et on relève la valeur de l'intervalle lorsque le patient dit entendre un signal discontinu. Il y a une corrélation entre le point de fusion et les potentiels évoqués auditifs.
- Test Tone Burst : le pouvoir séparateur temporel est évalué différemment. Nous envoyons 10 salves de bruit blanc ou bruit filtré en une seconde à une intensité supraliminaire. Nous diminuons progressivement la durée des plateaux des impulsions, ce qui induit une augmentation du temps de silence entre chaque salve. Lorsque les temps de silence se font ressentir et que le patient dit ne plus entendre de signal continu mais discontinu, cela nous indique que nous avons trouvé la valeur de notre pouvoir séparateur temporel.
- *Le Gap test* utilise un bruit blanc filtré à 1000 Hz. Deux bruits de 600 ms sont envoyés avec une interruption de 400 ms de silence entre les deux. L'un des deux bruits est interrompu par un temps de silence (de 1 à 100 ms). Le patient indique lequel des deux est un bruit interrompu. Le Gap est alors la valeur minimale pour laquelle on obtient 4 bonnes réponses. GIBBON (1995) estime cette moyenne à 11.38 ms.

[21 h)]

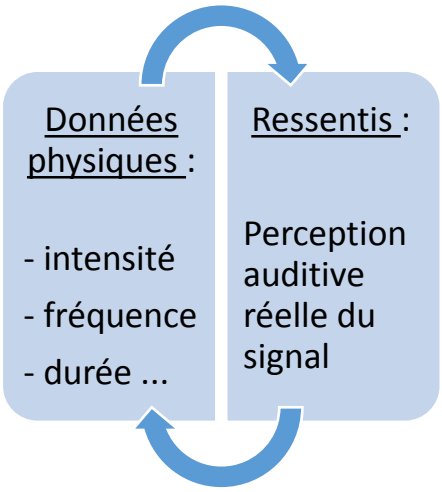
Conclusion sur la partie psychoacoustique

La psychoacoustique est la perception subjective d'un signal acoustique quantifié. Elle est déterminée par le passage de ce dernier à travers les différentes structures :

- La qualité de la transmission de la vibration sonore de l'oreille externe jusqu'à l'oreille interne,
- La qualité de réception du signal au niveau des cellules neurosensorielles dans l'organe de Corti,
- La qualité de la transmission du message le long de la voie auditive.

Ces trois critères définissent l'interprétation du signal au niveau supérieur.

Lorsque l'on parle de psychoacoustique, nous parlons d'interprétation des données physiques.



Cette seconde partie nous permet de comprendre les liens entre la transmission du son et les conséquences d'une pathologie sur cette transmission.

Les outils audiométriques nous permettent de tester une multitude de paramètres psychoacoustiques afin de mieux comprendre les liens entre diverses pathologies et leurs conséquences sur la perception auditive d'un patient.

Nous tenterons de découvrir dans la troisième partie de quelle façon la surdité influe sur ces mesures et de quantifier cette influence.

PARTIE III :

EXPERIMENTATION, MESURE DES SDI ET DES SDH DE SUJETS AUX DIFFERENTS NIVEAUX DE SURDITE

I - Objectif de l'expérimentation

Notre but est de comparer des seuils différentiels d'intensité et de hauteur en fonction du niveau de perte auditive des sujets. Les paramètres psychoacoustiques étudiés sont les suivants :

- La sonie avec le seuil différentiel d'intensité,
- La tonie avec le seuil différentiel de hauteur.

On recherche la capacité à différencier deux signaux d'intensité proche et de fréquence proche en fonction du niveau de perte auditive.

Le but de l'expérimentation est d'obtenir des **tendances de pouvoirs séparateurs sur des degrés de surdités différents.**

Le type de surdité testé est la surdité perceptionnelle qui traduit un dysfonctionnement au niveau de l'oreille interne. Nous tenterons d'éclaircir de quelle façon l'endommagement de cette structure influe sur la perception auditive. Nous ne nous intéressons pas aux surdités de transmission qui sont la conséquence d'un « simple » problème de propagation du signal à l'oreille interne par une pathologie au niveau de l'oreille externe et/ou de l'oreille moyenne.

L'objectif de cette partie expérimentale est d'évaluer s'il existe un lien entre les résultats des seuils différentiels d'intensité et de hauteur et le degré de surdité des sujets testés.

Si tel est le cas, nous tenterons d'établir une "échelle type" des résultats en fonction de l'audition de chacun.

II - Sujets testés

Les tests de cette recherche ont été réalisés sur un panel de 50 sujets. Dix sujets testés sont normo-entendants, les 40 autres sont atteints d'une surdité de type perceptionnelle et sont appareillés au moins à droite. Ces derniers font partie de la patientèle du laboratoire « Entendre Audition Debruille ».

Nous nous sommes assurés qu'aucun de ces 50 sujets testés n'est musicien car il a été prouvé, dans un précédent mémoire que nous détaillerons plus tard, que le fait d'être musicien influeraient sur nos mesures.

Nous réaliserons les tests de façon unilatérale droite (côté droit choisi arbitrairement) pour chaque sujet afin d'avoir plus de diversité dans les réponses données par le panel. Il nous importe peu que la perte soit bilatérale ou symétrique.

Nous nous intéressons particulièrement à 2 fréquences : 500 Hz et 2000 Hz ; fréquences à consonance respectivement grave et aigüe et essentielles à la compréhension de la parole.

Ce panel de sujets testés a été divisé différemment selon la nature des tests.

En effet, pour l'étude du seuil différentiel d'intensité SDI, nous avons établi nos groupes en fonction de l'étendue de leur champ dynamique d'audition. Quant à l'étude du SDH, les groupes ont été établis en fonction du **niveau des surdités**. Nous développerons cette différenciation des groupes dans les protocoles de ces deux tests.

Nous avons testé un grand nombre de sujets afin que les résultats soient d'une fiabilité d'autant plus importante par leur reproductibilité. Il y a des variations dans chacun des groupes concernant le sexe, l'âge et la date du premier appareillage des sujets afin d'éviter que ces facteurs n'influent sur la recherche.

Nous nous sommes assuré qu'aucun sujet testé ne présente de facteur transmissionnel à sa surdité. L'oreille externe et l'oreille moyenne de chaque sujet sont saines et fonctionnelles. La surdité perceptionnelle des sujets a été prouvée soit par un test de Weber, soit par une audiométrie tonale en conduction osseuse par le médecin ORL (dans le compte rendu envoyé à l'audioprothésiste) ou bien au laboratoire d'audioprothèse.

III - Protocole des tests effectués

La durée des tests est de 20 minutes en moyenne.

1) Audiométrie tonale et seuils subjectifs d'inconforts

Recherche :

L'audiométrie tonale réalisée au casque nous permet de visualiser les seuils subjectifs d'audition. Nous mesurons également, dans les mêmes conditions, les seuils subjectifs d'inconfort du sujet. Avec ces tests, il nous est possible de visualiser la dynamique de chaque sujet. Cela nous permet de classer chaque sujet dans les groupes qui lui correspondent pour l'étude du SDI et du SDH selon les valeurs à 500 et 2 kHz.

Protocole :

Il s'agit de réaliser les protocoles classiques : l'audiométrie tonale est effectuée de façon rétrograde et la recherche des SSI se réalise de façon progressive. On reporte la valeur du SSI au moindre signal du facies.

Consignes :

- Audiométrie tonale : « Je vais vous envoyer des sons. Dès que vous le percevez, même s'il est très faible ou très lointain, vous levez la main. »
- Seuils subjectifs d'inconfort : « Je vais vous envoyer des sons de plus en plus fort. Tant qu'ils ne sont pas gênants, ne faites rien. Dès qu'ils commencent à être gênants, car trop fort, vous levez la main.»

L'audiométrie vocale aura, elle aussi, déjà été testée au laboratoire et nous permet d'évaluer l'intelligibilité du sujet. Elle est réalisée avec les listes cochléaires de Lafon au casque avec un bruit de masque sur l'oreille controlatérale.

2) Audiométrie Bekesy

Recherche :

Pour plus de précision en ce qui concerne les seuils d'audition, nous ferons passer une audiométrie automatique de Bekesy au casque sur l'oreille droite (non appareillée).

Il s'agit d'une audiométrie de haute définition qui permet de dessiner les encoches auditives plus ou moins étroites entre les fréquences fixes.

Protocole :

Un balayage fréquentiel de sons pulsés est envoyé au casque sur l'oreille testée. Nous commençons par placer le curseur à 1000 Hz à une intensité confortable (au-delà de la valeur du seuil précisé par l'audiométrie tonale préalable). L'intensité augmente progressivement avec un balayage fréquentiel vers le haut. Le sujet continue d'appuyer sur la poire lorsqu'il perçoit le son ce qui provoquera automatiquement la diminution de l'intensité. Lorsque le patient relâche la poire pour signaler qu'il ne perçoit plus le signal sonore, l'intensité augmentera de nouveau (toujours avec le balayage fréquentiel). L'augmentation du signal sonore cessera lorsque le sujet appuiera sur la poire pour signaler sa perception et ainsi de suite. Lorsque la fréquence de 8 kHz est atteinte, nous coupons la mesure pour la relancer à 1000 Hz avec un balayage fréquentiel vers le bas cette fois (jusqu'à 125 Hz). Nous avons ainsi une audiométrie automatique ininterrompue de 125 Hz à 8000 Hz.

Consigne :

« Vous allez entendre des sons pulsés. Lorsque vous percevez le signal sonore, même très faible, vous appuyez sur la poire et lorsque vous ne percevez plus aucun signal vous relâchez la poire. »

Attention : Ce test qui nécessite de la concentration de la part des sujets s'est avéré être fatiguant (retour donné par les sujets eux-mêmes). Afin qu'ils soient bien concentrés pour une bonne fiabilité des tests principaux (SDI et SDH), nous avons choisi de leur faire passer ce test complémentaire en dernier lieu.

3) Recherche du seuil différentiel d'intensité

Recherche :

Nous recherchons, à un niveau supraliminaire, la plus petite variation d'intensité ΔI qui provoque une variation de sonie par rapport à l'intensité de référence I. Nous nous sommes inspirés du test de Lüscher et Zwislocki mais nous le recouperons avec la méthode Renard qui indique que le niveau d'audition confortable MCL est situé au milieu de la dynamique du sujet : à mi-distance entre le seuil subjectif de perception et le SSI *[39]*.

Protocole :

Le protocole est basé sur le principe du test de Lüscher et Zwislocki. Au niveau confortable MCL selon Renard, nous émettons, au casque, un signal modulé en intensité de 5 dB pour commencer. Nous diminuons la modulation en intensité à pas fixes (5 dB ; 4 dB ; 3 dB ; 2 dB ; 1 dB ; 0,8 dB, 0,6 dB, 0,4 dB ; 0,2 dB) jusqu'à ce que le sujet indique qu'il n'entend plus de variation du signal en intensité. Puis nous augmentons la valeur d'un pas pour déterminer le seuil différentiel d'intensité (SDI). Nous effectuons ce test pour les deux fréquences **500 et 2 kHz** à une intensité qui se situe au **milieu du champ dynamique** du sujet puis à une intensité se situant au ¾ **du champ dynamique** du sujet.

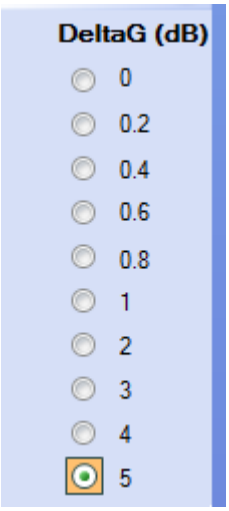


Figure 32 : modulation en intensité pour la recherche du SDI [40]

La mesure du SDI aux ¾ de la dynamique nous sert uniquement à confirmer les tendances obtenues pour les valeurs de SDI au milieu de la dynamique.

