



HAL
open science

Recherche de troubles d'intelligibilité de la parole dans le silence et dans le bruit dans la région fréquentielle 1000-2000 Hz, chez des sujets malentendants présentant des seuils audiométriques normaux pour les fréquences inférieures à 2kHz et une perte auditive pour les fréquences supérieures à 2kHz

Anne Sausey

► **To cite this version:**

Anne Sausey. Recherche de troubles d'intelligibilité de la parole dans le silence et dans le bruit dans la région fréquentielle 1000-2000 Hz, chez des sujets malentendants présentant des seuils audiométriques normaux pour les fréquences inférieures à 2kHz et une perte auditive pour les fréquences supérieures à 2kHz. Médecine humaine et pathologie. 2010. hal-01882930

HAL Id: hal-01882930

<https://hal.univ-lorraine.fr/hal-01882930>

Submitted on 27 Sep 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.



AVERTISSEMENT

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

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

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

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

LIENS

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 122. 4

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

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

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

UNIVERSITE HENRI POINCARE
NANCY UNIVERSITE I
FACULTE DE PHARMACIE

Recherche de troubles d'intelligibilité de la parole
dans le silence et dans le bruit dans la région
fréquentielle 1000-2000 Hz, chez des sujets
malentendants présentant des seuils audiométriques
normaux pour les fréquences inférieures à 2kHz et
une perte auditive pour les fréquences supérieures à
2kHz

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

Par

Anne SAUSEY

Novembre 2010

REMERCIEMENTS

- Je tiens tout d'abord à remercier Monsieur GARNIER d'une part pour ce qu'il m'a appris durant mon stage et d'autre part pour l'aide qu'il a pu m'apporter durant la rédaction de mon mémoire.
- Je souhaite remercier Monsieur le Professeur LORENZI de l'encadrement dont il m'a fait bénéficier lors de la réalisation de l'étude et des connaissances qu'il a pu me faire partager en psychoacoustique.
- Je remercie également Mademoiselle LEGER pour les conseils et explications qu'elle m'a fournis avant et pendant la rédaction de mon mémoire.
- Je tiens aussi à remercier toute l'équipe ENTENDRE de Versailles où j'ai réalisé mon stage et protocole de mémoire et en particulier Madame JOVARD qui m'a encadrée pendant toute la durée de mon stage avec une grande disponibilité à mon égard malgré un planning très chargé !
- Je remercie particulièrement les sujets qui ont participé à la réalisation de mon étude pour leur patience et leur gentillesse.
- J'adresse mes remerciements à Monsieur DUCOURNEAU et à Monsieur le Professeur SIMON, ainsi qu'au corps professoral pour les enseignements dispensés au cours de ces trois années. Monsieur DUCOURNEAU, par son investissement et sa gentillesse a su nous faire découvrir, apprendre et aimer l'acoustique, je tiens particulièrement à le remercier.
- Et enfin j'adresse mes remerciements à mes parents qui m'ont permis d'exercer un métier que j'aime, à mes frères et sœurs qui ont supporté mon caractère changeant au fil de mes études, à Geoffrey qui me soutient au quotidien, à ma famille et belle-famille pour la bonne humeur dans laquelle elles me reçoivent.

SOMMAIRE

INTRODUCTION	1
PREMIERE PARTIE : ETUDE THEORIQUE.....	2
1) Entendre un son	2
A) Définition du son	2
B) Les différents types de sons	3
C) La perception des sons	4
D) Le champ auditif tonal	9
2) Comprendre la parole	11
A) Définition acoustique de la parole	11
B) Production de la parole	12
C) Intelligibilité de la parole dans le silence et dans le bruit	16
D) Audiométrie vocale et représentation.....	21
3) Les différents types de bruits.....	22
A) Définition du bruit	22
B) Rapport signal sur bruit	25
C) Différents bruits.....	26
D) Différentes surdités.....	28
DEUXIEME PARTIE : ETUDE PRATIQUE.....	32
1) Présentation du test.....	32
A) Matériel vocal et stimuli	32
B) Bruits masquants	34
2) Procédure expérimentale.....	37
3) Choix des sujets malentendants : critères d'exclusion et d'inclusion.....	39
A) Surdités.....	39
B) Age	41
C) Oreille	41
D) Critères d'exclusion.....	42
E) Sujets sélectionnés	42

4) Résultats	43
A) Description des résultats	43
B) Tests statistiques	48
C) Discussion.....	50
CONCLUSION	56
BIBLIOGRAPHIE.....	57
TABLE DES FIGURES.....	60
ANNEXES.....	62
Annexe 1 : listes dissyllabiques de Fournier.....	62
Annexe 2 : audiogrammes des normo-entendants.....	65
Annexe 3 : notice d’information et consentement de participation	66
Annexe 4 : tableau récapitulatif du contenu des différents articles	68

INTRODUCTION

Bien qu'appareillés, beaucoup de malentendants se plaignent du bruit, mot vague que je décrirai plus loin. Du fait d'un manque d'intelligibilité dans le bruit, les individus s'isolent progressivement dans les activités de la vie quotidienne soumises aux bruits (repas de famille, télévision, restaurant...).

Face à cela, les audioprothésistes souhaitant le « mieux » pour leurs patients disposent de matériel audiométrique performant, ainsi que de systèmes gestionnaires du bruit sur les appareils auditifs.

Etant donné que chaque patient est différent, nous souhaitons comprendre un peu mieux pourquoi ces difficultés dans le bruit perdurent malgré la présence de technologies perfectionnées dans les appareils auditifs actuels.

Lors des lectures que nous avons effectuées, nous nous sommes rendu compte que les études mélangeaient les différents termes qualifiant les bruits, nous avons donc souhaité les étudier séparément pour observer l'impact de la perte auditive dans quatre conditions : le silence, le bruit stationnaire, le bruit modulé temporellement et le bruit modulé spectralement.

Nous étudierons dans une première partie la différence entre entendre un son et comprendre des mots (c'est la différence entre audibilité et intelligibilité à laquelle nous sommes confrontés au quotidien dans notre métier), et aussi les différents types de bruits auxquels les patients doivent faire face dans la vie quotidienne.

Dans une deuxième partie nous détaillerons : le protocole utilisé pour l'expérimentation, sa réalisation, et les résultats de cette étude pour comprendre quelles conséquences engendrent une perte auditive dans différentes conditions de bruits.

PREMIERE PARTIE : ETUDE THEORIQUE

Notre étude porte sur des régions audiométriques où les seuils auditifs sont normaux car des études antérieures suggèrent l'existence de déficits auditifs spectraux et temporels supraliminaires (Strelcyk, 2008 ; [21]) et de troubles de l'intelligibilité dans le bruit (Horwitz et al, [17]) malgré des seuils absolus normaux.

Les indices acoustiques critiques pour l'intelligibilité de la parole sont compris entre 1000 et 3000 Hz (French et Steinberg cité par Assman et Summerfield, 2004 ; [1]), c'est pourquoi cette étude considère la région 1000-2000 Hz.

1) Entendre un son

A) Définition du son

Les sons en tant que phénomènes physiques, correspondent à des variations de pression acoustiques¹.

Dans le cas d'une source simple comme le diapason, la vibration des deux branches donne naissance à un son, par la mise en mouvement des couches d'air avoisinantes. Chaque molécule de gaz dans l'air effectue un déplacement de part et d'autre de sa position de repos et transmet ainsi aux éléments voisins ce même mouvement vibratoire qui va reproduire le mouvement de la source dans toutes les directions. Ce mouvement est appelé onde sonore, elle correspond à un transport d'énergie sans transport de matière. Nous savons également que le signal sonore est un phénomène acoustique qui transmet des informations. Nous pouvons en déduire que le son est une vibration acoustique capable d'éveiller une sensation auditive. (Ducourneau J., [9])

¹ La pression acoustique est un signal analogique.

B) Les différents types de sons

Le signal acoustique est une grandeur, fonction du temps, liée à un phénomène acoustique transmettant des informations. Son extrême variabilité est à l'origine de la complexité de notre environnement sonore et cette diversité rend difficile la classification de l'ensemble des sons en catégories précises.

En prenant comme critères la durée et les variations du niveau d'amplitude dans le temps, on peut distinguer :

- les sons stables ou stationnaires (sons qui ne varient pas de plus de 3 dB au cours du temps),
- les sons fluctuants (leurs niveaux varient au cours du temps),
- les sons impulsionnels (leurs durées sont brèves, inférieures ou de l'ordre de la seconde).

En utilisant comme critère les variations temporelles de la pression acoustique, on obtient :

- les sons périodiques : le mouvement vibratoire qui leur donne naissance va se reproduire à des intervalles de temps égaux (sons purs ou sinusoïdaux, et sons complexes comportant plusieurs fréquences),
- les sons aléatoires : ce sont des sons complexes sans périodicité.

Tous les sons peuvent être illustrés par deux types de fonctions : une fonction temporelle, qui décrit les variations d'amplitude de la vibration en fonction du temps, et une fonction spectrale, qui décrit les variations d'intensité, de puissance ou de niveau sonore du phénomène acoustique en fonction de la fréquence², de la pulsation, de la longueur d'onde, ou de la période. Il existe une correspondance entre ces deux fonctions. Pour passer de la fonction temporelle à la fonction spectrale on utilise une opération mathématique appelée transformation de FOURIER. Et inversement, tout spectre transformé en une représentation temporelle est réalisé par la transformation inverse de FOURIER. (Ducourneau J., [9])

² La fréquence : nombre de variations complètes par seconde, elle est exprimée en nombre de cycles par secondes ou en Hertz.

C) La perception des sons

Pour que l'oreille humaine perçoive le stimulus acoustique, il doit posséder certaines caractéristiques :

L'intensité

L'oreille humaine entend entre 120 et 130 états discernables quand l'intensité varie de 10^{-12} à 10 W/m^2 . Pour passer de l'échelle des intensités à l'échelle des états discernables on peut utiliser le décibel qui vaut : $10 \log \left(\frac{I}{I_0} \right)$. (Loi Weber Fechner)³

La grandeur de référence choisie I_0 (10^{-12} W/m^2), correspond à l'intensité nécessaire pour obtenir le seuil d'audibilité pour la fréquence 1000 Hertz.

Il existe aussi une variation de l'intensité en fonction de la fréquence. Le maximum de sensibilité de l'oreille se situe aux alentours de 2000 Hz. Les courbes isosoniques⁴ montrent qu'aux fréquences très graves et très aiguës, l'intervalle entre le seuil de perception et le seuil de douleur diminue de même que la finesse de perception de l'intensité.

Le champ dynamique est d'environ 120 dB. (Ducourneau J., [9])

³ Loi Weber Fechner : la sensation auditive d'intensité varie physiologiquement comme le logarithme de l'excitation physique.

⁴ Courbes isosoniques : une ligne isotonique est l'ensemble des sons purs qui produisent la même sensation d'intensité (même sensation sonore), en faisant varier la fréquence. Fletcher et Munson sont à l'origine de la réalisation de ces courbes.

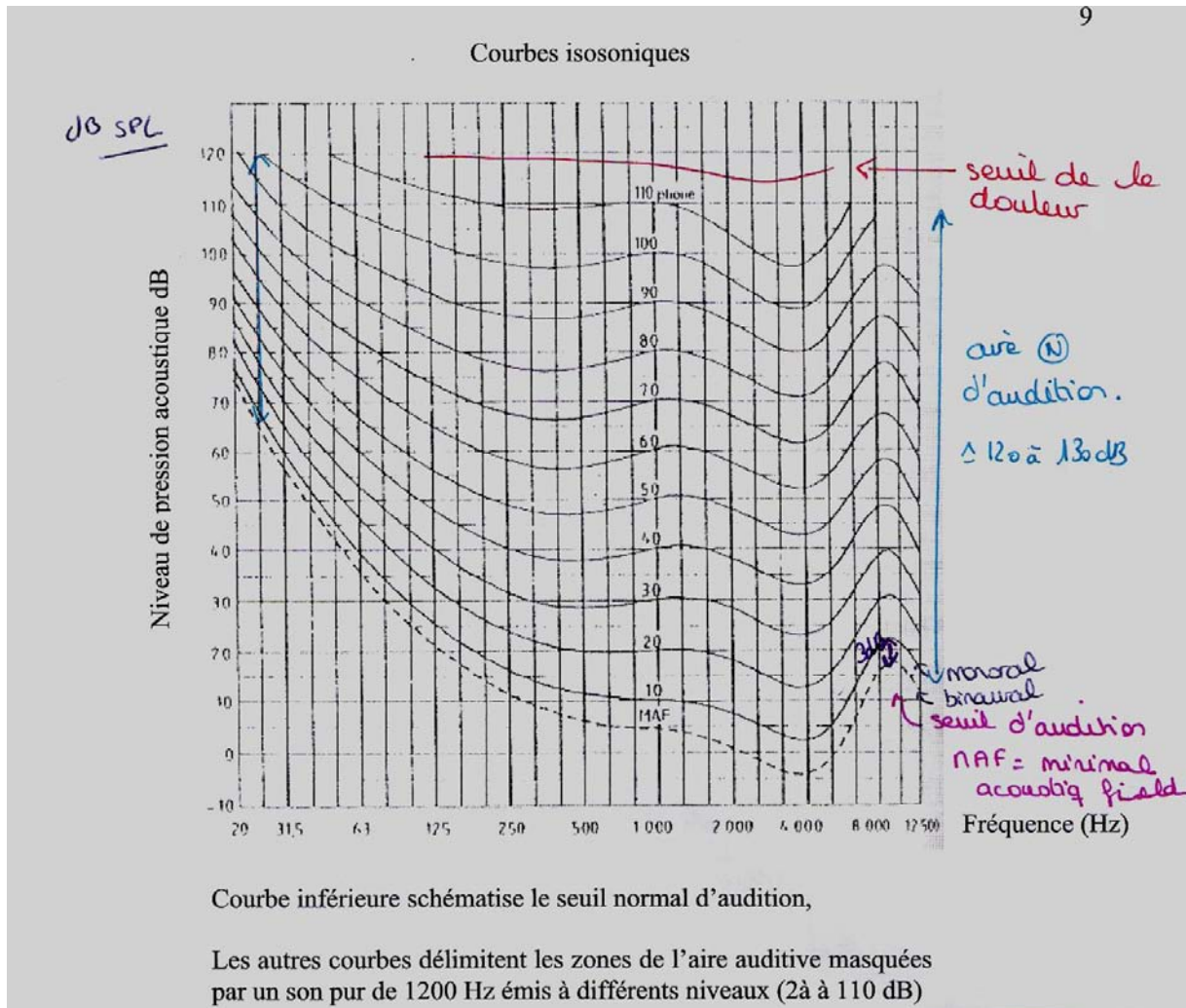


Figure 1 : « Courbes isoniques » [9]

Pour obtenir rapidement la valeur du seuil d'audition d'un sujet présumé malentendant on utilise en audiométrie une échelle en dB HL.⁵ Le seuil d'audition évolue en fonction de la fréquence mais il est considéré comme égal à 0 dB HL pour toutes les fréquences. Les audiomètres sont étalonnés en dB HL afin de connaître la différence entre le seuil de douleur et le seuil de perception auditive.

⁵ HL : hearing level.

On peut aussi mesurer le seuil différentiel de sonie selon la loi de Weber et Fechner. On prend deux intensités physiques I et I' (exprimées en W/m^2) très proches l'une de l'autre, et l'on recherche la plus petite variation d'intensité physique $\Delta I (=I' - I)$ provoquant une variation de sonie Δs .

$$\Delta s = K * \frac{\Delta I}{I} \text{ avec } \frac{\Delta I}{I} \text{ constant.}$$

Selon cette loi, la sensation perçue répond à la formule suivante :

$$^6 S = K \times \log I$$

La réponse de l'oreille est proportionnelle au logarithme de l'excitation.

Il ne faut pas négliger l'importance du timbre d'un son dans laquelle, la composition spectrale de celui-ci intervient. Le niveau sonore perçu est lié à la zone de sensibilité de l'oreille par rapport à la décomposition spectrale du son. (Ducourneau J., [9])

La fréquence

La tonie ou sensation de hauteur tonale est la composante de la sensation auditive qui permet de différencier un son grave d'un son aigu. La tonie est liée à la fréquence f du son émis.

Soit f la fréquence exprimée en Hertz :

- Si $f < 150$ Hz : il s'agit d'un son très grave,
- Si $150 < f < 400$ Hz : il s'agit d'un son grave,
- Si $400 < f < 1500$ Hz : il s'agit d'un son médium,
- Si $1500 < f < 3000$ Hz : il s'agit d'un son aigu,
- Si $f > 3000$ Hz : il s'agit d'un son très aigu.

⁶ S : sensation perçue par l'oreille et K : constante.

Certaines caractéristiques physioacoustiques, liées à la fréquence, de l'oreille peuvent être mises en évidence :

- Si on fait écouter par une même oreille un son complexe composé de deux sons purs, de fréquences différentes, mais tout de même suffisamment proches, ce son procure une certaine sonie dès que l'écart entre ces deux fréquences dépasse une certaine valeur appelée bande critique. L'oreille divise le spectre audible en 24 bandes critiques adjacentes que l'on peut comparer à une batterie de filtres passe bandes.⁷
- On peut également mesurer un seuil différentiel de tonie, c'est la discrimination fréquentielle qui est la propriété de l'oreille à percevoir la différence entre deux sons purs de même niveau et de fréquence différente. f et f' sont présentés l'un après l'autre, et on fait tendre f' vers f jusqu'à ce que la différence entre f et f' ne soit plus perceptible. La différence Δf ($= f' - f$) correspond au seuil différentiel de tonie. Celui-ci est faible dans la zone conversationnelle.

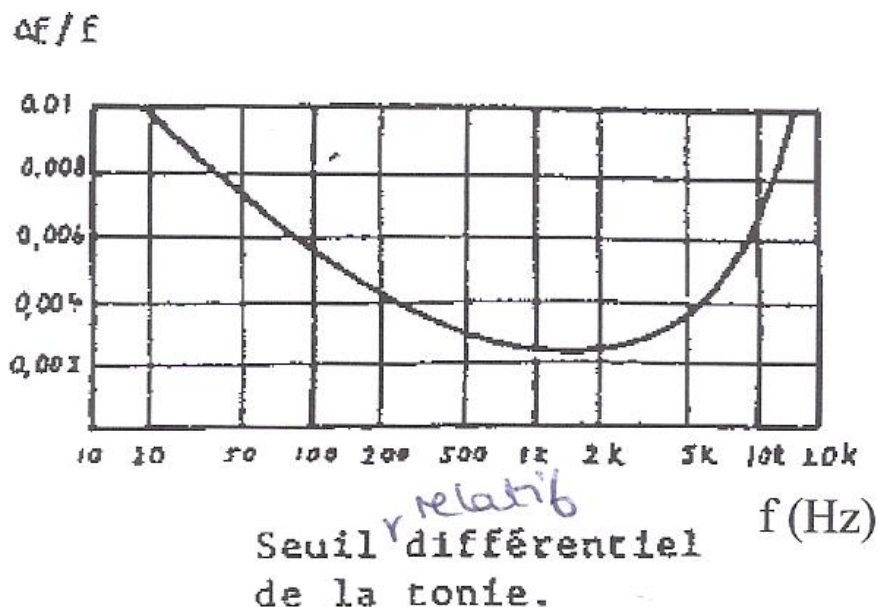


Figure 2 : « Seuil relatif différentiel de tonie » [9]

⁷ Filtres passe bandes : bande de fréquence comprise entre ses deux fréquences de coupures (f_c). La fréquence de coupure est la fréquence d'intersection de la pente du filtre et d'une droite parallèle aux abscisses, d'atténuation 3 dB, soit 50% d'atténuation. Les fréquences de coupures sont aussi les fréquences de recouvrement des filtres juxtaposés.

- On peut aussi distinguer deux sons de même sonie et de même hauteur tonale par le timbre. Le timbre donne une couleur au son. Un son riche en harmoniques⁸ sera beaucoup plus agréable qu'un son pauvre en harmoniques.
- Si on supprime le fondamental d'un son périodique complexe en ne conservant que la suite harmonique, la tonie du son n'est pas modifiée : « l'oreille opère une reconstitution du fondamental absent ». (Théorème d'Ohm)
La tonie est proche de la fréquence la plus basse du spectre (le fondamental).
(Ducourneau J., [9])

Le temps

Il est nécessaire d'essayer de définir l'acuité auditive ou « constante de temps de l'oreille » : c'est le temps nécessaire afin que deux impulsions ne soient pas confondues, mais c'est aussi la durée minimale d'un son pour qu'il soit parfaitement perçu par l'oreille.

Il convient également de noter l'importance de la perception de la succession des changements sonores de notre environnement, la perception de la durée, du rythme de l'évènement sonore.

Selon Léon Dodelé : « l'effet à court terme d'une aide auditive permet d'entendre, celle-ci corrige essentiellement les distorsions d'intensité, partiellement les distorsions fréquentielles, mais pas les distorsions temporelles. »

⁸ Harmonique : d'après le théorème de FOURIER, tout signal périodique de fréquence f peut se décomposer de manière unique en une somme infinie de signaux sinusoïdaux de fréquence $f, 2f, \dots, nf$ (n entier) d'amplitude et de phases déterminées. La première composante de fréquence f est dite fondamentale et les autres fréquences sont appelées harmoniques.

D) Le champ auditif tonal

Dans la pratique, il a fallu définir le champ auditif tonal normal, pour servir de référence à une population pathologique, tout en gardant présentes à l'esprit les différentes complications posées par la sensibilité de l'oreille.

Il est nécessaire de disposer d'un graphique aisément utilisable et lisible pour noter les résultats obtenus par les sujets pathologiques et normo-entendants.

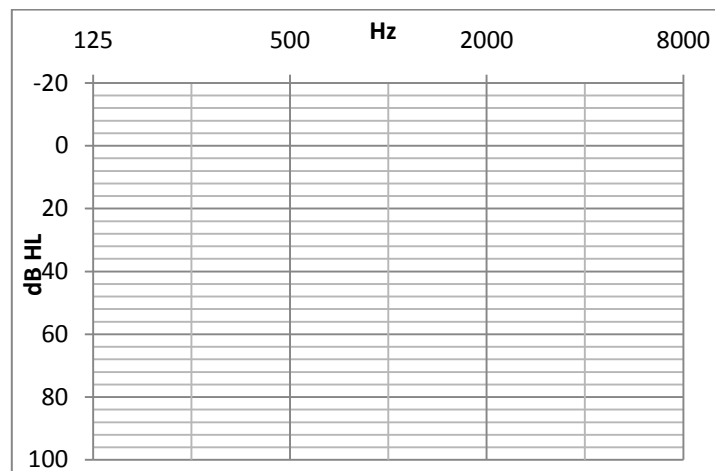


Figure 3 : « Graphique clinique de l'audiogramme tonal »

Sur ce graphique, on mesure la perte auditive d'un sujet par rapport au seuil d'audition obtenu chez des sujets normo-entendants.

L'axe des ordonnées (vertical, dirigé vers le bas) est gradué en décibels. Le zéro, est un zéro relatif dont l'axe représente la courbe des seuils minima obtenus pour chaque fréquence chez le sujet normal, elle correspond à 0 dB de perte d'auditive. (cf. : l c) § intensité)

L'axe des abscisses est gradué en octaves 125, 250, 500, 1000, 2000, 4000 et 8000 Hz.

Le graphique ainsi obtenu est de lecture facile. Mais quelques remarques sont nécessaires.

Il faut tout d'abord avoir conscience de la difficulté à déterminer un seuil d'audition minimum ; en réalité il n'existe pas une limite précise entre la perception et la non perception d'un son.

A partir d'un son émis à une intensité infraliminaires, qui croît progressivement en intensité, le sujet éprouve, à un certain moment, une sensation discontinue dont il ne peut indiquer la fréquence, alors que le son émis est parfaitement continu. Le sujet perçoit le son comme continu si l'on augmente l'intensité de 5 dB seulement par rapport à cette première sensation.

En pratique, la notion de seuil ne peut être donnée avec plus de précision que ces 5 dB.

Précédemment, nous avons évoqué les difficultés rencontrées par l'oreille pour déterminer les différentes caractéristiques d'un son. Il faut alors avoir conscience de l'insuffisance des unités utilisées.

En ce qui concerne la hauteur, l'octave convient bien. Il existe deux échelles de sensation auditive de hauteur tonale :

- L'échelle des mels : c'est une courbe expérimentale fixée au départ : 1000 mels correspondent à 1000 Hz. (Entre 500 et 2000 Hz cette courbe est à peu près linéaire),
- L'échelle des barks : qui est liée aux bandes critiques : $\Delta f_c \approx 1 \text{ bark} \approx 100 \text{ mels}$. (Ducourneau J., [9])

Certaines unités ont été créées pour mieux représenter les intensités des sons graves et aigus :

- Le phone est utilisé pour caractériser le niveau d'isotonie d'un bruit. (C'est l'unité des courbes isotoniques : $x \text{ phones} = x \text{ dB à } 1000 \text{ Hz}$),
- Le sone est utilisé pour exprimer les niveaux de bruyances,
- Il existe une relation pour convertir le sone en phone : $s = 2^{\frac{\text{phone}-40}{10}}$, et réciproquement.

Actuellement, on utilise toujours le décibel, bien qu'il ne tienne pas compte de toutes les courbes isotoniques (sauf pondérations A, B, et C), et également des effets de masque, comme pour le calcul de la nuisance et de la bruyance (méthode de Stevens et Kryter). (Ducourneau J., [9])

L'oreille est très sensible dans les trois dimensions sonores : intensité, temps, fréquence. Celle-ci est pourvue de mécanismes qui lui permettent de profiter de beaucoup de stimulations physiques. Bien que l'oreille soit capable de détecter les différentes dimensions d'un signal acoustique, elle n'est pas un simple analyseur de fréquences. Ce qui intéresse la personne malentendante venant chez l'audioprothésiste ce n'est pas de percevoir des sons, mais d'améliorer sa compréhension de l'ensemble des sons complexes qui composent la parole. Or un simple analyseur fréquentiel ne permet pas d'expliquer comment la voix, succession d'impulsions, peut être intégrée par la cochlée. Il paraît donc utile de s'intéresser plus précisément aux difficultés de la reconnaissance de la parole.

2) Comprendre la parole

A) Définition acoustique de la parole

La parole correspond à une suite continue de sons impulsionnels dont le contenu spectral et l'enveloppe temporelle se modifient continuellement pendant le discours. Cette évolution permanente des fréquences et des formes d'onde rend très difficile l'analyse du signal vocal.

D'un point de vue acoustique, la parole est un signal présentant une structure spectrale et temporelle complexe. (Gnansia, 2009 ; [15])

La décomposition d'un signal de parole en une somme de vibrations sinusoidales reste intéressante mais n'est possible que si ce dernier est périodique, or les sons de la parole sont de durées brèves et ne présentent aucune périodicité. En réalité, cette difficulté peut être contournée, mais il sera préférable d'utiliser un spectre à court terme⁹.

⁹ Spectre à court terme : évolution du spectre avec l'état de la source.