Sachant que les seuils d'audition et les seuils d'inconfort sont des valeurs subjectives, nous arrondissons le milieu de la dynamique ainsi que les ¾ de la dynamique des sujets à 5 dB près.

Dans le cas où nous n'obtenons pas de réponse à la mesure du SSI à 120 dB d'émission, il sera considéré à 120 dB.

Le résultat est alors retenu s'il est avéré reproductible au moins deux fois.

Remarque :

Nous n'avons pas testé de surdités profondes (au-delà de 90 dB de perte sur les fréquences testées) car il y aurait trop peu de dynamiques exploitables entre le seuil et le SSI. Réaliser ce test à la moitié et aux ¾ de la dynamique (ces deux valeurs seraient très proches) aurait été inconfortable pour le sujet.

Nous précisons que l'on ne recherche pas le recrutement mais bien les valeurs propres de SDI.

Consigne :

« Vous allez entendre un signal modulé en intensité, c'est-à-dire qu'il est composé de deux intensités différentes qui se succèdent rapidement. Vous m'indiquerez si vous distinguez un signal composé de **deux intensités différentes** « UuUuUuUu » ou bien un signal d'une **unique intensité en continue** « uuuuuuuu ». »

Nous avons d'abord rencontré quelques difficultés de compréhension de la consigne de la part des sujets puis nous avons accompagné cette consigne par un mime qui me paraissait bien imager la situation :

- Le signal perçu modulé « uUuUuU » est accompagné d'un dessin d'une sinusoïde du doigt,
- Le signal perçu comme un son pur (non modulé) « uuuuuuu » est accompagné d'un traçage d'une ligne droite du doigt.

Régulièrement, les sujets ont donné leur réponse par le mime plutôt que par la parole.

Etude par groupe :

L'étude du seuil différentiel d'intensité SDI se réalise en fonction du niveau de perte auditive et plus précisément en fonction du **champ dynamique** de chaque sujet sur les deux fréquences à tester 500 et 2 kHz.

Nous différencions deux groupes :

- Groupe 1 : 24 sujets présentant une **dynamique moyenne étendue ≥ 60 dB** (moyenne de la dynamique à 500 Hz et à 2 kHz). Les 10 sujets normo-entendants se situent dans ce groupe. L'audiogramme moyen des sujets de ce groupe est le suivant :

Fréquence (Hz)	125	250	500	750	1 k	1,5 k	2 k	3 k	4 k	6 k	8 k
Seuil (dB)	20,8	21,9	23,3	24,6	26,5	30,4	33,6	39,0	41,0	51,0	48,5

- Groupe 2 : 26 sujets présentant une **dynamique moyenne étroite < 60 dB** (moyenne de la dynamique à 500 Hz et à 2 kHz). L'audiogramme moyen des sujets de ce groupe est le suivant :

Fréquence (Hz)	125	250	500	750	1 k	1,5 k	2 k	3 k	4 k	6 k	8 k
Seuil (dB)	40,2	44,2	51,5	54,0	59,8	65,2	69,8	68,1	72,9	85,6	85,2

Nous justifions cette valeur limite de 60 dB de dynamique car elle permet d'avoir un nombre équitable de sujets dans chaque groupe. En effet, 60 dB est la valeur médiane de l'étendue des dynamiques que nous avons obtenue pour notre échantillon de 50 sujets (à 1 sujet près).

4) Recherche du seuil différentiel de hauteur

Recherche :

Nous recherchons la plus petite variation de hauteur Δf qui provoque une variation de tonie par rapport à la fréquence de référence f.

Protocole :

Nous émettons, au casque, la fréquence testée à l'intensité située au **milieu du champ dynamique** de chaque sujet entre le seuil subjectif d'audition et le seuil subjectif d'inconfort (intensité confortable) en son pur continu de 2 secondes. Après un temps de silence de 2 secondes nous émettons la fréquence f' différente (supérieure) mais proche de f pendant 2 secondes également.

Tant que le sujet nous indique entendre deux sons différents, nous diminuons l'écart entre f et f'. Lorsque le sujet nous informe qu'il n'entend plus qu'un même signal sonore, nous répertorions la valeur précédente f' (plus petite valeur où il perçoit encore la différence de hauteur). Ainsi, $\Delta f = f\text{-}f'$ correspond à notre valeur du seuil différentiel de hauteur (SDH).

La mesure est effectuée pour nos deux fréquences 500 et 2 kHz.

Le résultat est alors retenu s'il est avéré reproductible au moins deux fois.

Nous effectuons d'abord les mesures par pas de 1/24 d'octave. Si la discrimination fréquentielle est bonne nous passerons à un pas plus précis : 1/48 d'octave. Dans le cas où la discrimination fréquentielle est encore bonne, nous utiliserons alors un pas de 1 Hz.

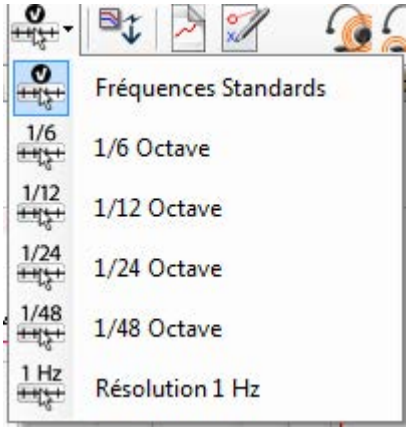


Figure 31 : résolution fréquentielle pour réalisation du SDH [40]

Remarque :

La largeur du pas varie si l'on se trouve sur les octaves de basse fréquence ou de haute fréquence. En effet, il a été rappelé dans la partie théorique que les filtres cochléaires sont plus larges sur les hautes fréquences que sur les basses fréquences. Le 1/24 d'octave du 500 Hz (15 Hz) sera donc plus étroit que le 1/24 (60 Hz) d'octave du 2000 Hz comme le montre le tableau ci-dessous.

	Fréquence de référence	1 pas	2 pas	3 pas …
1/24 d'octave	500 Hz	515 Hz	530 Hz	545 Hz
	2000 Hz	2060 Hz	2120 Hz	2180 Hz
1/48 d'octave	500 Hz	507 Hz	515 Hz	522 Hz
	2000 Hz	2030 Hz	2060 Hz	2090 Hz

Tableau 1 : Pas de résolution fréquentielle d'après Otosuite ®

Consigne :

« Vous allez entendre un premier signal, un temps de silence puis un second signal. Vous m'indiquerez s'il s'agit de deux tonalités différentes ou d'une même tonalité émise deux fois. »

Etude par groupe :

L'étude du seuil différentiel de hauteur SDH se réalise en fonction du **niveau de perte** auditive de chaque sujet sur l'oreille droite.

Nous différencions trois groupes en fonction du niveau de surdité sur les deux fréquences à tester 500 et 2 kHz.

- Groupe 1 : Groupe témoin des normo-entendants. D'après la définition établie par le Bureau International d'Audio-Phonologie (BIAP), l'audition est considérée normale lorsque la perte tonale moyenne n'excède pas 20 dB HL *[41]*. Nous simplifions les choses en considérant dans ce mémoire qu'un normo-entendantant présente un seuil tonal inférieur à 20 dB HL aux fréquences 500 Hz et 2 kHz. Il est représenté par un panel de 10 sujets testés.

L'audiogramme moyen des sujets de ce groupe est le suivant :

Fréquence (Hz)	125	250	500	750	1 k	1,5 k	2 k	3 k	4 k	6 k	8 k
Seuil (dB)	14,0	12,0	10,5	8,5	9,5	10,5	11,0	11,0	11,5	24,0	21,0

- Groupe 2 : Panel de 20 sujets testés

- Surdité de perception,
- 20 dB HL < seuil 500 Hz < 40 dB HL,
- 20 dB HL < seuil 2 kHz < 60 dB HL.

L'audiogramme moyen des sujets de ce groupe est le suivant :

Fréquence (Hz)	125	250	500	750	1 k	1,5 k	2 k	3 k	4 k	6 k	8 k
Seuil (dB)	24,5	26,0	31,2	34,5	38,0	43,0	46,7	54,2	50,09	67,5	66,2

- Groupe 3 : Panel de 20 sujets testés
- Surdité de perception
- 40 dB HL < seuil 500 Hz,
- 60 dB HL < seuil 2 kHz.

L'audiogramme moyen des sujets de ce groupe est le suivant :

Fréquence (Hz)	125	250	500	750	1 k	1,5 k	2 k	3 k	4 k	6 k	8 k
Seuil (dB)	44,5	49,0	55,5	58,0	63,5	69,5	71,0	71,7	76,0	89,5	89,2

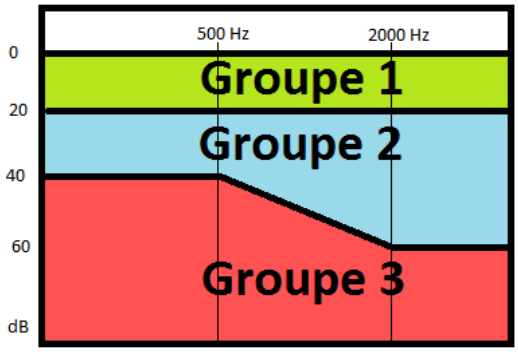


Figure 32 : Groupes de SDH par classification des surdités

La répartition des groupes a été choisie en considérant que les surdités les plus communes sont les presbyacousies. Ceci explique la perte plus importante des aigus que des graves dans cette classification des surdités.

5) Remarque importante

Nous insistons sur le caractère subjectif de toutes les mesures réalisés dans cette recherche (pour les seuils, les inconforts, Bekesy, les SDI ou les SDH). Elles sont relevées selon le ressenti du patient et dépendent ainsi de son état (psychologique, fatigue, concentration, stress…). De ce fait, il s'agit d'une évaluation propre à chacun au moment t des tests.

Il faut aussi savoir que les sujets, voulant bien faire, sont stressés car nous leur faisons passer des « tests ». Ces tests sont difficiles car nous recherchons, particulièrement pour les SDI et SDH une identification de faibles variations qui peuvent être difficiles à percevoir.

Pour une même variation ressentie, une personne peut indiquer entendre la différence alors qu'une autre va indiquer ne pas la percevoir car il juge qu'elle est trop minime pour être signalée.

Nous avons parfois trouvé une grande variabilité de réponses au sein d'une même personne. Ces tests sont difficiles car ils demandent de la concentration de la part des sujets testés. Nous avons évité de tester les personnes de plus de 85 ans ainsi que les personnes malades pour ne pas les fatiguer.

V - Matériel utilisé

1) Conditions de réalisation

Les sujets sont assis sur un fauteuil, dans la double cabine audiométrique insonorisée avec un bruit de fond inférieur à 40 dB A en accord avec la législation (Cf fig. 33 ci-dessous).

Figure 33 : Bruit de fond de la cabine insonorisée

Ils sont placés face à la vitre devant laquelle se trouve l'examinateur. Ils ont pour matériel : le casque ainsi qu'une poire réponse.

Un microphone est placé dans la cabine pour que le testeur puisse entendre le sujet de l'extérieur.

2) Audiomètre et logiciel

L'audiomètre utilisé est un audiomètre MADSEN Astera de la marque Otometrics®. Il a permis à lui seul, avec le logiciel Otosuite, la réalisation de tous les tests nécessaires à la réalisation de ce mémoire.

Figure 34 : Audiomètre MADSEN Astera

Les tests que nous avons réalisés sont les suivants :

- Audiométrie tonale liminaire,
- Recherche des seuils subjectifs d'inconfort,
- Audiométrie automatique de Békésy,
- Recherche des seuils différentiels d'intensité par le test de Lûscher et Zwisloki,
- Recherche des seuils différentiels de hauteur entre la fréquence de référence f (500 Hz et 2 kHz) et la fréquence f'. Selon les réponses données par le sujet, nous élargissons ou rétrécissons l'écart entre f et f' en éloignant f' de soit :
    - 1/6 d'octave,
    - 1/12 d'octave,
    - 1/24 d'octave,
    - 1/48 d'octave,
    - ou alors par pas de 1 Hz pour plus de précision.