B) Production de la parole

Anatomiquement, il n'existe pas d'appareil spécifique à la fonction de phonation¹⁰. La voix et la parole sont des fonctions secondaires empruntant les organes dédiés à des fonctions préexistantes.

Trois parties composent ce système phonatoire :

- L'appareil respiratoire qui fournit l'énergie de la vibration (poumons),
- Le larynx contenant les cordes vocales qui jouent le rôle de vibreur,
- Les cavités aériennes supralaryngées qui ont un rôle de résonateurs et d'articulateurs.

Pour obtenir une production vocale, plusieurs étapes sont nécessaires. (Toussaint B., [24])

Les poumons : le souffle phonatoire

La respiration s'adapte à la phonation : l'inspiration se raccourcit et l'expiration, de passive liée aux forces élastiques de la cage thoracique et des poumons, devient active par action des muscles expiratoires contrôlés par les muscles inspiratoires.

Les volumes expirés sont supérieurs à ceux de la respiration calme, le débit s'adapte également.

La pression pulmonaire expiratoire augmente grâce à la fermeture des cordes vocales. (Toussaint B., [24])

¹⁰ Phonation : fonction qui assure la production de la voix. Elle génère des sons ou phonèmes dont l'organisation temporelle constitue la parole.

La vibration laryngée : le son laryngé

Le flux expiratoire continu est ainsi "pulsé" (fragmenté) par le mouvement d'oscillation des cordes vocales, ce qui engendre une vibration de l'air acoustiquement perceptible. L'énergie aérienne est ainsi transformée en un influx acoustique.

Concernant la mécanique vibratoire des cordes vocales, de nombreuses théories ont été avancées pour tenter d'expliquer le mécanisme de production sonore. La théorie myoélastique et aérodynamique est aujourd'hui la théorie retenue pour expliquer le mécanisme de production sonore.

Deux étapes sont nécessaires :

- la mise en position phonatoire des cordes vocales : visible à l'œil nu avec un miroir laryngé.

Elle consiste en un écartement (abduction) et en un rapprochement (adduction) des deux cordes vocales. Pour que les cordes vocales puissent vibrer, il faut d'abord qu'elles viennent au contact l'une de l'autre, c'est-à-dire se ferment. Cela se produit par rapprochement des deux cartilages aryténoïdes¹¹ ; les 2 cordes vocales sont alors en contact et leur point d'insertion postérieur aryténoïdien solidement fixé.

La vibration peut alors commencer sous l'effet de l'air expiré : plus on a d'air dans les poumons, et plus l'on fait vibrer les cordes vocales longtemps.

- et la description de la vibration laryngée : non visible à l'œil nu.

La vibration laryngée est beaucoup trop rapide pour être observée à l'œil nu, c'est pourquoi les médecins O.R.L. utilisent un stroboscope qui permet à la source lumineuse d'être en phase avec cette vibration pour observer une image fixe, ou en déphasage pour observer un cycle complet.

Les cordes vocales étant en adduction, la colonne d'air mise en mouvement par la mécanique ventilatoire rencontre la barrière vocale. La pression sous glottique augmente et tend à écarter les cordes vocales.

¹¹ Cartilages aryténoïdes : ils appartiennent au larynx, sont pyramidaux et posés sur le cartilage cricoïde.

Lorsque la pression sous glottique devient supérieure à la pression sus glottique une petite quantité d'air s'échappe c'est ce que l'on appelle un « puff d'air ». Suite à cela les bords libres des cordes vocales se rapprochent et la pression sous glottique augmente à nouveau, la soufflerie pulmonaire étant toujours en action, tant qu'il reste de l'air dans les poumons et que le sujet expire.

Ce phénomène se reproduit périodiquement, entretenant de nouvelles vibrations. La fréquence de reproduction équivaut au nombre de cycles par seconde, ce qui correspond à la fréquence ou à la hauteur de la voix.

Seule la fréquence fondamentale est déterminée exclusivement par l'oscillateur laryngé. Appelée F0 ou hauteur du son exprimée en Hertz, elle est d'environ 100 Hz chez l'homme et de 200 Hz chez la femme.

Les deux autres caractéristiques du son, intensité et timbre, ne dépendent pas que du larynx, mais aussi des cavités sus glottiques.

La vibration laryngée consiste donc en des mouvements latéraux d'écartement et de rapprochement de la muqueuse des deux cordes vocales (et non des cordes vocales) mais il existe aussi d'autres mouvements comme l'élévation du bord libre des cordes vocales due à la pression sous glottique (composante verticale) et l'ondulation de la muqueuse par rapport au plan profond (comme « une vague »).

Selon la fréquence des sons, les cordes vocales apparaissent courtes, boudinées, épaisses pour les sons graves et allongées, tendues pour les sons aigus. (Toussaint B., [24])

L'appareil supralaryngé : production de phonèmes¹²

L'appareil supralaryngé : c'est l'ensemble des cavités que le son laryngé traverse avant d'arriver à l'air libre c'est-à-dire le pharynx, la cavité buccale, plus ou moins le cavum et enfin les fosses nasales.

Des modifications de taille et de forme du conduit vocal sont possibles ce qui permet à l'appareil supralaryngé de jouer un rôle de résonateur¹³ et d'articulateur.

Les cordes vocales émettent un son laryngé primaire formé d'harmoniques. Chaque résonateur amplifie les harmoniques dont la fréquence est la même que sa propre fréquence de résonance. Le son laryngé est ainsi amplifié (ou renforcé) à différents niveaux. Les résonateurs principaux sont le pharynx (F1) et la cavité buccale (F2). Le renforcement des harmoniques modifie le timbre du son, et ces renforcements correspondent aux formants.

Outre son rôle d'articulateur et de résonateur, le conduit vocal supra laryngé permet la continuité de la parole. (Toussaint B. [24])

Remarques sur les voyelles et les consonnes

Du point de vue articuloire :

- les voyelles sont produites par le passage libre du son laryngé dans les cavités supra laryngées
- les consonnes résultent d'obstacles au passage de l'air avec une vibration plus ou moins importante des cordes vocales.

¹² Le phonème : est la plus petite unité linguistique.

¹³ Un résonateur : est une cavité qui a la propriété de renforcer un son émis par un générateur (phénomène de résonance : cf. HELMOLTZ). Ici, le générateur est constitué par les cordes vocales.

Du point de vue acoustique :

- les voyelles sont des sons (durée longue) et correspondent à un phénomène périodique
- les consonnes sont des bruits (durée brève) et correspondent à un phénomène apériodique.

On peut en déduire que les consonnes apportent plus d'informations que les voyelles, elles sont plus importantes pour l'intelligibilité du message. (Toussaint B., [24])

c) Intelligibilité de la parole dans le silence et dans le bruit

L'information sonore est codée : lorsqu'elle parvient aux centres supérieurs, ceux-ci doivent l'analyser et lui donner une valeur significative pour le sujet.

L'intégration auditive peut se diviser en quatre stades :

- L'audibilité (reconnaissance d'un stimulus sonore simple),
- La netteté (reconnaissance d'un son),
- L'intelligibilité (reconnaissance d'un mot),
- La compréhension (reconnaissance du langage).

Intelligibilité de la parole

L'intelligibilité de la parole correspond à notre capacité à identifier les signaux de la parole, que ceux-ci aient une signification (mots ou phrases) ou non (logatomes). On parle souvent de pourcentages d'intelligibilité (nombres d'items identifiés sur cent) ou de seuil d'intelligibilité (50% d'items identifiés).

On sait qu'un malentendant, du fait de sa perte de sonie, ne peut recevoir toute l'information nécessaire à la compréhension complète du signal. Ainsi, même dans un milieu silencieux, il peut ne pas parvenir à 100 % d'intelligibilité.

L'appareillage auditif a pour but la restauration de la sensation de sonie du patient notamment pour des intensités proches de celle de la voix, afin de lui rendre le maximum d'informations utiles à la compréhension de la parole. Cependant, une fois la perte

d'audibilité palliée, le malentendant continue à ressentir une gêne dans de nombreuses situations sonores, et notamment dans le bruit.

Ainsi, un malentendant, capable d'obtenir près de 100 % d'intelligibilité dans le silence, aura de faibles résultats dans le bruit par rapport à un normo-entendant, et ceci, même avec des systèmes perfectionnés de traitement du signal, ou d'amélioration du rapport signal sur bruit (microphones directionnels).

Structure temporelle du signal de parole

Comme tout signal acoustique, la parole est caractérisée par sa structure spectrale (fréquences) et par sa structure temporelle (variation de l'intensité en fonction du temps).

On distingue au sein de cette structure temporelle :

- Les fluctuations temporelles lentes (ou enveloppe du signal) qui sont les modulations d'amplitude inférieures à 50 Hz et qui contiennent notamment le débit syllabique,
- Les fluctuations temporelles rapides (ou structure fine), qui sont les modulations comprises entre 500 et 5000 Hz.

La transformée de Hilbert (1912) permet d'isoler chacun de ces deux types de fluctuations temporelles.

Chez l'homme, la capacité à détecter les modifications d'intensité en fonction du temps est nommée « acuité temporelle auditive » ou « discrimination temporelle ». Le seuil différentiel temporel est la plus petite durée de modification de l'intensité pouvant être perçue par l'oreille. (Debruille L., 2006 ; [5])

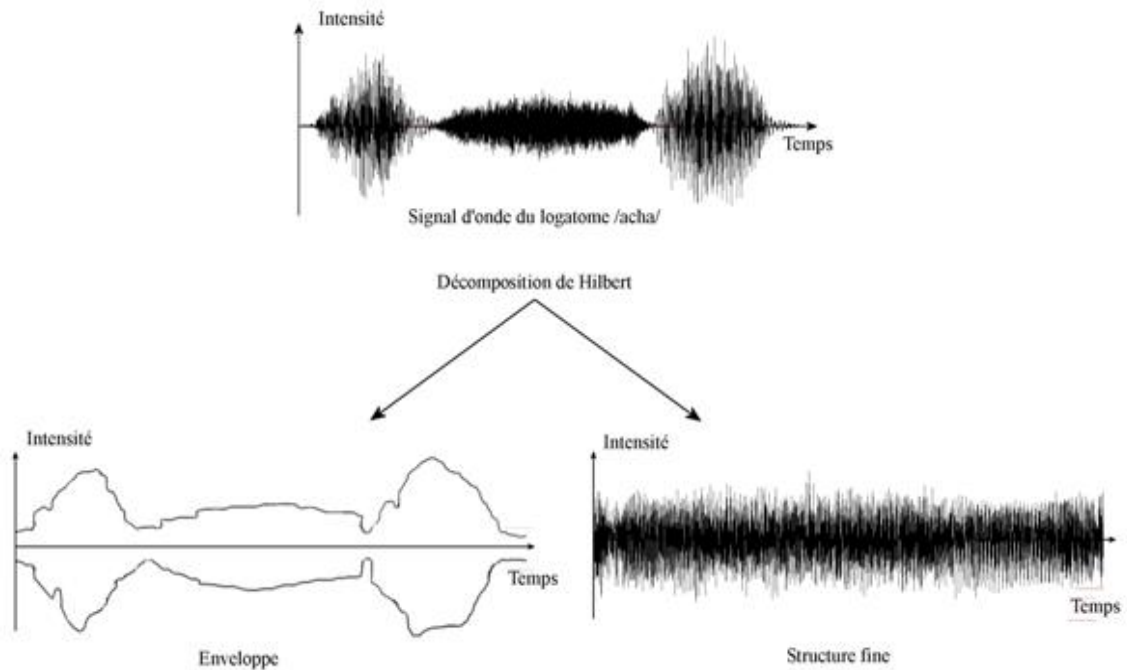


Figure 4 : « Décomposition de la structure temporelle du logatome /acha/ afin d'obtenir d'une part sa structure temporelle lente (enveloppe) et d'autre part sa structure temporelle rapide (structure fine) » [5]

Intelligibilité de la parole dans le silence

Afin de mieux comprendre les informations temporelles qui nous permettent de percevoir la parole, plusieurs études ont été réalisées sur la base des notions d'enveloppe et de structure fine. Il s'agit de mesurer l'intelligibilité de signaux dégradés ne contenant qu'une partie de l'information temporelle chez des sujets sains et malentendants. Le but est de déterminer la nature des informations utilisées, et leur part dans la compréhension du message, en mesurant l'impact de la dégradation sur les performances d'identification.

« Il a été démontré que l'intelligibilité de la parole dans le silence dépend principalement des modulations temporelles d'enveloppe comprises entre 4 et 16 Hz. » (Debruille, 2006 ; [5])

« Parallèlement, les résultats obtenus par Drullman (1995) sur la reconnaissance de phrases en structure fine donnent une intelligibilité de seulement 20 % pour les sujets normo-entendants. » (Debrulle, 2006 ; [5])

On peut donc en déduire que la reconnaissance de la parole, fondée uniquement sur la perception des indices de structure fine est plus faible ; mais d'après l'article [11] concernant l'étude réalisée par Lorenzi C., Garnier S. et Desauvais M. (2006) la perception des indices de structure fine s'améliorerait avec l'entraînement.