De ce fait, tous les résultats des tests sont enregistrés sur un seul et même logiciel. De plus, ce logiciel est simple d'utilisation car assez intuitif.

En ce qui concerne la recherche des sujets, nous avons utilisé le logiciel de gestion du centre d'audioprothèse Entendre Audition Debruille à Reims : ISAKYS. Il a permis de sélectionner des patients à contacter pour leur faire passer les tests selon leurs âges, leur niveau de perte, la date de leur premier appareillage et leur lieu d'habitation (habitant non loin du centre pour éviter un important dérangement).

3) Ecouteurs

Les mesures sont réalisées au casque TDH 39.

Nous faisons attention à bien placer les écouteurs du casque face au pavillon. Si le casque est légèrement trop remonté, il comprime le conduit auditif externe à son entrée et fausserait tous les résultats de mesures.

Figure 35 : casque TDH 39

VI - Pronostics de résultats

1) SDI

Le SDI est évalué en fonction de la surdité mais plus précisément en fonction de la *dynamique* du sujet.

Il serait logique de trouver des SDI plus fins pour un sujet qui présente une dynamique pincée. En effet, sa variation de sonie est d'autant plus sensible. Un sujet qui a une dynamique étendue, au contraire, sera moins sensible aux variations d'intensité.

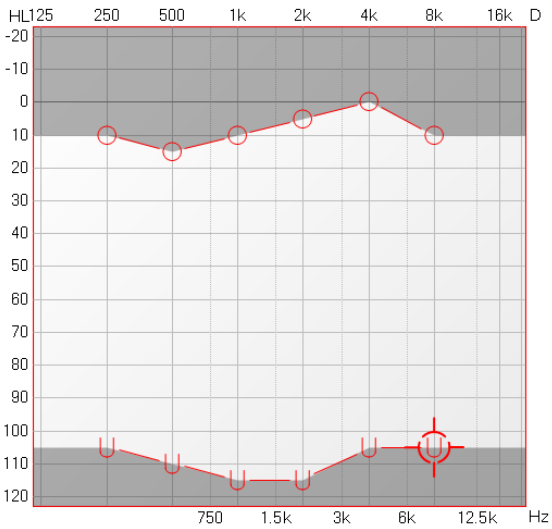


Figure 36 : champ dynamique étendu

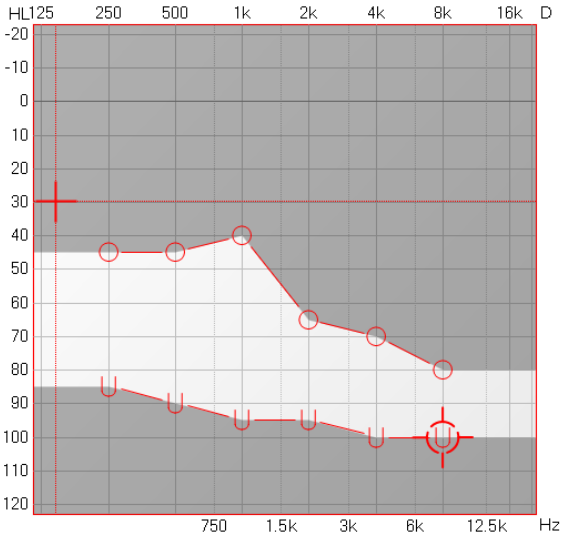


Figure 37 : champ dynamique pincé

Nous voyons sur la figure 36 un champ dynamique étendu d'un normo-entendant. La figure 37 illustre le champ dynamique réduit d'un sujet atteint de surdité avec des seuils subjectifs d'inconfort rehaussés.

A 1 kHz, il y a 105 dB entre le seuil et l'inconfort du sujet normo-entendant et seulement 55 dB pour le sujet sourd.

Le sujet sain a 105 dB de dynamique disponible pour laisser l'expression des intensités perçues allant de faible à fort. A contrario, les sons faibles, moyens et forts du malentendant se retrouvent sur une dynamique de seulement 55 dB (moitié moins).

Nous comprenons alors que la sensation de variation d'intensité se fasse ressentir pour des variations moindres dans le deuxième cas. Il y a plus de « marge » entre un son perçu moyennement et un son perçu fortement pour le normo-entendant. La croissance de sonie est plus importante pour les dynamiques pincées.

D'autre part, le SDI augmente avec le niveau sonore d'émission : Weber et Fechner affirment que « La sensation croit avec le logarithme de l'excitation ». Les SDI seront plus précis aux intensités les plus élevées. (Cf Partie II)

2) SDH

Le SDH étant la capacité à dissocier deux fréquences très proches, nous nous attendons à avoir un meilleur SDH pour les surdités les moins prononcées. En effet, nous traitons ici les surdités de perception uniquement, ce qui signifie que les cellules ciliés sont moins nombreuses (endocochléaire) et ainsi, sont responsables de la dégradation de la précision de la tonotopie cochléaire. Il est également possible qu'il s'agisse d'une surdité rétrocochléaire dans le cas où le nerf auditif présenterait lui-même des lésions. Cela se traduit aussi par une mauvaise discrimination en fréquence.

Le mémoire de Laurenne Mathieu « Discrimination en fréquence et en intensité et pouvoir séparateur temporel auprès de musiciens malentendant » à mis en évidence que le fait d'entrainer son oreille par la musique a un impact sur la capacité à différencier deux sons très proches en fréquence. Un sujet musicien aura un SDH plus précis qu'un sujet non mélomane qui présente la même perte d'audition [42].

Nous avons alors choisi de ne tester aucun sujet musicien pour ne pas que ce paramètre influence sur les mesures.

Remarque [21 f)] *:*

J. E. Fournier affirme qu'il n'y a pas de lien entre le SDI et le SDH. Il est possible que le SDH augmente pour une audition saine sans qu'il n'y ait d'influence sur le SDI.

Le seul cas de corrélation entre ces deux valeurs serait la survenue d'un scotome provoqué par un traumatisme sonore à la fréquence 4 kHz par exemple. Le SDI sera diminué (du fait du rétrécissement de la dynamique) et le SDH aura augmenté (du fait de a destruction des cellules ciliées à cette fréquence). Cependant, pour les autres fréquences, les valeurs des SDI et SDH resteront intact car elles n'auront pas été traumatisées.

VII – Résultats des tests du SDI

1) Groupe 1

Les résultats des seuils différentiels d'intensité obtenus pour les sujets du groupe 1 au milieu de leur dynamique sont présentés ci-dessous.

Sujet	500 Hz milieu de la dynamique	2 kHz milieu de la dynamique
n°2	1	1
n°3	0,8	2
n°6	3	1
n°8	2	2
n°10	2	2
n°11	3	2
n°12	2	0,2
n°14	2	2
n°17	1	0,4
n°18	2	1
n°19	0,4	0,2
n°20	0,8	0,6
n°21	3	2
n°22	2	2
n°24	2	2
n°26	1	0,4
n°27	2	0,4
n°29	0,8	0,4
n°30	3	3
n°35	2	0,8
n°37	2	1
n°39	4	2
n°41	0,6	0,6
n°43	2	1
n°44	2	2
n°46	2	0,8
Moyenne	1,861	1,261

Tableau 2 : Résultats des SDI groupe 1 (milieu de la dynamique)

2) Groupe 2

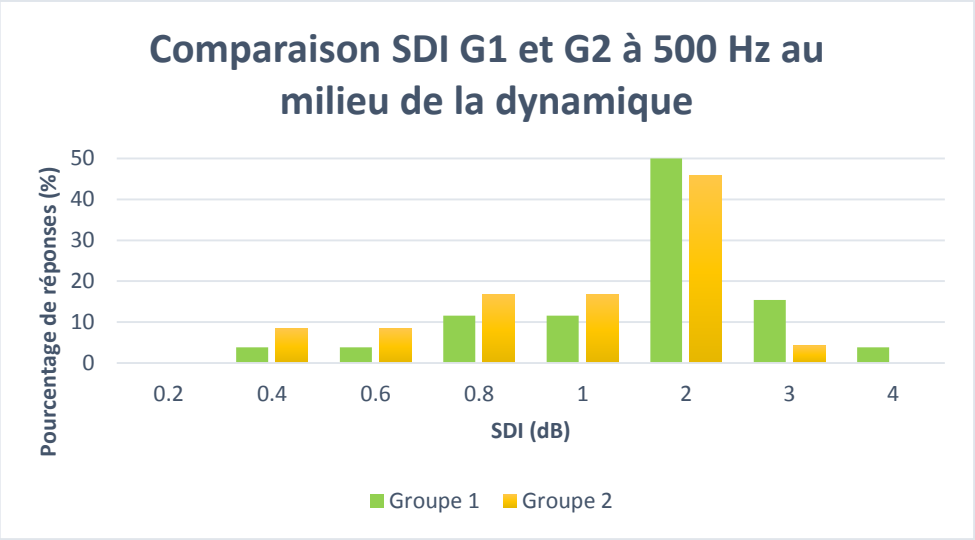
Les résultats des seuils différentiels d'intensité obtenus pour les sujets du groupe 2 au milieu de leur dynamique sont présentés ci-après.

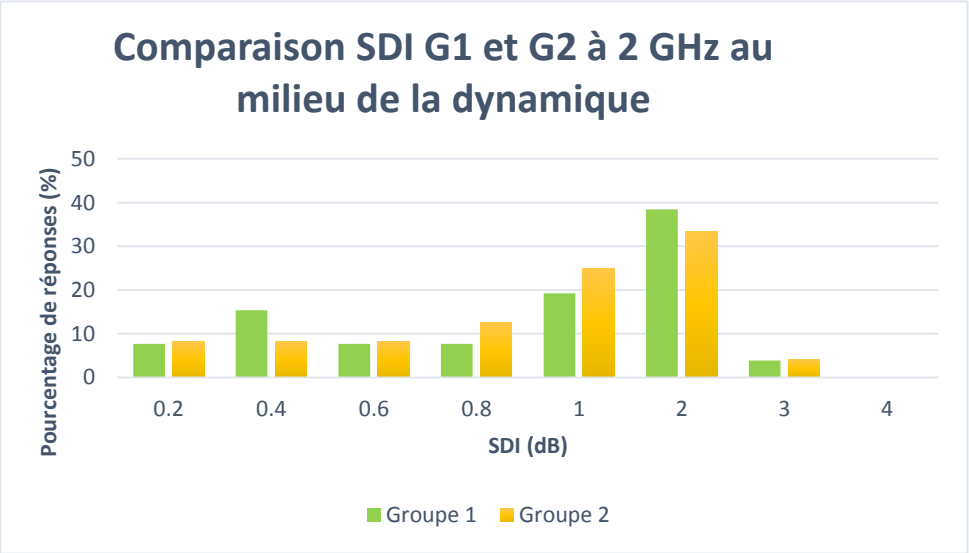
Sujet	500 Hz milieu de la dynamique	2 kHz milieu de la dynamique
n°1	1	1
n°4	2	2
n°5	0,4	0,4
n°7	2	3
n°9	2	2
n°13	1	1
n°15	1	2
n°16	2	0,6
n°23	2	2
n°25	2	2
n°28	0,8	0,6
n°31	2	2
n°32	2	0,8
n°33	3	1
n°34	0,8	0,8
n°36	1	2
n°38	0,8	0,8
n°40	0,6	1
n°42	2	2
n°45	0,6	0,2
n°47	0,4	0,4
n°48	0,8	0,2
n°49	2	1
n°50	2	1
Moyenne	1,425	1,242

Tableau 3 : Résultats des SDI groupe 2 (milieu de la dynamique)

3) Comparaison

Nous avons choisi de comparer les résultats des deux groupes sous la forme de deux histogrammes groupés ci-après. Ils représentent les SDI des deux groupes au milieu de la dynamique. Le premier graphique regroupe les mesures effectuées à 500 Hz et le second à 2 kHz.





Nous remarquons que les valeurs restent globalement similaires pour les deux groupes avec une précision plus importante des SDI au 2 kHz par rapport au 500 Hz. En effet, les histogrammes montrent une augmentation du pourcentage de réponses pour les petites valeurs (0,2 dB ; 0,4 dB et 0,6 dB) à 2 kHz en comparaison de ces pourcentages à 500 Hz.

Nous remarquons également que la moyenne des pourcentages des réponses du deuxième groupe (à la dynamique plus pincée) est légèrement inférieure à celle du groupe 1 (à la dynamique plus large) à 500 Hz ainsi qu'à 2 kHz. Cela signifie que les dynamiques les plus

étroites présentent une meilleure discrimination en intensité, ce qui est en accord avec nos prévisions. (cf VI p.60).

Néanmoins, l'écart des moyennes entre les deux groupes reste minime : 0,436 dB d'écart à 500 Hz et seulement 0,019 dB à 2 kHz.

4) Mesure complémentaire

Nous avons voulu vérifier la reproductibilité de nos résultats en testant le SDI des mêmes fréquences aux ¾ de la dynamique de chaque sujet. Les tableaux ci-dessous présentent les résultats obtenus pour les deux groupes.

Groupe 1

Sujet	500 Hz milieu de la dynamique	500 Hz à 3/4 de la dynamique	2 kHz milieu de la dynamique	2 kHz ¾ de la dynamique
n°2	1	0,8	1	1
n°3	0,8	0,6	2	0,2
n°6	3	2	1	2
n°8	2	2	2	2
n°10	2	1	2	0,4
n°11	3	2	2	20,4
n°12	2	0,6	0,2	0,6
n°14	2	1	2	0,4
n°17	1	0,4	0,4	0,4
n°18	2	2	1	2
n°19	0,4	0,4	0,2	0,4
n°20	0,8	0,4	0,6	0,4
n°21	3	2	2	2
n°22	2	2	2	2
n°24	2	2	2	2
n°26	1	0,8	0,4	0,4
n°27	2	0,4	0,4	0,4
n°29	0,8	0,6	0,4	0,4
n°30	3	2	3	2
n°35	2	2	0,8	1
n°37	2	2	1	1
n°39	4	2	2	2

n°41	0,6	0,8	0,6	0,4
n°43	2	2	1	1
n°44	2	2	2	2
n°46	2	0,8	0,8	0,6
Moyenne	1,861	1,331	1,261	1,115

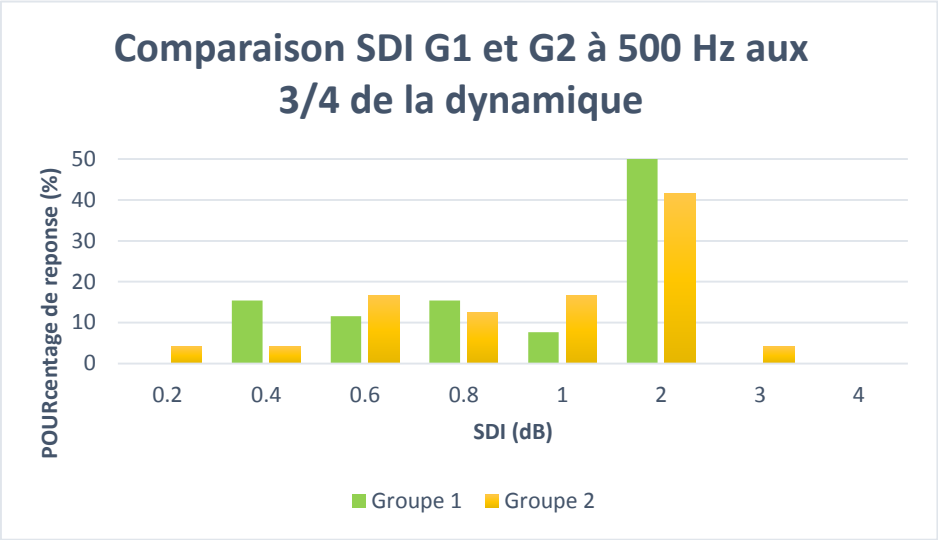
Tableau 4 : Comparaison SDI groupes 1 au milieu et aux 3/4 de la dynamique

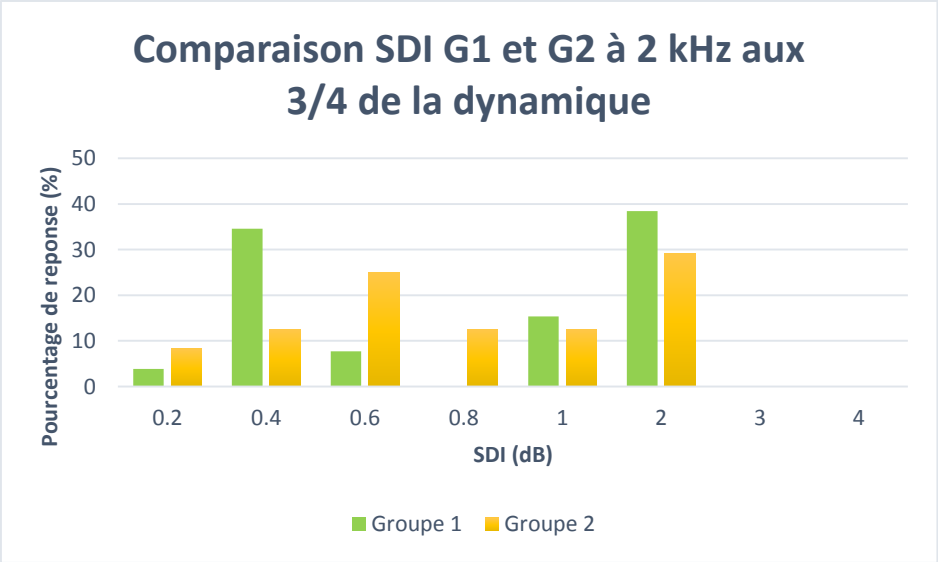
Groupe 2

Sujet	**500 Hz milieu de la dynamique**	**500 Hz à 3/4 de la dynamique**	**2 kHz milieu de la dynamique**	**2 kHz ¾ de la dynamique**
n°1	1	1	1	1
n°4	2	2	2	0,4
n°5	0,4	0,2	0,4	0,2
n°7	2	2	3	2
n°9	2	2	2	0,6
n°13	1	0,8	1	1
n°15	1	3	2	2
n°16	2	1	0,6	0,6
n°23	2	2	2	2
n°25	2	2	2	2
n°28	0,8	0,8	0,6	0,4
n°31	2	2	2	2
n°32	2	2	0,8	0,8
n°33	3	2	1	2
n°34	0,8	0,6	0,8	0,6
n°36	1	1	2	1
n°38	0,8	0,8	0,8	0,6
n°40	0,6	0,6	1	0,6
n°42	2	2	2	2
n°45	0,6	0,6	0,2	0,4
n°47	0,4	0,6	0,4	0,6
n°48	0,8	0,4	0,2	0,2
n°49	2	2	1	0,8
n°50	2	1	1	0,8
Moyenne	1,425	1,350	1,242	1,025

Tableau 5 : Comparaison groupe 2 au milieu et aux 3/4 de la dynamique

Les deux histogrammes groupés représentant les SDI aux ¾ de la dynamique aux deux fréquences testées sont présentés ci-après :





Nous remarquons que les SDI sont plus précis aux ¾ de la dynamique qu'au milieu de la dynamique ; que ce soit à 500 Hz ou à 2 kHz. Cette observation est en corrélation avec ce qui a déjà été prouvé : la sonie croit plus rapidement lorsque les intensités se rapprochent du SSI. La sensibilité de sonie est plus importante à de fortes intensités qu'au milieu de la dynamique.

De plus, ce que nous avons observé au milieu de la dynamique est bien reproductible aux ¾ de la dynamique : les valeurs des SDI sont plus précises à 2 kHz qu'à 500 Hz même si l'écart est peu important. Ici aussi, nous retrouvons des pourcentages de réponse plus importants pour les petites valeurs (0,2 dB et 0,4 dB) à 2 kHz qu'à 500 Hz.

La reproductibilité à bien été vérifiée.

5) Conclusion

Nous avions pour objectif de classer l'écart des valeurs des SDI en fonction de la différence de dynamique des sujets. Or, nous avons obtenu des valeurs extrêmes (de 3 dB à 0,2 dB au milieu de la dynamique) dans chacun des deux groupes. Un « classement de l'écart de SDI » est alors impossible entre ces deux groupes.

Cependant, les résultats obtenus nous permettent de conclure sur certains points :

► Les valeurs des SDI mesurées sont plus petites pour le deuxième groupe à la dynamique la plus pincée que pour le premier groupe avec une dynamique plus étendue. Ce constat est en corrélation avec nos prévisions. Nous précisons que les valeurs de SDI faibles ne sont pas un critère de qualité. Au contraire, cela traduit la présence de recrutement pour le patient.

► Cependant les écarts de résultats restent faibles entre les deux groupes. En effet, l'écart le plus important observable entre les deux groupes est de l'ordre de 0,4 dB à 500 Hz. L'écart trop faible pour être interprété.

► Les SDI sont meilleurs pour les hautes fréquences (2 kHz) que pour les basses fréquences (500 Hz). En effet, sur les 50 sujets testés, 42 ont une dynamique d'avantage pincée à 2 kHz qu'à 500 Hz, ce qui explique la précision de la discrimination en intensité à cette fréquence.

► Chacune des 3 affirmations précédentes est reproductible au milieu de la dynamique comme aux ¾ de la dynamique. La différence réside dans le fait que les valeurs moyennes des résultats sont plus fines aux ¾ de la dynamique car la sensibilité de sonie est meilleure lorsque l'intensité se rapproche du SSI.

Sur le plan prothétique, nous supposons que l'appareillage permettrait d'améliorer cette capacité à discriminer en intensité. En effet, l'appareillage a pour objectif d'étendre la dynamique résiduelle du sujet malentendant.

Prenons l'exemple d'une dynamique comprise entre 45 dB (seuil d'audition) et 100 dB (seuil d'inconfort). L'appareillage élèverait le seuil d'audition à 30 dB. Ainsi, la dynamique se serait étendue de 55 dB (seuil à 45 et inconfort à 100 dB) à 70 dB (seuil appareillé de 30 dB et inconfort à 100 dB), ce qui permet une détection des seuils d'intensité plus précis (cf figures 36 et 37). Cependant, les différences étant minimes lors de nos tests, nous pouvons supposer que si l'appareillage améliore le SDI, cela se fait de façon discrète. Il serait intéressant d'effectuer cette recherche pour quantifier l'effet de l'appareillage sur ces seuils...