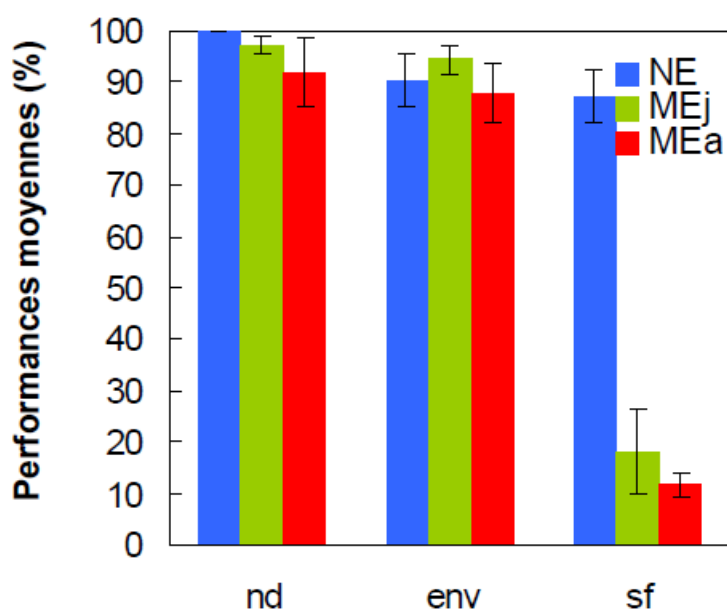


Figure 5 : « Performances d'identification correctes moyennes en (%) des sujets normo-entendants jeunes ou NE (en bleu), des patients malentendants jeunes ou MEj (en vert) et des patients malentendant âgés ou MEa (en rouge) pour les deux conditions de traitement « parole d'enveloppe » (env) et « parole de structure fine » (sf) et pour la tâche de « parole non dégradée » (nd) » [11]

Cette étude montre qu'une lésion cochléaire altère la capacité d'identification de la parole dans le silence, fondée sur les informations temporelles de structure fine ; mais que la lésion cochléaire n'altère pas la capacité d'identification de la parole dans le silence, reposant sur les informations temporelles d'enveloppe. L'effet de l'âge n'altère que peu la capacité d'identification de la parole dans le silence, fondée sur les informations temporelles d'enveloppe et de structure fine.

« Ce trouble du codage des informations temporelles de structure fine observé chez les sujets présentant une lésion cochléaire pourrait être un des phénomènes expliquant le déficit d'intelligibilité de cette même personne dans le bruit. » (Fleuriot, 2007 ; [11])

Intelligibilité de la parole dans le bruit

En présence d'une perte auditive, il est connu depuis longtemps que l'intelligibilité de la parole dans le bruit est fortement diminuée. Nous avons vu précédemment qu'une perte d'audition ne traduit pas une diminution de performance pour détecter des modulations temporelles lentes alors qu'elle entraîne une forte dégradation des capacités à utiliser les fluctuations temporelles rapides.

On peut alors penser que la présence de bruit diminue la capacité à distinguer les modulations d'enveloppe en venant les masquer. Ainsi, dans le bruit, la structure fine de la parole est utilisée pour compenser la dégradation des modulations temporelles lentes.

Les performances réduites des sujets malentendants dans le bruit seraient donc dues à l'incapacité pour ceux-ci d'utiliser de façon efficace les modulations temporelles rapides. (Strelcyk, 2008 ; [21])

De plus, une étude d'Hopkins et al., (2008), démontre que, contrairement aux normo-entendants, le seuil de réception de la parole ne varie pas chez les malentendants, que l'information de structure temporelle fine transmise soit dégradée ou non au sein d'un nombre croissant de bandes de fréquences. Cela confirme qu'avec un environnement bruyant, les malentendants ne parviennent pas à utiliser l'information de structure temporelle fine disponible pour séparer la parole du masque. (Gnansia, 2009 ; [15])

D) Audiométrie vocale et représentation

En ce qui concerne le bilan vocal, qui permet de tester l'intelligibilité du malentendant, les listes de mots de Fournier sont très souvent utilisées. (Annexe 1 p.62)

Le patient se trouve dans une cabine insonorisée et porte un casque sur les oreilles, si cela est nécessaire, il est possible d'assourdir l'oreille non interrogée.

Il est demandé au patient de répéter les mots comme il les a entendus ; s'il ne comprend qu'une partie du mot, il doit la répéter.

On commence à une certaine intensité (niveau de la perte audiométrique tonale à 2000 Hz plus 30 dB) à laquelle le patient peut répéter un maximum de mots puis on descend de 10 en 10 dB jusqu'au seuil où le malentendant ne peut plus rien répéter.

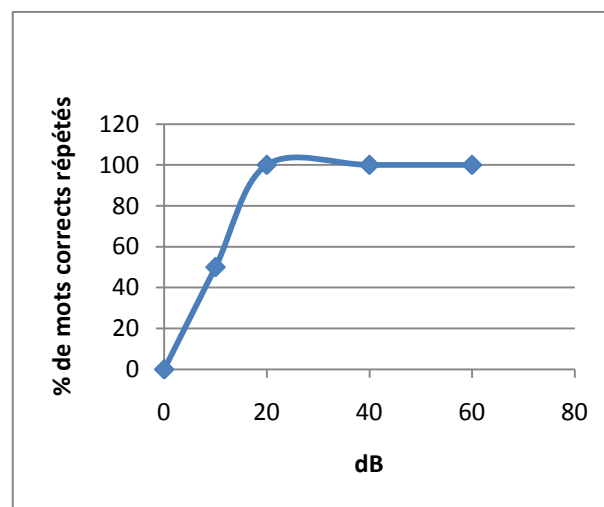


Figure 6 : Représentation graphique d'un audiogramme vocal chez un normo-entendant

Grace à ces audiogrammes (tonal et vocal), l'audioprothésiste peut proposer l'appareillage adapté au malentendant.

3) Les différents types de bruits

A) Définition du bruit

D'un point de vue physiologique, on considère le bruit comme tous les sons indésirables même si celui-ci est harmonique. (Ducourneau J., [9])

D'un point de vue physique, on utilise deux unités de mesures : respectivement pour la bruyance, le sone et pour la nuisance, le noy. Pour calculer cette nuisance, on fait une analyse de bruit par bandes d'octave, et on reproduit ce spectre sur le réseau de courbes d'évaluation du bruit ; on prend le niveau NR (Noise Rating)¹⁴ le plus élevé qui atteint un point du spectre. Le niveau NR correspond au niveau en dB A plus deux à trois dB. (Ducourneau J., [9])

Une relation unit la nuisance et le phone et par conséquent la bruyance, comme vu précédemment.

$$N = 2^{\frac{p-40}{10}} \text{ où } p \text{ est exprimé en PN}^{15} \text{ dB.}$$

$$\text{Rappelons que } s = 2^{\frac{\text{phone}-40}{10}} .$$

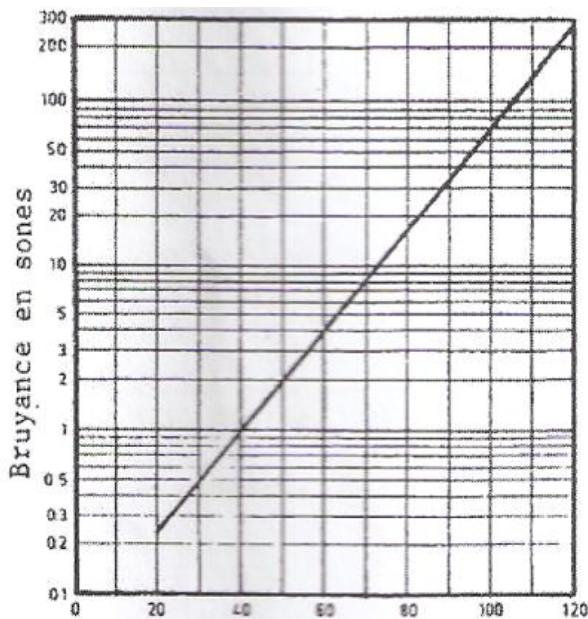


Figure 7 : « Equivalence phones-sones tracée à 1000 Hz » [9]

¹⁴ NR : noise rating : indice de bruit

¹⁵ PN : perceived noise : bruit perçu.

Les méthodes d'évaluation de la bruyance (en sones) et de la nuisance (en noys) utilisent des abaques proches des courbes isosoniques afin de tenir compte des courbes de réponses de l'oreille à plusieurs niveaux d'intensité. Ces méthodes utilisent aussi le principe de sommation énergétique qui tient compte des effets de masquage. Le décibel ne tient compte que de la sensation logarithmique.

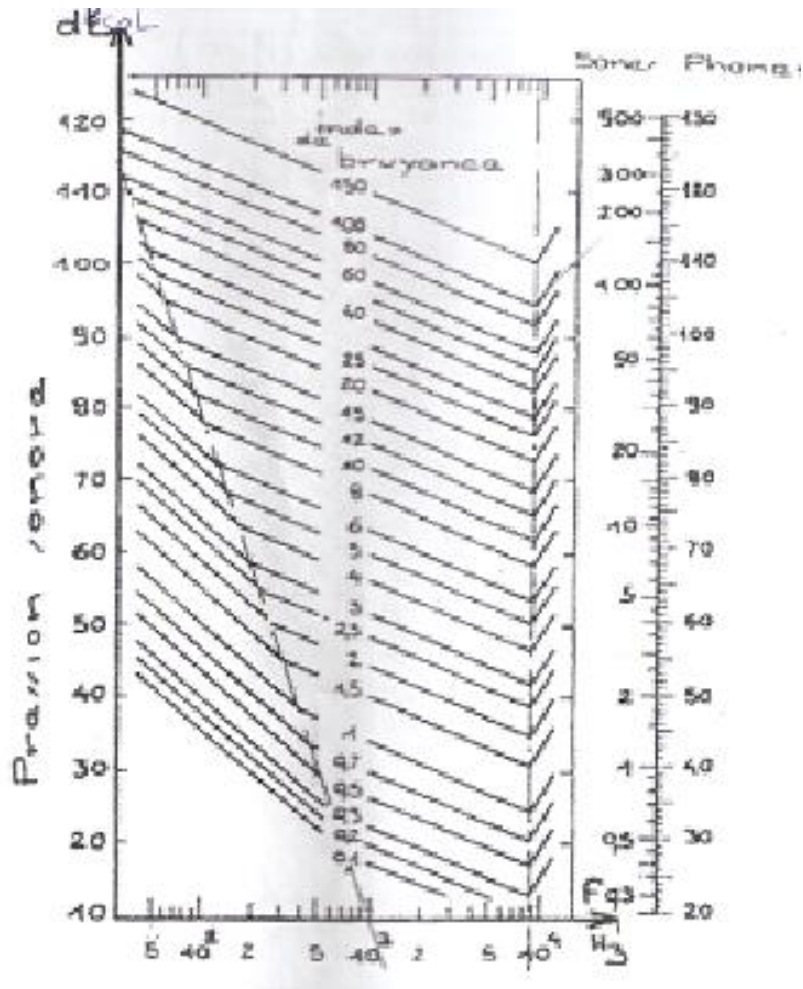


Figure 8 : « Courbes permettant de déterminer le niveau de bruyance - Unité : Sone »

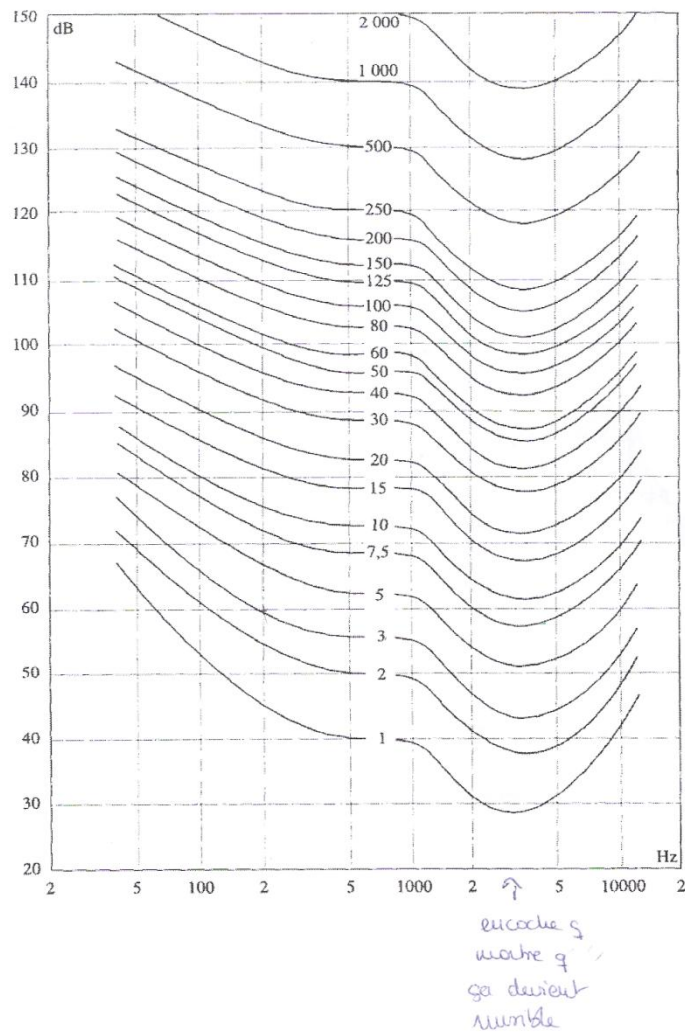


Figure 9 : « Courbes permettant de déterminer le niveau de nuisance - Unité : Noys » [9]

Pour obtenir une estimation du bruit perçu par l'oreille on utilise le dB pondéré (A, B ou C).

Ces trois pondérations sont obtenues à partir de trois courbes isophoniques :

- 40 phones : pondération A,
- 70 phones : pondération B,
- 100 phones : pondération C.

Ces trois courbes correspondent à différents niveaux d'isonie :

- Faible : 40 phones,
- Moyen : 70 phones,
- Fort : 100 phones.

C'est pourquoi sur les sonomètres, nous pouvons choisir entre ces trois pondérations A, B et C. Aujourd'hui, on utilise le dB A dans 80% des cas, même pour des niveaux très élevés. Le dB A, utilisé avec une forte valeur sous estime ce que l'oreille perçoit.