VIII - Résultats des tests SDH

1) Groupe 1 témoin

Les résultats des SDH obtenus pour ce premier groupe de normo-entendants sont reportés dans le tableau ci-dessous :

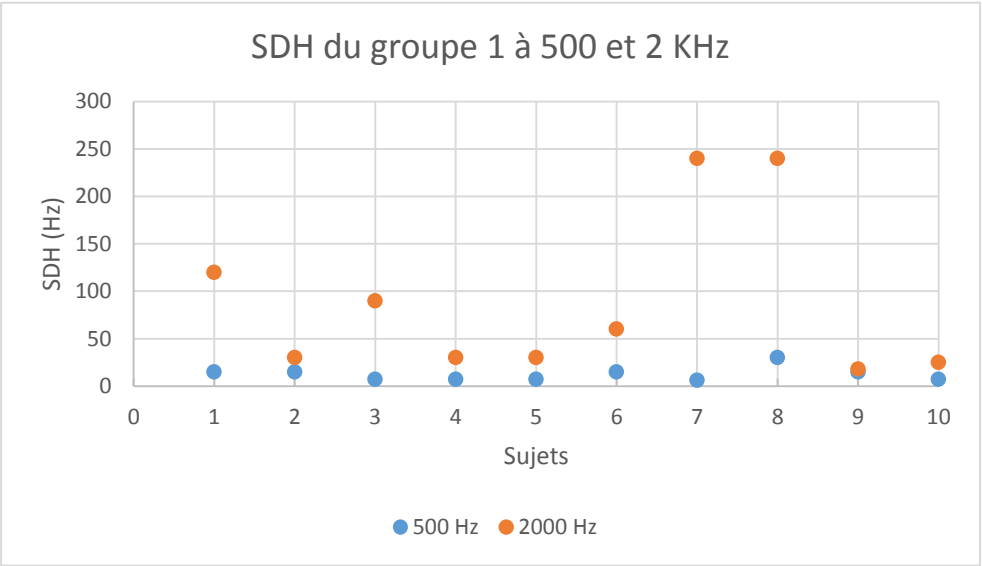
Sujet	SDH à 500 Hz (Hz)	SDH à 2 kHz (Hz)
N°1	15	120
N°2	15	340
N°3	7	90
N°4	7	30
N°5	7	30
N°6	15	60
N°7	6	240
N°8	30	240
N°9	15	18
N°10	7	25
Moyenne	12,4	88,3

Tableau 6 : Résultats SDH groupe 1

Nous avons choisi de représenter ces résultats dans un graphique sous forme de nuages de points afin :

- Que chaque réponse de chaque sujet puisse être visualisée (pas de résultat moyenné),
- D'afficher les écarts entre les réponses des deux fréquences testées.

Voici la représentation graphique de ce premier groupe :



Les valeurs du tableau nous indiquent que la moyenne de ces 10 valeurs du SDH au 500 Hz est plus basse que celle à 2 kHz.

Sur le graphique, nous remarquons que le nuage de points des valeurs à 500 Hz se situe bien plus bas que celui à 2 kHz.

La variation des valeurs des SDH est plus importante pour les mesures à 2 kHz qu'à 500 Hz. En effet,

- à 500 Hz, ΔSDH = 24 Hz autour de la valeur moyenne de 12,4 Hz,
- à 2 kHz, ΔSDH = 222 Hz autour de la valeur moyenne de 88,3 Hz.

Nous pouvons évaluer cette variation de valeurs grâce au calcul de l'écart type qui représente une dispersion de valeurs, l'étalement d'un ensemble de valeurs autour de leur moyenne. Plus l'écart type est faible, plus la population est homogène. *[43]*

➔ L'écart type est de 7,4 Hz à 500 Hz et de 86,3 Hz à 2 kHz pour le premier groupe.

L'écart type étant plus faible à 500 Hz, les réponses y sont plus homogènes qu'à 2 kHz, c'est-à-dire que les valeurs sont peu dispersées autour de la moyenne.

Cela signifie qu'il y a une plus grande précision des réponses pour les fréquences les plus basses.

Remarque :

Nous remarquons que les sujets 7 et 8 présentent un écart important entre la réponse du SDH donné pour 500 Hz et 2 kHz. Même si nous avons un tableau théorique de la largeur des filtres auditif (cf figures 16 et 17), il se trouve que dans la réalité ceux-ci présentent une grande variabilité entre les sujets. Cette variabilité de la largeur des filtres pourrait expliquer ce phénomène.

2) Groupe 2

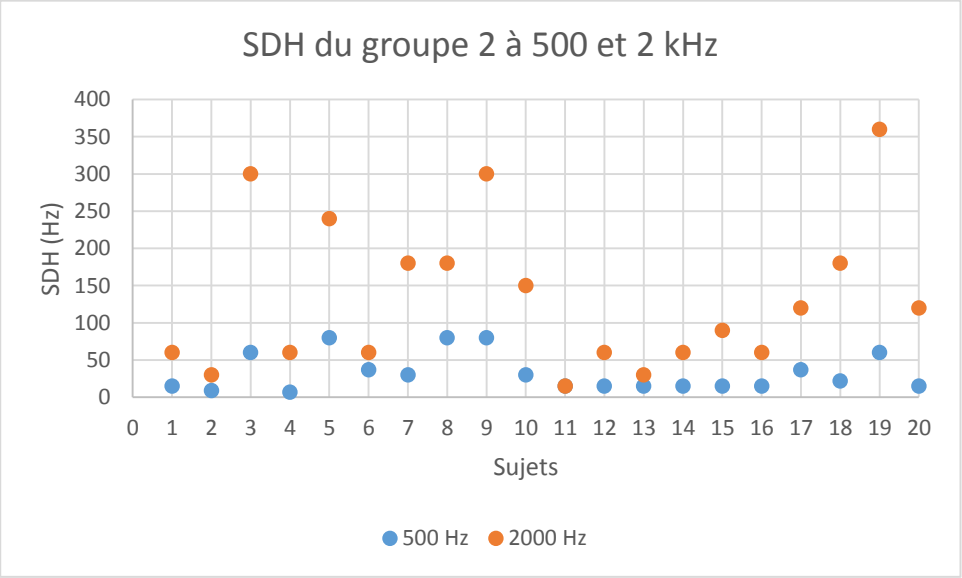
Voici les résultats des SDH obtenus pour le second groupe qui présente les surdités les plus légères :

Sujet	SDH à 500 Hz (Hz)	SDH à 2 kHz (Hz)
N°1	15	60
N°2	9	30
N°3	60	300
N°4	7	60
N°5	80	240
N°6	37	60
N°7	30	180
N°8	80	180
N°9	80	300
N°10	30	150
N°11	15	15
N°12	15	60
N°13	15	30
N°14	15	60
N°15	15	90
N°16	15	60
N°17	37	120
N°18	22	180

N°19	60	360
N°20	15	120
Moyenne	32,6	132,75

Tableau 7 : Résultats SDH groupe 2

Voici la représentation graphique de ces résultats:



Nous observons dans ce second groupe qui comporte les sujets présentant une surdité modérée du côté droit testé, que la moyenne des valeurs du SDH à 500 Hz est bien inférieure à celle de 2 kHz.

Le graphique met en évidence les variations importantes des résultats de SDH à 2 kHz. En effet,

- à 500 Hz, ΔSDH = 73 Hz autour de la valeur moyenne de 32,6 Hz,
- à 2 kHz, ΔSDH = 345 Hz autour de la valeur moyenne de 132,75 Hz.

➔ L'écart type est de 25,2 Hz à 500 Hz et de 100,4 Hz à 2 kHz pour ce deuxième groupe.

Cela signifie, comme pour le groupe 1, qu'il y a une plus grande précision des réponses pour les fréquences les plus basses.

Cependant, de façon générale, les valeurs obtenues pour ce second groupe sont supérieures à celles du groupe 1. Cela traduit que la discrimination fréquentielle des sujets présentant une surdité modérée est moins bonne que celle des sujets normo-entendants.

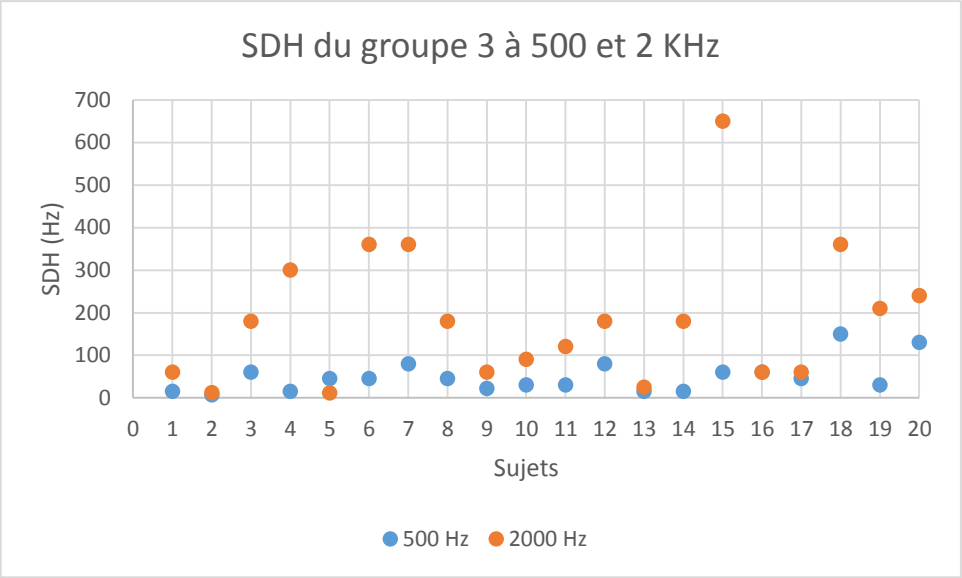
3) Groupe 3

Les résultats des SDH du groupe 3 qui unit les surdités les plus prononcées sont transposés dans le tableau ci-dessous.

Sujet	SDH 500 Hz (Hz)	SDH 2 kHz (Hz)
N°1	15	60
N°2	7	12
N°3	60	180
N°4	15	300
N°5	45	11
N°6	45	360
N°7	80	360
N°8	45	180
N°9	22	60
N°10	30	90
N°11	30	120
N°12	80	180
N°13	15	25
N°14	15	180
N°15	60	650
N°16	60	60
N°17	45	60
N°18	150	360
N°19	30	210
N°20	130	240
Moyenne	48,95	184,90

Tableau 8 : Résultats SDH groupe 3

La représentation graphique de ce troisième groupe est présentée ci-dessous :



Les résultats de ce troisième groupe, permettent d'affirmer que la moyenne des SDH à 500 Hz est inférieure, donc plus précise, que celle à 2 kHz pour les 3 groupes.

Le graphique montre bien que pour chacun des sujets, la valeur du SDH à 500 Hz est plus fine que celle à 2 kHz : chaque point orange est plus haut que le point bleu correspondant.

Pour ce troisième groupe également, le graphique nous permet de visualiser que les variations des valeurs du SDH sont plus importantes pour la mesure de la fréquence la plus haute testée. En effet,

- à 500 Hz, ΔSDH = 143 Hz autour de la valeur moyenne de 48,95 Hz,
- à 2 kHz, ΔSDH = 639 Hz autour de la valeur moyenne de 184,9 Hz.

➔ L'écart type est de 37,9 Hz à 500 Hz et de 121,1 à 2 kHz pour le troisième groupe.

Comme pour les deux groupes précédents, les réponses données pour la fréquence la plus basse sont plus précises que pour la fréquence haute où les valeurs sont très dispersées autour de la moyenne : la série à 2 kHz est hétérogène.

Nous remarquons, là aussi, que les valeurs obtenues pour ce troisième groupe (correspondant aux surdités les plus prononcées) sont supérieures à celles du groupe 1 et également du groupe 2. Nous interprétons cette observation comme une preuve que la discrimination en fréquence est plus dégradée pour les surdités importantes que pour les surdités modérés ; qui elle-même est plus dégradée que celle des normo-entendants.

4) Conclusion

Au sein de chaque groupe :

Nous observons que le SDH est plus précis pour les basses fréquences (fréquence 500 Hz testée) que sur les fréquences les plus hautes (fréquence 2 kHz testée). (Cf VI, p.61).

Cela s'explique par la largeur des filtres cochléaires. En effet, nous avons rappelé qu'ils étaient bien plus larges sur les hautes fréquences que sur les basses fréquences. De ce fait, il est normal d'avoir une meilleure discrimination fréquentielle donc des valeurs de SDH plus précis pour les basses fréquences.

Les réponses varient beaucoup plus pour les mesures à 2 kHz qu'à 500 Hz.

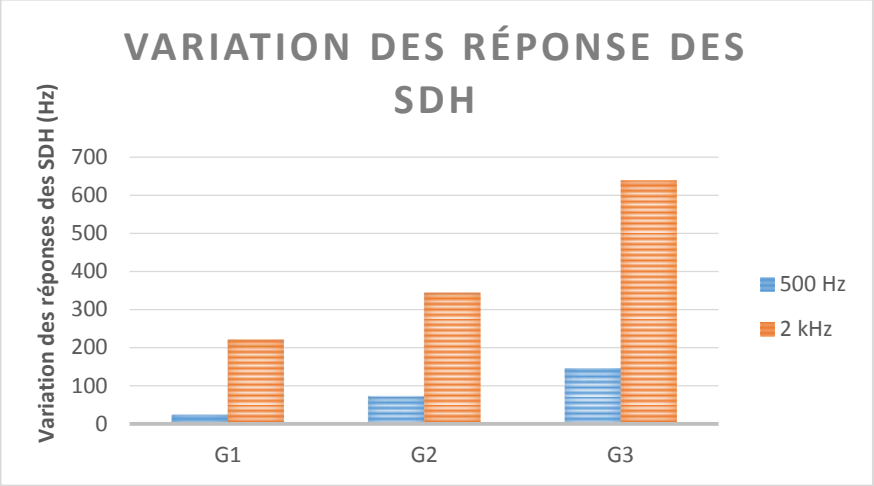


Figure 38 : Variation des réponses de SDH dans chaque groupe

Cette variabilité de réponses est confirmée par les écarts-types calculés.

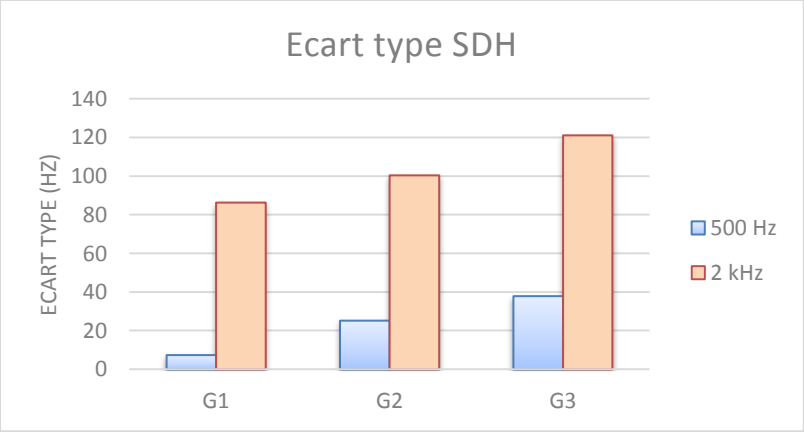


Figure 39 : Ecart-type SDH dans chaque groupe

Les séries sont plus homogènes à 500 Hz : les valeurs sont peu dispersées autour de la moyenne. A l'inverse, à 2 kHz, les séries sont davantage hétérogènes puisque les valeurs

sont très dispersées autour de la moyenne. Cette conclusion est valable pour chacun des trois groupes.

Cette variabilité de réponses s'explique par le fait que le filtre cochléaire du 2 kHz est bien plus large (320 Hz) que celui du 500 Hz (110 Hz). Deux fréquences éloignées d'autant stimulent deux filtres cochléaires différents sur les basses fréquences, alors qu'elles restent comprises dans le même, au niveau des hautes fréquences.

COMPARAISON DES 3 GROUPES :

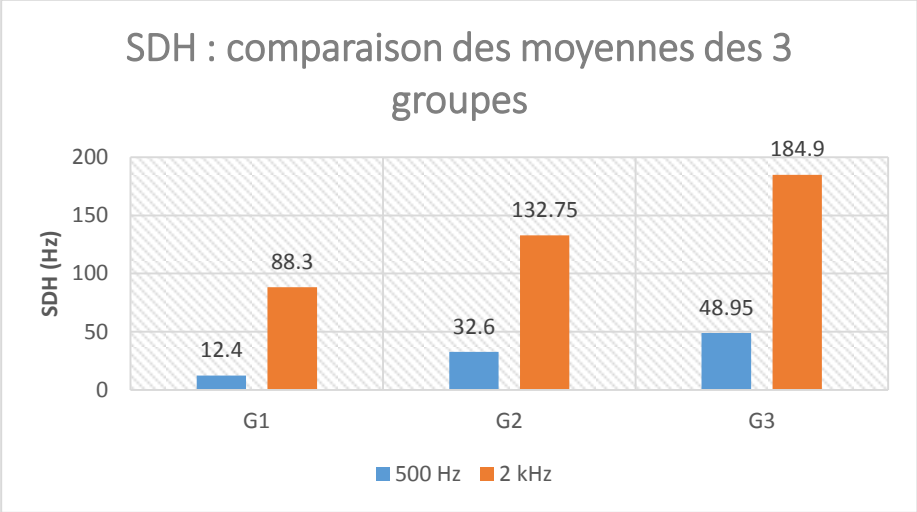


Figure 40 : comparaison des moyennes des SDH des 3 groupes

Les moyennes des SDH sont plus basses pour les groupes où la surdité est la moins importante.

En effet, le groupe 1 affiche des valeurs plus fines que le groupe 2 ; lui-même plus précis que le groupe 3 (aux surdités les plus prononcées) qui présente les SDH les plus larges. Nous faisons cette observation pour les mesures au 500 Hz ainsi qu'au 2 kHz.

Cette observation aussi est en accord avec nos pronostics. Nous expliquons ceci par le fait que la diminution du nombre de cellules ciliées dans l'organe de Corti engendre un manque d'information, ou plus précisément un manque de précision dans la mise en forme du signal au niveau des cellules sensorielles. Même si le nerf auditif est en parfait état fonctionnel, il va résulter de cela une interprétation de la voie auditive (du noyau cochléaire jusqu'au cortex) moins précise.

La conséquence d'une telle surdité est la dégradation de la discrimination fréquentielle. Si le nombre de cellules ciliés diminue, la sélectivité fréquentielle de la tonotopie cochléaire sera moins précise.

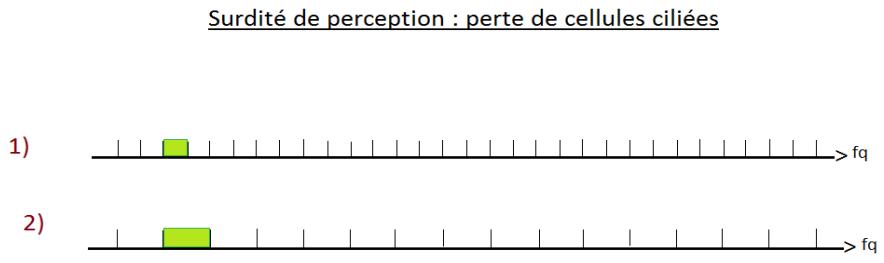


Figure 41 : illustration de la perte de cellules ciliées le long de la membrane basilaire

Légende de l'illustration n°41 :

1) Absence de surdité : présence de toutes mes cellules ciliées le long de la membrane basilaire
   - ⇨ Bonne discrimination en fréquence
2) Surdité de perception : perte de la moitié des cellules ciliées le long de la membrane basilaire
   - ⇨ Discrimination en fréquence dégradée

Plus la surdité est importante, plus le SDH est élevé.

CLASSIFICATION :

Nous pouvons classer les valeurs de SDH selon le niveau de surdité avec les valeurs que nous avons collectées dans le tableau suivant :

Niveau de surdité	***SDH prévisionnel à 500 Hz***	***SDH prévisionnel à 2 kHz***
Normo-entendants	12,4 Hz	88,3 Hz
Surdités légères à moyennes	32,6 Hz	132,75 Hz
Surdités sévères	48,95 Hz	184,9 Hz

Tableau 9 : Tableau prévisionnel SDH

D’après ce tableau, nous pouvons supposer à partir de nos mesures et de nos conditions, les SDH :

- Les normo-entendants présenteront un SDH moyen de 12,4 Hz à 500 Hz et de 88,3 Hz à 2 kHz.
- Les personnes présentant une surdité perceptionnelle légère à moyenne auront un SDH moyen de 32,6 à 500 Hz et de 132,75 à 2 kHz,
- Les personnes présentant une surdité perceptionnelle sévère auront un SDH moyen de 48,95 à 500 Hz et de 184,9 à 2 kHz.

Nous comprenons alors que le dernier groupe aura plus de difficultés à comprendre la parole dans les situations sonores complexes (bruit ambiant par exemple) par cette mauvaise discrimination en fréquence qui engendre confusions phonétiques (surtout pour les fréquences les plus élevés « s » ; « z », « f », « ʃ »... où la discrimination fréquentielle est la plus imprécise).

Mathieu Laurenne a effectué le test des SDH dans son mémoire avec des conditions de mesures différentes sur des sujets musiciens. Les résultats de SDH sont meilleurs pour ces sujets qui s’entrainent à développer cette discrimination fréquentielle par la pratique de la musique. En effet, le sujet normo-entendant entrainé a un SDH de 2 Hz à 500 Hz et de 8 Hz à 2 kHz. Pour les sujets présentant une surdité légère à moyenne le SDH moyen est de 6,7 Hz à 500 Hz et de 13 Hz à 2 kHz (sur 10 sujets testés). L’exercice musical rééduque donc bien cette capacité à discriminer deux fréquences voisines [42].

Un appareillage qui présente de nombreux canaux de réglages (filtres passe-bande) permettra une précision dans les réglages effectués pour un confort optimal sur un maximum de fréquences. Les canaux dont disposent les aides auditives permettent de canaliser le signal dans les filtres auditifs. La qualité et la précision du signal qui arrivera au tympan seront améliorées mais le traitement de ce signal par le cerveau restera inchangé. Pour améliorer la discrimination fréquentielle, il faudrait « entrainer » son oreille.

La « distribution du son» par canaux a tendance à réduire les confusions phonétiques en milieu bruyant. Il existe d’autres traitements du signal plus efficaces pour améliorer la compréhension en milieu bruyant tel que la directivité microphonique.

Conclusion

Par ce mémoire, nous avons voulu tirer des conclusions claires quant aux interactions entre le niveau de surdité de perception et les paramètres psychoacoustiques de sonie et de tonie.

Sur nos 50 sujets volontaires testés, nous observons que pour la mesure du SDI et du SDH les tendances sont conformes à nos attentes.

Pour ce qui est de la sonie, un « tableau de classement » n'a pu être construit du fait de l'hypervariabilité des réponses au sein des groupes. On peut alors se poser la question suivante : Quels autres facteurs influent sur ce paramètre de sonie ? Nous avons laissé une ouverture dans nos mesures quant au sexe, à l'âge, à la date du premier appareillage, les capacités cognitives des surjets testés. Peut-être y aurait-il un lien avec l'état des fonctions cognitives ou le temps d'attente entre la constatation de la surdité et l'appareillage…

Cependant, le « tableau de classement » des SDH à bien pu être établi à partir des résultats obtenus ce qui nous permet un pronostic de résultat de SDH en fonction du niveau de perte auditive de type perceptionnelle.

Les conditions des tests ont été fixées par des mesures au casque en stimulation unilatérale. Peut-être que ces mêmes tests réalisés en écoute binaurale en champ libre avec une distribution des sources dans l'espace peuvent aboutir à des résultats améliorés.

Les résultats des recherches de ce mémoire confirment que les données physiques d'un signal acoustique sont interprétées différemment selon les personnes. En effet, beaucoup d'interactions s'intercalent entre le pavillon et le cortex auditif pour aboutir à une perception propre à chacun.