Il est aussi possible de faire un choix entre trois intervalles de mesure constituant les pondérations temporelles du sonomètre. Le niveau de pression acoustique est intégré sur un intervalle de temps T appelé constante de temps :

$$L_{eq,T} = 20 \cdot \log \left(\sqrt{\frac{1}{T} \int_0^T \frac{p^2(t)}{p_{ref}} dt} \right) \text{ avec } p_{ref} = 2 \cdot 10^{-5} \text{ Pa}$$

Il existe trois pondérations :

- La pondération SLOW (S) qui correspond à une constante de 1000 ms,
- La pondération FAST (F) qui correspond à une constante de 125 ms,
- La pondération IMPULSE (I) qui correspond à une constante de 35 ms.

Malgré ces pondérations, il n'est pas toujours possible de mesurer avec précision le niveau d'un ou d'une série de sons impulsionnels. (Ducourneau J., [9])

B) Rapport signal sur bruit

Le rapport signal sur bruit (RSB) est la différence, exprimée en décibel, du niveau d'intensité entre le signal vocal et le bruit masquant.

Il permet de rendre compte de l'émergence du signal vocal par rapport au bruit de fond. Pour un rapport signal sur bruit égal à zéro décibel, le bruit masquant et la parole ont la même intensité. S'il est négatif, c'est que l'intensité du bruit masquant est supérieure à celle du signal vocal, ce qui caractérise une situation de communication plus difficile. Et inversement, plus le rapport est élevé, meilleure est l'émergence de la parole dans le bruit de fond.

Cet indicateur permet de caractériser une situation de communication par rapport à l'intensité de la parole et du bruit masquant.

C) Différents bruits

- Le bruit stationnaire : est un bruit qui ne fluctue pas de plus de 3 décibels au cours du temps, son intensité est constante. On peut simuler un bruit stationnaire à l'aide d'un bruit blanc ou large bande : celui-ci présente un spectre continu, sa densité spectrale est constante. Son énergie étant continue sur toute la bande de fréquence, il permet de masquer l'ensemble du spectre, ce qui explique son utilisation en audiométrie pour réaliser des assourdissements. Mais, lorsqu'il s'agit de masquer des signaux vocaux, lors de tests de discrimination de la parole dans le bruit, le bruit blanc n'est pas le plus adapté, puisqu'on a un masquage plus important des hautes fréquences. Pour masquer des signaux de parole, il est préférable d'utiliser des bruits dont le spectre de puissance est similaire au spectre moyen à long terme de la parole comme un « Speech Shaped Noise » (SSN). Comme le bruit de fond masquant est rarement stationnaire, pour se rapprocher des conditions de bruit représentatives de la vie quotidienne, des bruits possédant des fluctuations temporelles de l'amplitude ont été créés. (Ducourneau J., [9])
- Le bruit modulé : c'est un bruit qui varie de plus de trois décibels dans le temps. Les modulations peuvent être temporelles ou spectrales. Afin de masquer un signal de parole dans le domaine temporel, un bruit de type Speech Shaped Noise est ainsi modulé en amplitude. Dans le domaine spectral, l'intensité du bruit de type Speech Shaped Noise est modulé suivant la fréquence. Ainsi est créée une alternance de moments où le niveau sonore est élevé, pics du masque, et de moments où le niveau est plus faible, creux ou vallées du masque. (Ducourneau J., [9])

Une étude de « Miller et Licklider » (1950) démontre que notre capacité auditive à identifier des sons de la parole « l'intelligibilité de la parole » est bien meilleure en présence de bruit masquant interrompu que de bruit masquant stationnaire. (Gnansia, 2009 ; [13])

De plus l'étude de Takahashi, 1992 ; [22], montre que chez les normo-entendants, un signal modulé en amplitude présentant des fluctuations temporelles d'amplitude possède un pouvoir masquant nettement inférieur à un signal stationnaire.

Un normo-entendant semble pouvoir tirer profit des fluctuations temporelles ou spectrales d'un signal masquant, du fait de l'aptitude qu'il a à écouter la parole dans les vallées spectro-temporelles du bruit, ainsi que de sa capacité à intégrer et grouper des segments de parole détectés dans les vallées du masque. Ces capacités lui permettent d'améliorer l'intelligibilité de la parole dans un bruit fluctuant, par rapport au cas où le masque est stationnaire, puisque l'énergie du signal dépasse celle du masqueur lors des vallées spectrales, le rapport signal sur bruit devient alors suffisamment important pour la compréhension du message.

Concernant les malentendants, l'étude de Peters, 1998 ; [20] montre que la capacité de démasquage¹⁶ est très affaiblie par rapport à celle des normo-entendants, voire quasiment abolie.

Les troubles de la compréhension ne sont pas uniquement dus à la perte de discrimination perceptive puisqu'ils restent présents malgré une amplification appropriée des stimuli. La dégradation du démasquage apparaît pour les auditeurs présentant un déficit audiométrique supérieur à 30 dB HL entre 125 et 6000 Hz. Horwitz, 2002 ; [17] démontre de plus qu'il existe chez les malentendants des troubles de l'intelligibilité dans le bruit malgré des seuils absolus normaux.

D'après l'article de Strelcyk, 2008 ; [21], on sait également que les malentendants ont de moins bonnes performances en terme de sélectivité fréquentielle, d'analyse de la structure temporelle fine et de la réception de la parole, ce qui explique mieux les plaintes des malentendants.

¹⁶ « Démasquage : c'est la différence entre performance en bruit fluctuant et performance en bruit stationnaire, en fonction du rapport signal sur bruit à long terme, pour un bruit interrompu à 10 Hz avec un rapport cyclique de 50 %. » (Gnansia, 2009 ; [13])

D) Différentes surdités

Une déficience auditive peut être le résultat de troubles du système auditif, et peut affecter la perception de différentes fréquences. Il existe deux principaux types de surdités selon la localisation de la pathologie au sein de l'oreille : la surdité de transmission et la surdité de perception.

On parlera de surdité de transmission lorsque la transmission du son est inefficace soit dans l'oreille externe ou dans l'oreille moyenne, et d'une surdité de perception lorsque l'oreille interne est atteinte.

Pour cette étude, nous nous intéresserons aux pertes auditives de perception.

Selon le BIAP (Bureau International d'AudioPhonologie), les surdités sont classées en quatre catégories :

- Surdité légère : de 27 à 40 dB HL,
- Surdité moyenne : de 41 à 70 dB HL,
- Surdité sévère : de 71 à 90 dB HL,
- Surdité profonde : au-delà de 90 dB HL.

Les pertes auditives neurosensorielles sont généralement associées à une élévation des seuils absolus d'audition.

Les dommages subis par la cochlée sont à l'origine de nombreux déficits perceptifs. L'atteinte des cellules ciliées externes entraîne la perte des « processus actifs d'amplification non-linéaires », ce qui génère une élévation du niveau des seuils absolus, un recrutement de sonie et une perte de sélectivité fréquentielle. Gnansia, 2009 ; [15]

La détérioration des cellules ciliées internes engendre quant à elle, une élévation supplémentaire du niveau des seuils auditifs absolus et certains troubles de la transduction, particulièrement dans le domaine temporel.

Ces déficits sont susceptibles de nuire au démasquage de la parole en limitant l'écoute de parole dans les vallées du bruit.

Dans ce type de perte auditive, on rappelle que la cochlée est atteinte, un recrutement de sonie¹⁷ peut alors exister. En moyenne, la croissance de l'intensité perçue avec l'augmentation de l'intensité physique est d'autant plus rapide que le seuil absolu du sujet est élevé. Le recrutement de sonie serait associé « à une réduction de la compression instantanée dans la fonction d'entrée/sortie de la membrane basilaire » Gnansia, 2009 ; [15], et par conséquent à une expansion des fluctuations d'amplitude perçues par la cochlée.

C'est par cette expansion, à la fois des fluctuations d'amplitude perçues par la cochlée et du masque, que le recrutement de sonie doit affecter le démasquage de la parole chez les sujets malentendants.

Cependant, certaines études montrent que le masquage de modulation dans le domaine temporel chez les malentendants n'est pas affecté par une perte cochléaire. (Gnansia, 2009; [15])

Une perte de sélectivité fréquentielle se manifeste aussi chez ces sujets malentendants. Ce déficit correspond à un élargissement des filtres auditifs. C'est ce que l'on peut observer sur la figure 10.

Sur la partie gauche de la figure 10, concernant la forme des filtres auditifs, on constate un élargissement de ceux-ci chez les malentendants.

Et sur la partie droite de la figure 10, se trouve une comparaison entre des mesures théoriques et pratiques, du facteur d'élargissement du filtre cochléaire, à différentes fréquences, en fonction du seuil audiométrique mesuré. Ces mesures sont effectuées sur des normo-entendants jeunes et à un même niveau sonore, puisque la largeur du filtre est fonction du niveau de présentation. Entre l'élévation du seuil absolu d'audition et la perte de sélectivité fréquentielle, aucune relation n'apparaît. Quelques remarques sont tout de même nécessaires :

- Les filtres ont tendance à s'élargir pour des seuils supérieurs à 30 dB HL,
- Pour des pertes modérées à sévères, ce facteur d'élargissement n'excède pas 5. On observe un élargissement des filtres cochléaires associé à une perte modérée par un

¹⁷ Recrutement de sonie : croissance anormalement rapide de l'intensité perçue (la sonie) en fonction de l'intensité physique des sons. Ce qui entraîne une réduction du champ de la dynamique.

facteur 2, et une perte sévère par un élargissement des filtres cochléaires par un facteur 4.

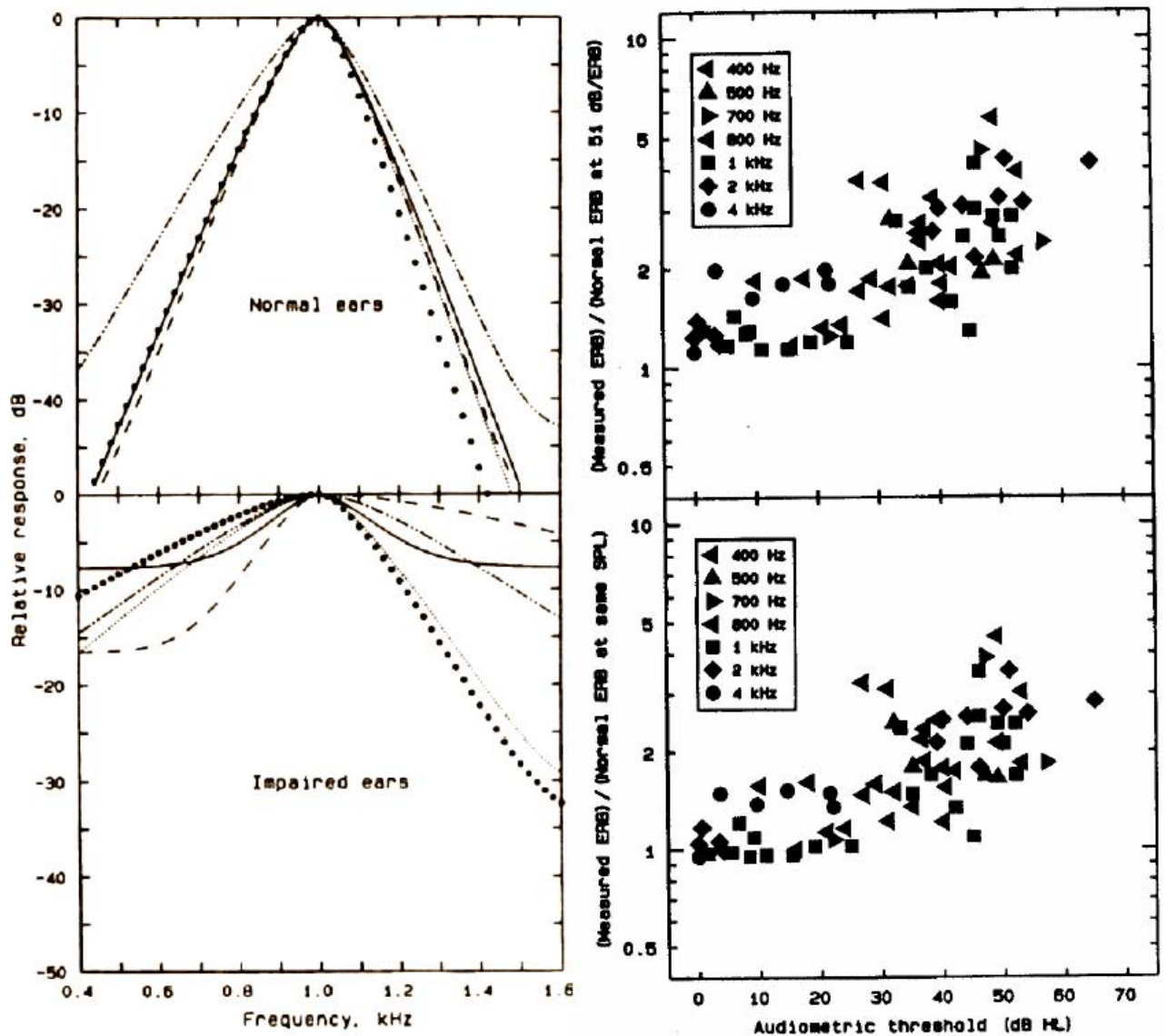


Figure 10 : « A gauche : forme des filtres auditifs à 1 kHz pour 6 oreilles normo-entendantes (en haut) et malentendantes (en bas). A droite : facteur d'élargissement du filtre cochléaire par rapport à la largeur théorique (ERB^N) (en haut), et par rapport à la largeur mesurée chez des sujets normo-entendants jeunes au même niveau sonore (en bas), à différentes fréquences » [15]

Les conséquences de cette perte de sélectivité fréquentielle sont :

- Une diminution de l'indépendance perceptive le long de l'axe tonotopique (fréquentiel de la cochlée),
- Un effet de lissage des indices de place d'excitation dans la cochlée, ce qui est susceptible d'augmenter les effets de masquage de la parole produits soit par les bruits ou tout autre signal gênant la parole.

Nous pouvons alors conclure que la dégradation de la résolution temporelle, la perte de perception des informations de structure temporelle fine, le recrutement de sonie et la perte de sélectivité fréquentielle sont des facteurs perturbant le démasquage de la parole dans le bruit chez les malentendants.

Le développement des aides auditives et implants permet de corriger convenablement les déficits d'audibilité et de compression cochléaire instantanée, sans pour autant améliorer significativement les capacités de démasquage chez les malentendants appareillés. (Gnansia, 2009 ; [15]) On peut alors en déduire que l'audibilité et la compression cochléaire ne jouent pas un rôle important dans le démasquage. (Dubno, 2002 ; [7])

Cependant, George, 2006 ; [12], a montré récemment, le lien possible entre audibilité et démasquage : des sujets normo-entendants mis en situation de perte d'audibilité (en ajoutant un bruit masquant stationnaire), montrent une réduction du démasquage. Cette contribution de l'audibilité, pourrait alors diminuer les contributions individuelles et conjointes des déficits supraliminaireux spectraux et temporels, et modifier quelques peu nos conclusions sur le démasquage associé à une perte cochléaire. Néanmoins, l'utilisation d'un bruit masquant pour diminuer l'audibilité reste discutable (structure spectro-temporelle déformée : lissage des fluctuations d'enveloppes spectrales et temporelles). De futures expérimentations sont attendues pour s'assurer de la validité de cette méthode.

DEUXIEME PARTIE : ETUDE PRATIQUE

Dans cette partie, nous nous proposons d'observer l'impact d'une perte auditive dans quatre conditions différentes : le silence, le bruit stationnaire, le bruit modulé temporellement et le bruit modulé spectralement. Malgré des seuils absolus normaux, des études antérieures ont démontré l'existence de déficits auditifs spectraux et temporels supraliminaire, (Strelcyck, 2008 ; [21] et Horwitz, 2002 ; [17], c'est pourquoi nous avons choisi des patients qui présentent des seuils audiométriques normaux dans la région fréquentielle 1000-2000 Hz. Nous savons de plus que les indices acoustiques critiques pour l'intelligibilité sont compris entre 1000 et 3000 Hz (French et Steinberg cité par Assman et Summerfield, 2004 ; [1]).

1) *Présentation du test*

A) Matériel vocal et stimuli

Cette expérience est réalisée à l'aide d'un ordinateur portable (PC). Celui-ci est équipé du logiciel MATLAB, d'une carte son externe et d'un casque Senheiser HD 580.

Les stimuli sont générés par un convertisseur analogique/numérique de 16 bits à une fréquence d'échantillonnage (f_e) de 44,1 kHz. Ces stimuli sont égalisés en puissance : c'est la valeur RMS (Root Mean Square). Enfin ces stimuli sont présentés en monaural à l'oreille sélectionnée du sujet au travers du casque.

Les stimuli utilisés sont des logatomes : ensemble de signaux de parole non signifiants. La durée moyenne d'un logatome est de 670 ms avec un écart type de 90 ms. Nous présentons aux sujets testés quatre séries de 48 logatomes de type Voyelle-Consonne-Voyelle avec 3 voyelles : /i, a, u/ et 16 consonnes différentes : /p, t, k, b, d, g, f, s, j, v, z, ʒ, m, n, r, l/.

Chaque série de 48 stimuli a été produite et enregistrée deux fois dans le silence par une locutrice et un locuteur de langue maternelle française. La fréquence fondamentale F_0 est estimée à 226 Hz pour la locutrice et à 115 Hz pour le locuteur. Ce qui produit quatre séries de 48 stimuli soit 192 items.

Ces stimuli sont ensuite numérisés à l'aide du convertisseur puis filtrés passe-bas, à l'aide d'un filtre Butterworth, avec une pente de 216 dB/octave et une fréquence de coupure de 1,5 kHz.

Un SSN¹⁸ (Speech Shapped Noise), ou bruit semblable au spectre de la parole, est produit à partir de l'ensemble des stimuli vocaux en estimant le spectre à long terme des logatomes lus par le locuteur et la locutrice. Ce bruit est filtré en passe haut, à l'aide d'un filtre Butterworth¹⁹, avec une pente de 108 dB/octave et une fréquence de coupure de 1,5 kHz. A chaque stimulus vocal est ajouté un rapport signal sur bruit (RSB) de 12 dB pour ne pas utiliser les indices acoustiques des bandes de transition au dessus de 1,5 kHz.

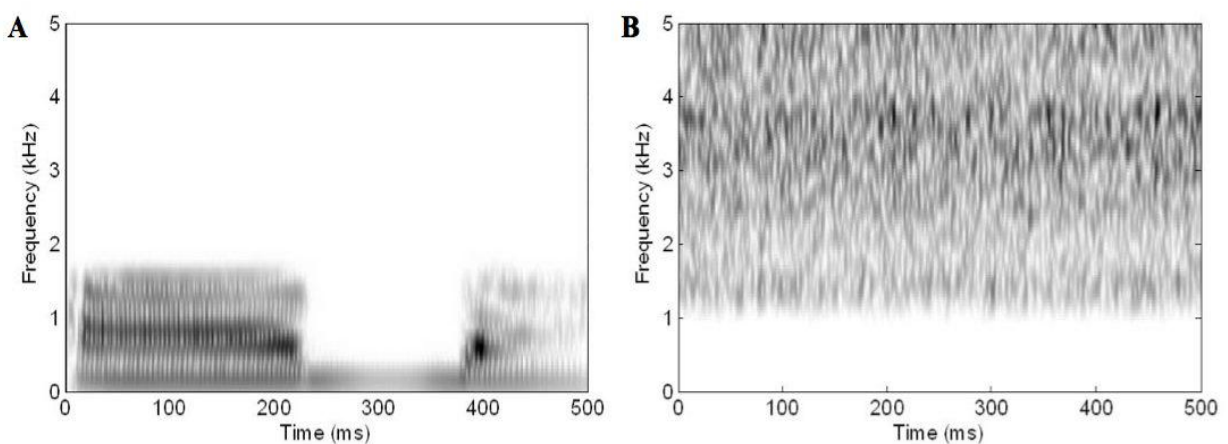


Figure 11 :

« A : Spectrogramme du signal /aba/ filtré passe-bas (< 1,5 kHz)

B : Spectrogramme d'un SSN filtré passe haut (> 1,5 kHz).

L'intensité est codée par le niveau de gris » [18]

¹⁸ Un SSN est un bruit quasiment stationnaire.

¹⁹ Filtre Butterworth : c'est un filtre numérique très performant permettant d'obtenir des pentes d'atténuation très élevées, ce qui permet d'assurer une sélectivité fréquentielle très franche.

B) Bruits masquants

A chaque signal vocal est ajouté un SSN masquant filtré passe bas, à l'aide d'un filtre Butterworth, avec une pente de 216 dB/octave et une fréquence de coupure de 1,5 kHz.

Ce bruit est de plus soit :

- stationnaire,
- modulé temporellement,
- modulé spectralement.

Le bruit stationnaire : il permet d'obtenir une valeur de référence à laquelle nous pourrions comparer les performances obtenues dans les autres conditions.

Le bruit modulé temporellement : le SSN filtré passe bas est modulé en amplitude à l'aide d'une fonction carrée à une cadence de 8 Hz et une profondeur de modulation de 100%.

L'expression qui décrit ce masque $M(t)$ est :

$$M(t) = [1 + m \cdot \text{square}(2\pi \cdot f_m \cdot t + \Phi)] \cdot n(t)$$

La profondeur de modulation²⁰ (m) est de 100% et la fréquence de modulation (f_m)²¹ est de 8Hz. La phase Φ débute aléatoirement pour chaque stimulus et $n(t)$ représente l'évolution du SSN. Enfin « square » correspond, dans cette équation, à un signal carré avec une amplitude maximale de +1 et minimale de -1 et une période égale à $1/f_m$. Le pourcentage de temps dans une période durant lequel le signal positif est appelé « duty cycle : DC²² ». Le DC, du SSN filtré passe-bas et modulé en amplitude, est égal à 25% ou à 50%. Nous pouvons poser l'hypothèse que les normo-entendants devraient pouvoir extraire des informations importantes avec un DC = 50% puisque l'écart temporel est court (figure 8 A). Alors que les malentendants ont perdu cette capacité à décoder et utiliser la structure temporelle fine (TFS), c'est pourquoi ils préféreront probablement un DC= 25% où les creux temporels sont plus importants (figure 12 B).

²⁰ Profondeur de modulation : c'est le contraste entre pics et creux d'énergie du masque.

²¹ Fréquence de modulation : donne la durée des instants de silence au sein du bruit.

²² DC= rapport cyclique.

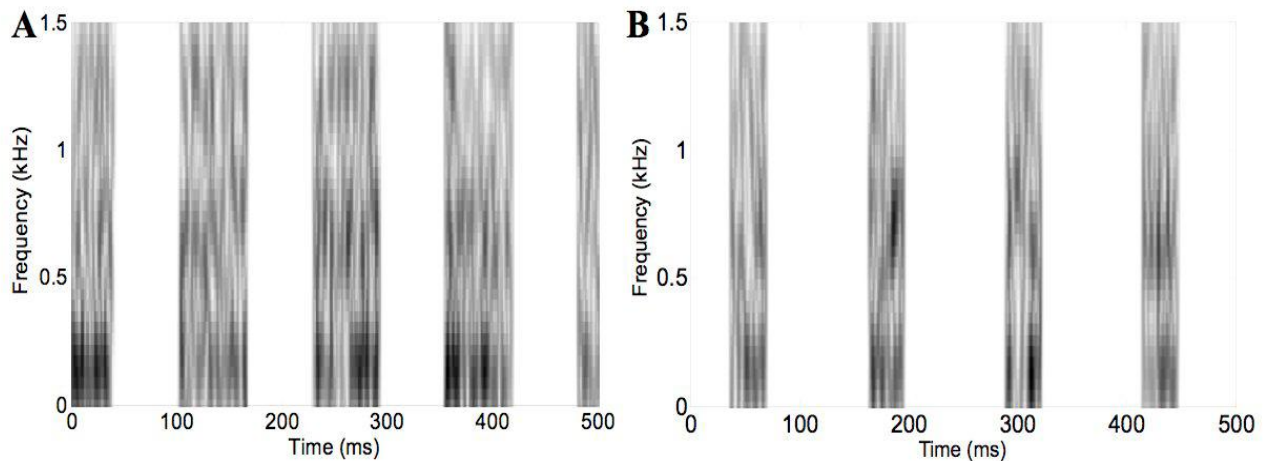


Figure 12 : « Spectrogramme d'un SSN filtré passe-bas (< 1,5 kHz) et modulé en amplitude (fréquence = 8 Hz, profondeur = 100 %) avec un DC = 50% : A et un DC = 25 % : B. L'intensité est codée par les niveaux de gris » [18]

Le bruit modulé spectralement : le SSN filtré passe bas passe à travers une série de 32 filtres gammatones (sans chevauchement) de largeur égale à 1 ERB²³ (equivalent-rectangular-bandwidth) et centrés entre 80 et 8020 Hz. En réglant le signal de sortie de certains filtres à zéro on obtient un bruit modulé spectralement. Les signaux des filtres remis à zéro seront choisis aléatoirement, on obtiendra donc trois conditions différentes :

- 1 ERB/2 : sur deux filtres spectraux, un filtre spectral sur deux est remis à zéro. (Figure 13 C),
- 2 ERB/4 : deux filtres spectraux sur quatre sont remis à zéro. (Figure 13 B),
- 3 ERB/4 : trois filtres spectraux sur quatre sont remis à zéro. (Figure 13 A).

Ce filtrage produit une série de creux spectraux visible sur les figures suivantes :

²³ Un ERB= correspond à la largeur d'un filtre auditif à une fréquence donnée, selon Brian MOORE.