Bibliographie

[1] : Site internet : http://dangers-des-lecteurs-mp3.e-monsite.com/pages/la-perception-du-son/l-oreille-interne-ou-le-fonctionnement-de-l-appareil-cochleaire.html consulté en avril 2015

[2] : Dr I Amstutz-Montadert et Pr D. Dehesdin, «Dépistage et prise en charge des difficultés auditives du sujet âgé (presbyacousie) », Centre Hospitalier Universitaire de Rouen, p.8

[3] : Purves, Augustine, Fitzpatrick, Hall, LaManta, McNamara, Williams, « Neurosciences », 3ème édition, Edition De Boeck, chapitre « Le système auditif », p.293

[4] : Site internet : http://www.cochlea.eu consulté en avril 2015

[5] : Mr Campo, cours « Physiologie cochléaire », D. E. d'Audioprothésiste 3ème année, Faculté de pharmacie de Nancy, 2015

[6] : Site internet : http://dictionnaire.academie-medecine.fr/?q=nerf+auditif consulté en avril 2015

[7] : Site internet : http://www.anatomie-humaine.com/Nerf-cochleo-vestibulaire-VIII.html?id_document=91 consulté en avril 2015

[8] : Pr Parietti-Winkler, cours « Nerf auditif et voies auditives afférentes », D. E. d'Audioprothésiste 1ère année, Faculté de pharmacie de Nancy, 2012

[9] : Site internet : http://www.med.univ-montp1.fr/enseignement/cycle_1/PCEM2/mod-integres/MI3_neuro/sensorialite/audition/cours/cours2-1.htm consulté en avril 2015

[10] : Lionet Collet, Les monographies d'Amplifon, « Nouvelles explorations et nouveaux traitements en audiologie », 2011, p.7

[11] : Alain Robier « Les surdités de perception », Collection ORL, Edition Masson 2001 p.2

[12] : Dr I. Amstutz-Montadert et Pr D. Dehesdin, «Dépistage et prise en charge des difficultés auditives du sujet âgé (presbyacousie) », Centre Hospitalier Universitaire de Rouen, p.11

[13] : Widex « Le son et l'audition »

a) p. 7
b) p. 51

[14] : Michel et Claudine Portmann, « Précis d'audiométrie clinique », Edition Masson, 6e édition, 1988

a) p. 12 à 15
b) p. 44
c) p. 45 à 48
d) p. 48 à 49
e) p. 85

[15] : Site internet : http://auriol.free.fr/psychosonique/audioscan/manuel.html consulté en avril 2015

[16] : Site internet : http://cdaudio.creation.free.fr/images/son/006.gif consulté en avril 2015

[17] : Site internet : http://www.gchagnon.fr/cours/courlong/2_4_1_2.html consulté en avril 2015

[18] : Site internet : http://recorlsa.online.fr/implantcochleaire/descripgenerale.html consulté en avril 2015

[19] : Site internet : http://www.physique-chimie-lycee.fr/cours-terminale-s-physique/obs02_3-son-ultrason.html consulté en avril 2015

[20] : Site internet : http://www.spectra.fr/notions-norme-acoustique-r9.html consulté en avril 2015

[21] : Collège National d'Audioprothèse, Précis d'audioprothèse Tome 1 : L'appareillage de l'adulte - Le bilan d'orientation prothétique, 1997

a) p. 55
b) p. 56 à 57
c) p. 59 à 60
d) p. 61
e) p. 139
f) p. 149
g) p. 152 à 153
h) p. 153 à 155

[22] : Laurent Vergnon « L'audition dans le chaos » Edition Masson, 2008, p.21

[23] : Site internet : http://www.lyc-mansart-st-cyr.ac-versailles.fr/spip.php?article302 consulté en avril 2015

[24] : Ducourneau J., Cours de psychoacoustique, D. E. d'Audioprothésiste 2ème année, faculté de pharmacie de Nancy, 2013

[25] : M.C. Botte, G.Cannévet, L. Demany, C. Sorin, « Psychoacoustique et perception auditive", 1989

a) p. 18

b) p. 17

c) p.162-163

d) p. 25

[26] : F. Legent, P. Bordure, C. Calais, O. Malard, A. Chays, J. Roland, S. Garnier, X. Debruille, « Audiologie pratique - Audiométrie», Edition Elsevier Masson, 2011

a) p. 219

b) p. 230

c) p. 231

[27] : Zwicker E. & Fastl H., « Psychoacoustics Facts and Models », chap.6 Critical Bands., Ed Springer, 2003, p.162-163

[28] : Site internet : http://python.sm.u-bordeaux2.fr/ter/2010/sc/bruneau-letos-rafis/gammatone.html

[29] : Glasberg et Moore, « Mesure subjective des filtres auditifs », Journal of the acoustical society, 1986, p.1032

[30] : Site internet : http://www.inrp.fr/JIPSP/phymus/m_lexiq/lexbc2.htm consulté en avril 2015

[31] : Joachim Corbin, « Tests phonétiques pouvant être instrumentalisés dans le processus global de l'audibilité dans le bruit », Mémoire de fin d'études au D. E. d'Audioprpthésiste, Faculté de pharmacie de Nancy, 2010, p.13

[32] : Site internet : http://www.expertmultimedia.ch/technique/technique/formats-audio/le-format-mp3 consulté en avril 2015

[33] : A. Almeida, Présentation «Bandes critiques et masquage », licence professionnelle acoustique et vibration, 2012

[34] : Cours psychoacoustique musicale « La sonie des sons complexes », 2006

[35] : Site internet : http://www.bruitparif.fr/environnement-sonore/tout-savoir-sur-les-decibels/addition-des-decibels#.VMoO_5U5DIU consulté en avril 2015

[36] : A. Giraud, Travaux pratiques « Localisation spatiale », D. E. d'Audioprothésiste 2ème année, faculté de pharmacie de Nancy, 2013

[37] : Site internet : http://www.ssc.education.ed.ac.uk/courses/deaf/dnov10i.html consulté en avril 2015

[38] : Brian Moore, « An introduction to the Psychochology of hearing », 6th Edition, Edition Emerald, 2012

[39] : P. Friant-Michel, cours d'audioprothèse « Méthodes de présélection », D. E. d'Audioprothèse 2ème année, faculté de pharmacie de Nancy, 2013

[40] : logiciel Otosuite

[41] : Site internet : http://www.biap.org consulté en avril 2015

[42] : L. Mathieu, « Discrimination en fréquence et en intensité et pouvoir séparateur temporel auprès de musiciens malentendants », Mémoire de fin d'études au D. E. d'Audioprpthésiste, Faculté de pharmacie de Nancy, 2013

[43] : Site internet : http://www.insee.fr consulté en avril 2015

Annexes

Annexe 1 : Les 12 nerfs crâniens……..….p.83

Annexe 2 : Définition d'un protoneurone ……..……..……..…. p.83

Annexe 3 : Définition de la bruyance……..….. p.83

Annexe 4 : Définition du recrutement ……..… p.84

Annexe 5 : Causes et conséquences de la presbyacousie ……..….. p.84

Annexe 6 : Définition du bruit blanc ……..……..…. p.85

Annexe 7 : Sommation de deux mêmes intensités exprimées en dB …….. p.85

Annexe 8 : Description du neurinome de l'acoustique ……..….. p.86

Annexe 9 : Tableau des résultats des tests …….. p.87

Annexe 1 : Les 12 nerfs crâniens

Les nerfs crâniens sont au nombre de 12. Leur noyau d'origine se situe dans le tronc cérébral (à l'exception des nerfs I et II). Ils sont moteurs, sensitivo-moteurs ou bien à fonction sensorielle.

Voici la liste :

- I = nerf olfactif
- II = nerf optique
- III = nerf oculomoteur commun
- IV = nerf pathétique
- V = nerf trijumeau
- VI = nerf oculomoteur externe
- VII = nerf facial (+ VII bis ou intermédiaire de Wrisberg)
- VIII = nerf auditif (nerf cochléaire et vestibulaire)
- IX = nerf glosso-pharyngien
- X = nerf pneumogastrique
- XI = nerf spinal
- XII = nerf grand hypoglosse

Source : http://www.chups.jussieu.fr/polys/neuro/semioneuro/POLY.Chp.3.6.html

Annexe 2 : Définition d'un protoneurone

Définition protoneurone : Neurone périphérique, constituant le premier relais dans la transmission d'un stimulus de l'organe sensoriel vers le système nerveux central.

Source : http://fr.01reference.com/definition/PROTONEURONE

Annexe 3 : Définition de la bruyance

La bruyance se rapproche de l'idée de sonie. Les courbes d'égale bruyance reprennent les courbes d'égale perception, avec une accentuation de la zone 2-5 kHz pour tenir compte de l'accroissement de sensibilité de l'oreille dans cette zone fréquentielle.

L'unité d'indice de bruyance est le Noy (N)

Source : présentation école centrale Lyon. « Bruit externe et nuisances aéroportuaires ou Bruit des avions de l'aéronef jusqu'au sol », Daniel Juvé, Centre Acoustique

Annexe 4 : Définition du recrutement

Recrutement : forme courante de sensibilité au bruit qui survient souvent avec l'apparition d'une surdité de perception. Il se traduit par une croissance importante de la sonie vers des niveaux inconfortables.

A ne pas confondre avec la notion d'hyperacousie

Hyperacousie : « Hypersensibilité acoustique par un mécanisme d'augmentation du gain central et en conséquence un poids surajouté à chaque sensation sonore y compris les plus faibles »

Le recrutement est un problème périphérique immuable mais peut être compensé par la compression par exemple.

L'hyperacousie est un problème au niveau central qui peut être l'objet d'une réhabilitation par la plasticité cérébrale tandis que le recrutement est un problème au niveau périphérique.

Sources :

- *ww.acouphenes-hyperacousie.com*
- *Les cahiers de l'audition, Vol 26 Sept/Oct 2013, N°5 p.43 Veille acouphène « le traitement acoustique de la « triade classique » : acouphène-surdité-hyperacousie avec ou sans dysthésie faciale »*
- *Cours 2A d'audioprothèse « Acouphène et hyperacousie » Mr Lurquin Faculté de Pharmacie Nancy*

Annexe 5 : Causes et conséquences de la presbyacousie

La presbyacousie est le vieillissement normal de l'oreille. Cela se traduit par la dégradation des seuils d'audition principalement sur les fréquences aigües. Il s'agit de la conséquence de plusieurs facteurs physiologiques du vieillissement :

1) Diminution du nombre de cellules ciliées

2) Diminution du nombre des neurones sur les voies afférentes, surtout sur les HF

3) Augmentation de la raideur de la chaine tympano-ossiculaire

4) Epuisement des mécanismes de compensation

Source : cours de physiologie Mr Campo 3A d'audioprothèse, Faculté de Pharmacie, Nancy, 2015

Annexe 6 : Définition du bruit blanc

Bruit blanc : « Signal de test aléatoire présentant une intensité égale pour chaque fréquence du spectre audio (20 Hz – 20 kHz). Une analyse spectrale par octave d'un bruit blanc montre une croissance de 3dB/octave, puisque chaque octave possède deux fois plus de fréquences que l'octave inférieure. Analysé en bande étroite, un bruit blanc présente un aspect linéaire. »

Source : Dictionnaire encyclopédique du son p. 66

Annexe 7 : Sommation de deux mêmes intensités exprimées en dB

Prenons le cas d'une personne normoentendante.

Considérons que l'audiométrie au casque révèle un seuil d'audition de 20 dB sur chaque oreille à une fréquence f donnée.

Si on émet cette fréquence f de 20 dB en champ libre, alors le sujet percevra les 20 dB à droite et à gauche.

Acoustiquement :

Soit L_I = 20 dB

Si on perçoit 20 dB sur chaque oreille alors c'est que nous percevons deux fois les 20 dB.

Formule : $\mathbf{L_{ITOT} = 10 \log (\sum_i 10^{Li/10})}$

Ainsi, $L_{ITOT} = 10 \log (10^{LI/10}+10^{LI/10})$

$= 10 \log (2x10^{LI/10})$

$= 10 \log (10^{LI/10}) + 10 \log (2)$

$= L_I + 3$ dB

LI + LI =LI + 3 dB

La perception des 20 dB sur les deux oreilles donne alors une perception réelle à 23 dB. Son seuil qui était de 20 dB en monaural s'améliore alors de 3 dB en binaural. L'audiométrie en champ libre de ce sujet devrait indiquer un seuil binaural à 17 dB.

Source : Cours acoustique 2A d'audioprothèse Mr Ducourneau Faculté de pharmacie, Nancy, 2013

Annexe 8 : Description du neurinome de l'acoustique

Le neurinome de l'acoustique (également appelé « schwannome vestibulaire ») est une tumeur bénigne exerçant une pression plus ou moins importante sur le nerf auditif.

Le neurinome de l'acoustique présente une croissante très lente dans la grande majorité des cas. Il est alors souvent question d'une simple surveillance régulière de la tumeur.