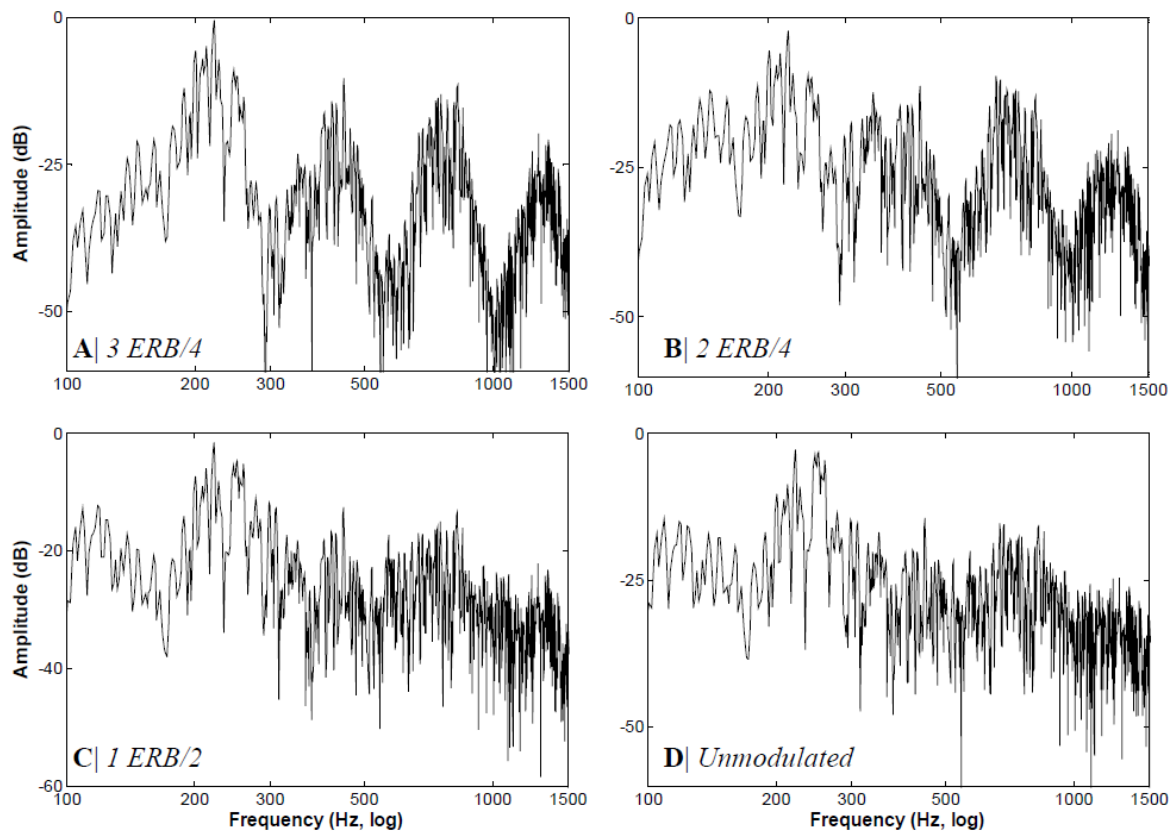


Figure 13 : « Module du spectre à long terme d'un SSN filtré passe-bas (< 1,5 kHz) et modulé en fréquence dans les conditions : A : 3ERB/4, B : 2ERB/4, C : 1ERB/4, D : stationnaire » [18]

Les normo-entendants et les malentendants devraient mieux comprendre dans le bruit quand un plus grand nombre de filtres dont le signal passe par zéro est activé, c'est-à-dire dans la condition 3 ERB/4 comparée aux deux autres conditions. On peut aussi supposer que les normo-entendants et malentendants ne devraient pas être gênés par la diminution des creux spectraux dans la bande passante dans la condition 1 ERB/2 par rapport aux deux autres conditions parce qu'ils ont une sélectivité fréquentielle normale.

Dans chaque condition expérimentale, le SSN filtré passe bas est ajouté à chaque signal vocal à un certain rapport signal sur bruit calculé à partir des valeurs de puissance moyenne des stimuli (VCV) du bruit stationnaire et modulé : 0 dB ; -3dB ou -6dB.

En choisissant ces valeurs, on obtiendra un seuil maximal (seuil obtenu dans le silence) et un seuil minimal (seuil de chance ou hasard : 6,25% (=1/16x100), 16 correspond aux 16 choix de consonnes possibles.)

2) Procédure expérimentale

L'expérimentation se déroule en plusieurs séances (généralement 4) d'environ 1h30 chacune dans la même cabine insonorisée. Les sujets testés sont venus une fois par semaine avec un écart maximum de dix jours entre deux séances puisque l'on a un délai d'entraînement important à respecter.

Les tests se sont déroulés au laboratoire « ENTENDRE » de Versailles pour les malentendants.

Les normo-entendants ont été testés dans des cabines insonorisées du laboratoire Psychologie de la perception de l'Ecole Normale Supérieure de Paris²⁴ par Agnès Léger.

Suite à la vérification de l'audiogramme, les tests peuvent commencer.

On effectue la moyenne des seuils entre 1000 et 2000 Hz sur l'oreille sélectionnée :

$$\frac{\text{seuil à 1000 Hz} + \text{seuil à 1500 Hz} + \text{seuil à 2000 Hz}}{3}$$

Si cette moyenne est supérieure à 20 dB HL, il faut la diviser par deux pour obtenir le niveau dit « d'amplification »²⁵, qui correspond au nombre de dB qu'on ajoute au niveau de stimulation des normo-entendants. Pour ceux-ci, le signal de parole est émis à 65 dB. Le niveau de stimulation correspond à l'intensité d'émission des listes qui est comprise entre 65 dB et 80 dB suivant la perte auditive. Le but est de pouvoir étudier la perte d'intelligibilité, indépendamment de la perte d'audibilité.

On explique le déroulement de l'expérimentation au patient en lui donnant un exemple pour être certain qu'il ait assimilé la consigne. Avant de commencer l'expérimentation on lui lira les 16 consonnes se trouvant sur l'interface pour qu'il les identifie correctement.

²⁴ Laboratoire Psychologie de la Perception Equipe Audition, Ecole Nationale Supérieure : Département d'Etudes cognitives, 29 rue d'Ulm, 75005 Paris.

²⁵ Seulement quatre niveaux d'amplification sont possibles : 0, 5, 10 et 15 dB.

Exemple : pour un auditeur présentant des seuils de 25, 20 et 25 dB HL à 1, 1.5, et 2 kHz respectivement, la moyenne dans cette région fréquentielle est de 23,33 dB HL. On doit diviser cette moyenne par deux (supérieure à 20 dB HL), on obtient 11,67 dB d'amplification, ce qui revient, avec l'arrondi, à appliquer une amplification de 10 dB. On présente alors le signal à une intensité de (65+10) 75 dB pour cet auditeur. Si le sujet obtient une moyenne inférieure à 20 dB HL, on n'applique pas d'amplification : le signal est présenté à 65 dB, comme pour les normo-entendants.

On place le casque sur la tête du patient en s'assurant que le côté émettant correspond bien à l'oreille que l'on souhaite tester. L'ordinateur contrôle le bon déroulement de l'expérience.

Le sujet est assis devant l'ordinateur sur lequel se trouve l'interface suivante, créée par MATLAB :

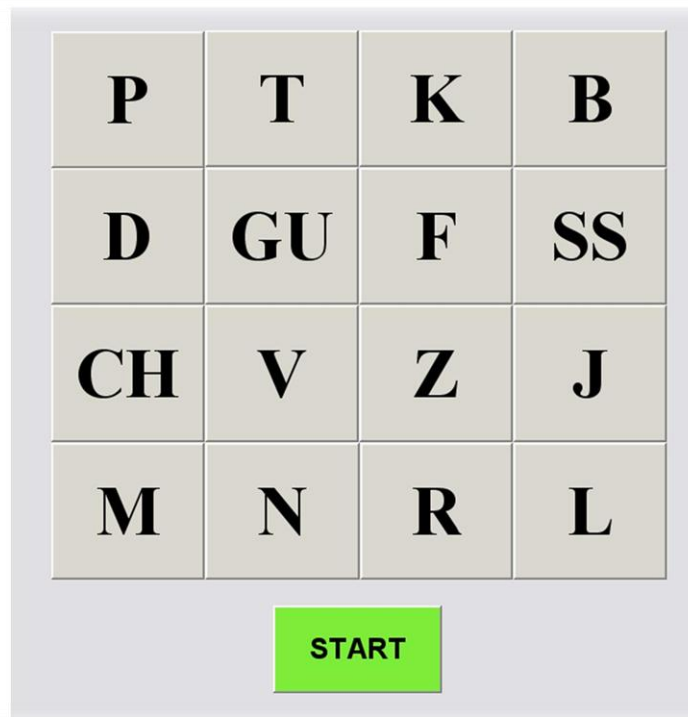


Figure 14 : «Interface de l'expérimentation »

Lorsque le patient souhaite commencer il appuie sur le bouton « START », il n'est pas limité en temps, mais il ne pourra pas entendre à nouveau le même mot. Sa tâche consiste à identifier la consonne entendue dans différentes conditions, une fois identifiée il devra utiliser la souris pour cliquer sur la consonne souhaitée. La sélection de la consonne permettra au test de se poursuivre en émettant un deuxième stimulus VCV.

Dans chaque session expérimentale, les quatre séries de 48 stimuli VCV, correspondant à une condition expérimentale donnée, sont présentées aléatoirement.

La première condition est un entraînement puisqu'elle se déroule dans le silence, cela permet de mettre en confiance le sujet testé, de s'assurer qu'il a bien compris la consigne, et de le familiariser avec le matériel. Les quatre premières séries correspondent au stimulus, non filtré, dans le silence où s'alternent les voix de la locutrice et du locuteur.

La deuxième condition correspond au stimulus (VCV), filtré passe bas avec le bruit filtré passe-haut.

Les six conditions suivantes sont présentées aléatoirement avec pour chacune les trois RSB (-6 ; -3 et 0 dB) également aléatoire :

- bruit stationnaire,
- bruit modulé temporellement avec DC= 25%,
- bruit modulé temporellement avec DC= 50%,
- bruit modulé spectralement avec 3ERB/4,
- bruit modulé spectralement avec 2ERB/4,
- bruit modulé spectralement avec 1ERB/2.

A la fin de chaque session expérimentale, le pourcentage d'identification correcte des consonnes est calculé à l'aide du logiciel MATLAB et une matrice de confusions est également établie à partir des 192 VCV (4x48) pour cette condition expérimentale. On rappelle que le niveau de hasard d'obtention de bonnes réponses est de 6,25 %.

3) *Choix des sujets malentendants : critères d'exclusion et d'inclusion*

Une anamnèse est réalisée auprès des auditeurs avant le début des tests ainsi qu'une otoscopie. Avant chaque nouvelle session, une otoscopie sera réalisée pour s'affranchir de toute pathologie du conduit auditif externe. (Bouchons de cérumen...)

A) Surdité

Pour notre étude, les sujets malentendants devaient avoir une audition comprise entre 0 et 30 dB HL entre 125 et 2000 Hz. Et, pour que le facteur d'audibilité n'entre pas en compte, une perte d'audition pour les fréquences supérieures à 2000 Hz. Cette perte pouvant être plate ou en pente. La perte doit être uniquement perceptionnelle, c'est la raison pour laquelle nous réalisons un audiogramme tonal en conduction aérienne et en conduction osseuse. La vocale doit atteindre 100% d'intelligibilité dans le silence, nous utilisons les listes de mots dissyllabiques de Fournier (Annexe 1 p.62).

Nous obtenons les audiogrammes suivants :

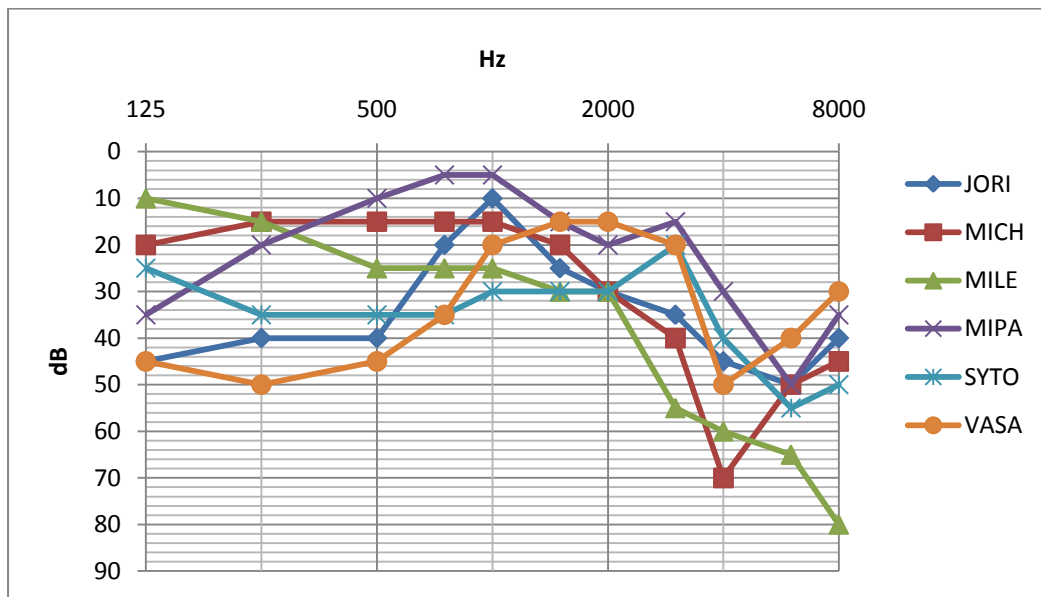


Figure 15 : « Audiogramme tonal des six malentendants »

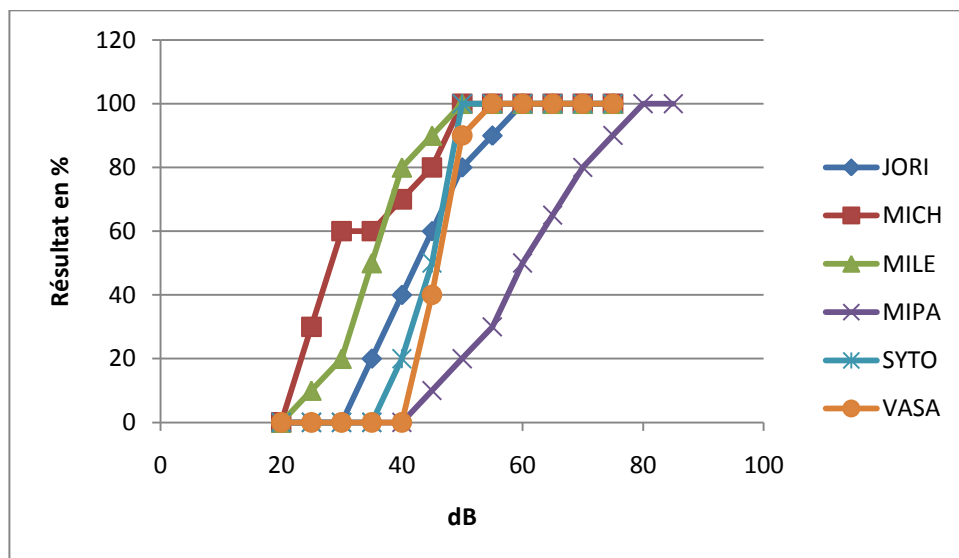


Figure 16 : « Audiogramme vocal des six malentendants »