Toutefois, si celui-ci se développe, les risques encourus sont les suivants :

- Surdité dû à la dégradation du nerf auditif (souvent unilatéral)
- Troubles de l'équilibre si le labyrinthe est touché
- La compression du nerf facial, proche du nerf auditif, peut provoquer une paralysie faciale (partielle ou totale)

En fonction de la croissance de la tumeur et de sa position, plusieurs prises en charges peuvent être mises en place :

1) Surveillance régulière sans aucun traitement : tumeur de petite taille
2) Ablation chirurgicale de la tumeur : retirer la tumeur qui devient dangereuse. Les risques sont la perte d'audition et une paralysie faciale du côté opéré. L'opération est menée par un ORL et un neurologue.
3) Radiothérapie : dans le but de bloquer la croissance tumorale.

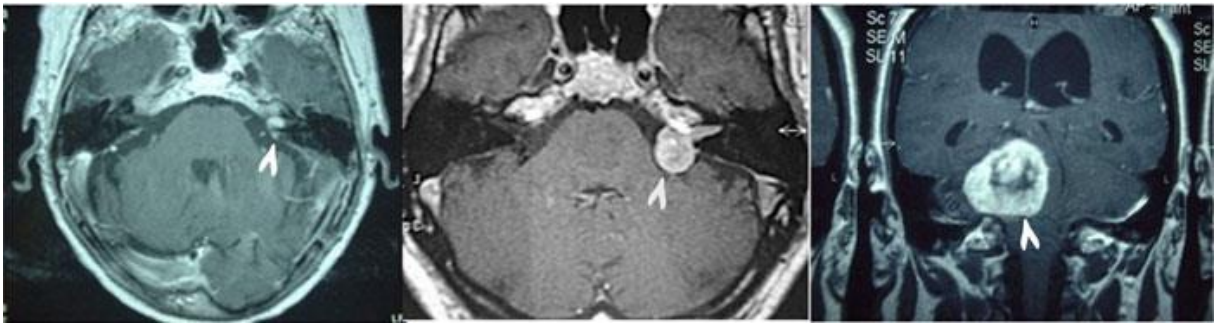


Figure 42 : IRM montrant plusieurs formes de neurinomes de l'acoustique de taille différente

Source : http://www.fo-rothschild.fr/soins/orl/departement-orl.html consulté en avril 2015

Annexe 9 : Tableau des résultats

	Groupe SDH	Prénom, Nom	Age (années)	1er appareillage	500 Hz (dB)				2000 Hz (dB)				SDI 500 Hz (dB)		SDI 2000 Hz (dB)		SDH 500 Hz (Hz)	SDH 2 kHz (Hz)	Dynamique Groupe SDI (blanc : G1 / grisé : G2)		
					Seuil	UCL	Milieu de la dynamique	3/4 de la dynamique	Seuil	UCL	Milieu de la dynamique	3/4 de la dynamique	Milieu de la dynamique	3/4 de la dynamique	Milieu de la dynamique	3/4 de la dynamique			500 Hz	2kHz	moy 500Hz + 2kHz
1	3	C.W.	86	bi 10/02/01 (+10)	60	115	90	100	80	120	100	110	1	1	1	1	15	60	55	40	47,5
2	1	M.L.	23	x	10	115	60	90	10	105	55	80	1	0,8	1	1	15	120	105	95	100
3	1	P.DS.	38	x	10	90	40	65	5	90	40	65	0,8	0,6	2	0,2	15	30	80	85	82,5
4	3	A.J.	68	bi 16/10/10 (1-5)	45	100	75	85	55	110	80	95	2	2	2	0,4	7	12	55	55	55
5	3	C.O.	85	bi 14/09/00 (+10)	45	110	80	95	65	115	90	100	0,4	0,2	0,4	0,2	60	180	65	50	57,2
6	1	M.O.	79	x	20	110	65	90	20	110	65	90	3	2	1	2	7	90	90	90	90
7	3	F.P.	81	bi 09/01/13 (1-5)	50	100	75	90	65	100	80	90	2	2	3	2	15	300	50	35	42,5
8	2	C.P.	81	bi 18/11/09 (1-5)	35	105	65	85	45	100	70	85	2	2	2	2	15	60	70	55	62,5
9	3	C.M.	32	bi 29/09/09 (5-10)	45	105	75	90	75	105	90	95	2	2	2	0,6	45	11	60	30	45
10	2	G.C.	58	bi 01/04/08 (5-10)	25	115	70	90	25	115	70	90	2	1	2	0,4	9	30	90	90	90
11	2	G.G.	61	bi 27/12/13 (-1)	20	105	60	80	25	115	70	90	3	2	2	2	60	300	85	90	87,5
12	2	M.M.	67	bi 11/04/03 (+10)	35	110	70	90	55	115	85	100	2	0,6	0,2	0,6	7	60	75	60	67,5
13	3	M.C.	60	bi D01 G07 (5-10)	85	105	90	100	95	110	100	105	1	0,8	1	1	45	360	20	15	17,5
14	1	P.L.	30	x	0	85	40	60	5	90	40	60	2	1	2	0,4	7	30	85	85	85
15	3	JJ.B.	68	bi 20/07/07 (5-10)	45	115	80	95	85	115	100	105	1	3	2	2	80	360	70	30	50
16	3	R.M.	87	D05 bi14 (5-10)	65	95	80	85	80	110	95	100	2	1	0,6	0,6	45	180	30	30	30
17	2	F.Z.	70	bi 16/10/14 (-1)	30	110	70	90	40	115	75	90	1	0,4	0,4	0,4	80	240	80	75	77,5
18	2	B.L.	68	bi 28/05/10 (1-5)	35	105	70	90	50	105	75	90	2	2	1	2	37	60	70	55	62,5
19	1	G.C.	21	x	10	110	60	85	10	100	55	75	0,4	0,4	0,2	0,4	7	30	100	90	95
20	2	G.T.	85	D2004 G2012 (+10)	30	100	65	80	45	105	75	90	0,8	0,4	0,6	0,4	30	180	70	60	65
21	1	L.G.	21	x	5	105	55	80	0	100	50	75	3	2	2	2	15	60	100	100	100
22	2	JL.D.	72	bi 26/11/14 (-1)	35	105	70	85	60	115	85	100	2	2	2	2	80	180	70	55	62,5
23	2	C.P.	64	D2013 G2014 (1-5)	35	80	55	65	35	90	60	75	2	2	2	2	80	300	45	55	50
24	1	K.B.	41	x	10	110	60	85	10	100	55	75	2	2	2	2	6	240	100	90	95
25	3	J.D.	61	D1999 G2007 (1-5)	50	85	65	75	70	100	85	90	2	2	2	2	22	60	35	30	32,5

26	2	D.C.	80	bi 28/11/14 (-1)	25	105	65	85	55	115	85	100	1	0,8	0,4	0,4	30	150	80	60	70
27	2	A.S.	64	bi 20/11/2014 (-1)	20	105	60	80	40	110	75	90	2	0,4	0,4	0,4	15	30	85	70	77,5
28	2	AM.S.	80	bi 09/03/2010 (1-5)	40	95	65	80	50	90	70	80	0,8	0,8	0,6	0,4	15	60	55	40	47,5
29	2	M.W.	65	bi 20/11/14 (-1)	30	110	70	90	55	120	85	100	0,8	0,6	0,4	0,4	15	30	80	65	72,5
30	1	D.F.	25	x	20	115	70	90	20	105	60	80	3	2	3	2	30	240	95	85	90
31	3	J.L.	85	bi 1995 (+10)	55	100	75	90	80	100	90	95	2	2	2	2	30	90	45	20	32,5
32	3	P.M.	85	bi 2003 (+10)	50	100	75	85	60	120	90	105	2	2	0,8	0,8	30	120	50	60	55
33	3	P.M.	79	bi 2010 (1-5)	45	105	75	90	65	110	85	95	3	2	1	2	80	180	60	45	52,5
34	3	A.T.	66	bi 1995 (+10)	50	110	80	95	60	110	85	95	0,8	0,6	0,8	0,6	15	25	60	50	55
35	2	G.H.	89	D 2005 (5-10) G 2010	35	110	70	90	60	115	85	100	2	2	0,8	1	15	60	75	55	65
36	3	E.H.	23	bi 1996 (+10)	45	105	75	90	80	110	95	100	1	1	2	1	15	180	60	30	45
37	2	F.A.	56	bi 2013 (1-5)	40	105	70	85	40	110	75	90	2	2	1	1	15	90	65	70	67,5
38	3	N.B.	69	bi 2010 (1-5)	65	105	85	95	65	100	80	90	0,8	0,8	0,8	0,6	60	60	40	35	37,5
39	2	S.M.	67	D 2010 (1-5) G cophose	20	80	50	64	55	100	75	85	4	2	2	2	15	60	60	60	60
40	3	JC.T.	80	D 2001 (+10) G cophose	50	95	70	80	65	115	90	100	0,6	0,6	1	0,6	60	60	45	50	47,5
41	3	F.L.	83	D 2001 (+10) G cophose	50	110	80	95	60	110	85	95	0,6	0,8	0,6	0,4	45	60	60	60	60
42	3	DK.C.	71	bi 1996 (+10)	70	100	85	90	65	100	80	90	2	2	2	2	150	360	30	35	32,5
43	2	Y.C.	85	bi 2014 (-1)	35	105	70	85	55	105	80	90	2	2	1	1	37	120	70	50	60
44	1	B.DB.	31	x	10	95	50	70	10	90	50	70	2	2	2	2	15	18	85	80	82,5
45	2	C.C.	71	bi 2008 (5-10)	25	90	60	75	55	100	80	90	0,6	0,6	0,2	0,4	22	180	65	45	55
46	1	L.C.	14	x	10	100	55	75	20	100	60	80	2	0,8	0,8	0,6	7	25	90	80	85
47	3	M.H.	83	D 2005 (5-10) G 2012	55	95	75	85	65	120	90	105	0,4	0,6	0,4	0,6	30	210	40	55	47,5
48	3	M.L.	91	D 1997 (+10) G 2005	85	120	95	105	85	120	100	110	0,8	0,4	0,2	0,2	130	240	35	35	35
49	2	J.G.	69	bi 2014 (-1)	40	85	60	70	45	85	65	75	2	2	1	0,8	60	360	45	40	42,5
50	2	F.H.	58	bi 2014 (-1)	35	90	65	75	45	90	65	75	2	1	1	0,8	15	120	55	45	50

Légende

1	: Groupe 1 SDH
2	: Groupe 2 SDH
3	: Groupe 3 SDH

Titre :

PSYCHOACOUSTIQUE : ETUDE COMPARATIVE DES SEUILS DILLERENTIELS D'INTENSITE ET DE HAUTEUR EN FONCTION DU NIVEAU DE PERTE AUDITIVE

Soutenue le 26 octobre 2015

Par Sophia FAVREAU

Maître de mémoire : Xavier DEBRUILLE

Résumé :

La psychoacoustique reflète l'interprétation des données physiques d'un signal. Nous cherchons dans cette étude à évaluer dans quelle mesure le niveau de surdité impacte sur deux des paramètres psychoacoustiques : l'un qui traite la sonie avec le seuil différentiel d'intensité et l'autre qui traite la tonie avec le seuil différentiel de hauteur.

En ne testant qu'une oreille pour une concentration optimale de la part des sujets, nous tentons d'évaluer ces seuils afin d'obtenir une classification prévisionnelle de ces deux paramètres en fonction de la surdité du sujet. Les groupes étant réalisés tant par le seuil d'audition que par la dynamique du sujet.

Après des rappels généraux physiologiques et des notions de psychoacoustique, il sera présenté les résultats de ces recherches.

Mots clés :

PSYCHOACOUSTIQUE

SONIE

TONIE

SEUIL DIFFERENTIEL D'INTENSITE

SDI

SEUIL DIFFERENTIEL DE HAUTEUR

SDH