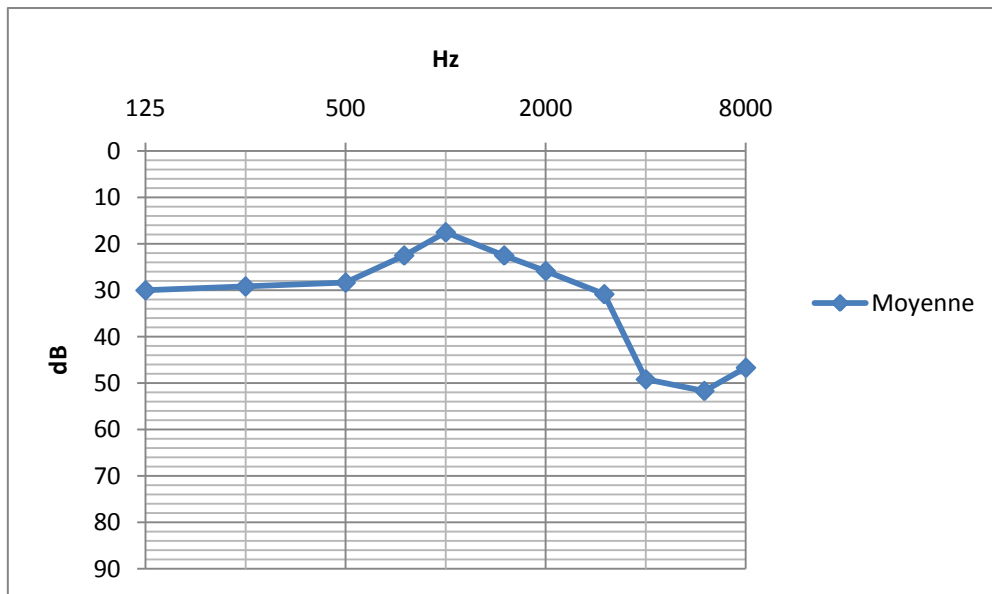


Figure 17 : « Audiogramme tonal moyen des six malentendants »

Les audiogrammes tonaux des normo-entendants sont présentés dans l'annexe 2(p.65).

B) Age

Les sujets seront choisis au sein d'une gamme d'âge assez large, la restriction se faisant par les sujets eux-mêmes : plus de possibilités de déplacements, problèmes de disponibilités, pertes de mémoire, troubles du langage et de la parole... L'âge minimum étant la majorité. La moyenne d'âge des malentendants sélectionnés est de 62,3 ans et celle des normo-entendants de 22 ans.

C) Oreille

L'étude se fait en écoute monaurale afin d'éviter toute différence pouvant être due à la sollicitation de zones corticales différentes. Dans le cadre de notre étude, une oreille par patient correspondant aux critères cités ci-dessus suffira pour la réalisation de l'étude. Face à une surdité bilatérale symétrique, on privilégiera l'oreille droite car elle correspond au cerveau gauche qui est le siège de la zone du langage. Pour cette étude nous avons chez les malentendants trois oreilles droites et trois oreilles gauches et chez les normo-entendants : trois oreilles droites.

D) Critères d'exclusion

Toute personne présentant une maladie de Ménière (maladie du vestibule avec une surdité fluctuante, des acouphènes et des vertiges) ne pourra subir ces tests du fait de la fluctuation de son audition, de même les personnes présentant des acouphènes invalidants ne seront pas sélectionnées.

Toute personne présentant une dyslexie²⁶ ou ayant eu des troubles neurologiques (Accident Vasculaire Cérébral) ne pourra réaliser ces tests du fait du risque de confusion entre les différentes consonnes lors de la lecture.

Seuls les natifs de langue française peuvent participer à ces tests.

E) Sujets sélectionnés

Tous les auditeurs sélectionnés sont bénévoles, informés du but de l'étude et signent un formulaire de consentement éclairé avant le début des tests (Annexe 3 p.66).

Neuf sujets ont accepté d'être testés, six sont malentendants et trois sont normo-entendants. Nous obtenons deux groupes : les normo-entendants, et les malentendants. Tous les auditeurs malentendants sont des patients du laboratoire « ENTENDRE » de Versailles.

²⁶ « Dyslexie : trouble de l'apprentissage de la lecture, lié à une difficulté particulière à identifier les lettres, les syllabes, ou les mots qui se manifeste en l'absence de tout déficit visuel, auditif ou intellectuel et malgré une scolarisation normale. » : WIKIPEDIA

4) Résultats

A) Description des résultats

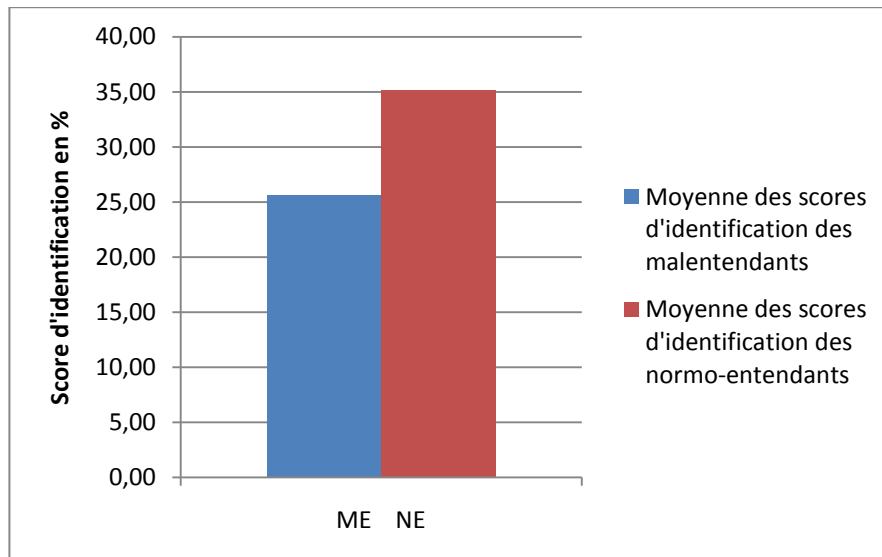


Figure 18 : « Différence de performances entre des sujets malentendants et normo-entendants dans le silence »

Pour les sujets normo-entendants la performance d'identification des consonnes dans le silence est de 35 % alors qu'elle est de 25,2% pour les malentendants. La performance moyenne d'identification est meilleure chez les normo-entendants. On peut aussi constater que ce sont les meilleurs scores d'identification obtenus que ce soit pour les malentendants ou les normo-entendants.

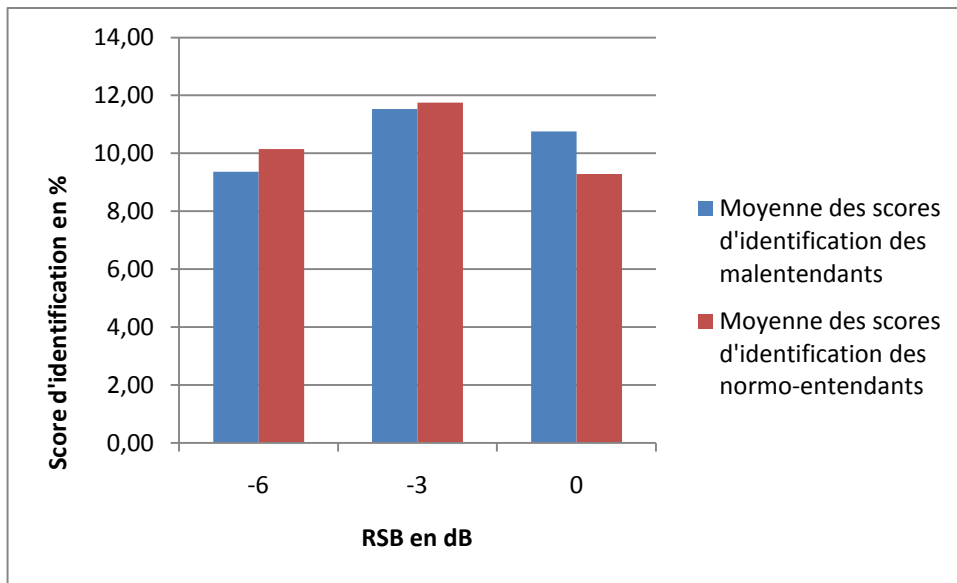


Figure 19 : « Différence de performances entre des sujets malentendants et normo-entendants dans un bruit stationnaire »

Les moins bons scores d'identification sont observés dans le bruit stationnaire. Ce qui était attendu, d'après les conclusions d'études précédentes (Van Schijndel, 2001 ; [25], Gnansia et Lorenzi, 2009 ; [13]).

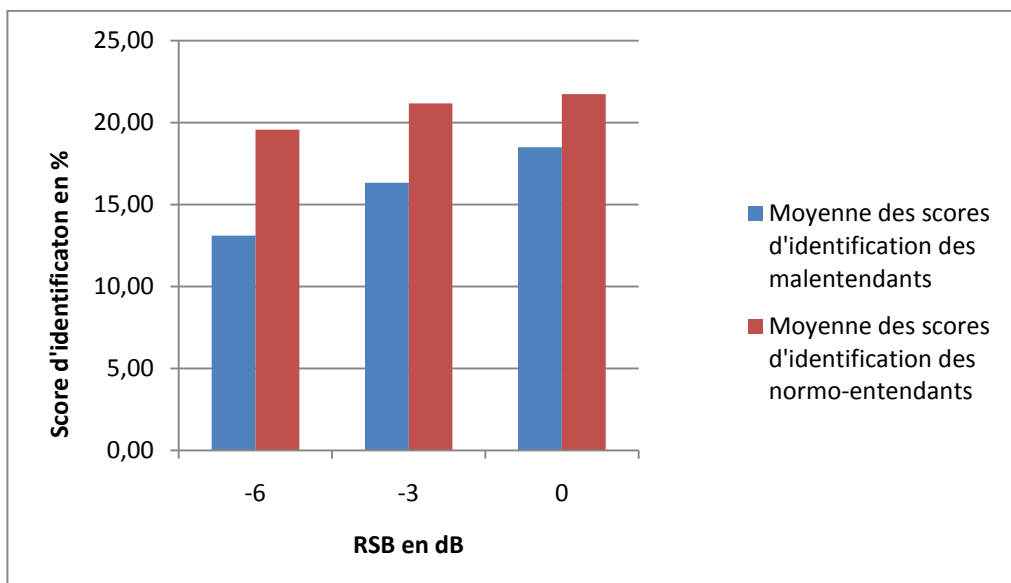


Figure 20 : « Différence de performances entre des sujets malentendants et normo-entendants dans un bruit fluctuant temporellement avec un DC = 25% »

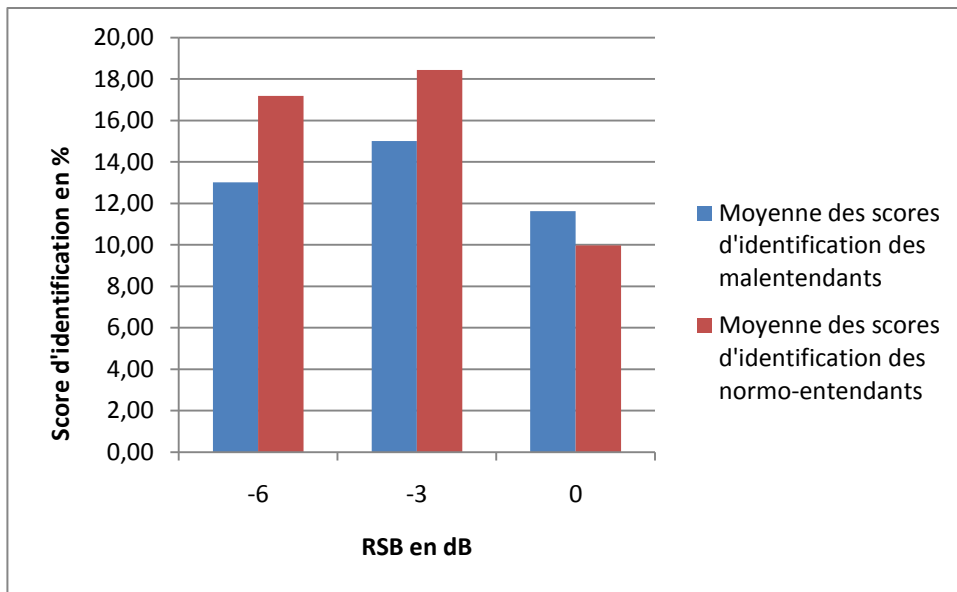


Figure 21 : « Différence de performances entre des sujets malentendants et normo-entendants dans un bruit fluctuant temporellement avec un DC = 50 % »

Comme attendu, les malentendants ont de meilleurs résultats lorsque le rapport cyclique est de 25%.

Alors que l'on s'attendait à obtenir de meilleurs résultats chez les normo-entendants avec un rapport cyclique de 50% : il n'en est rien, ils ont des scores semblables, que le rapport cyclique soit de 25% ou de 50%.

Les malentendants ont globalement de moins bons résultats que les normo-entendants pour cette étude temporelle.

On peut donc en conclure qu'un rapport cyclique égal à 50% est moins favorable pour l'intelligibilité des consonnes.

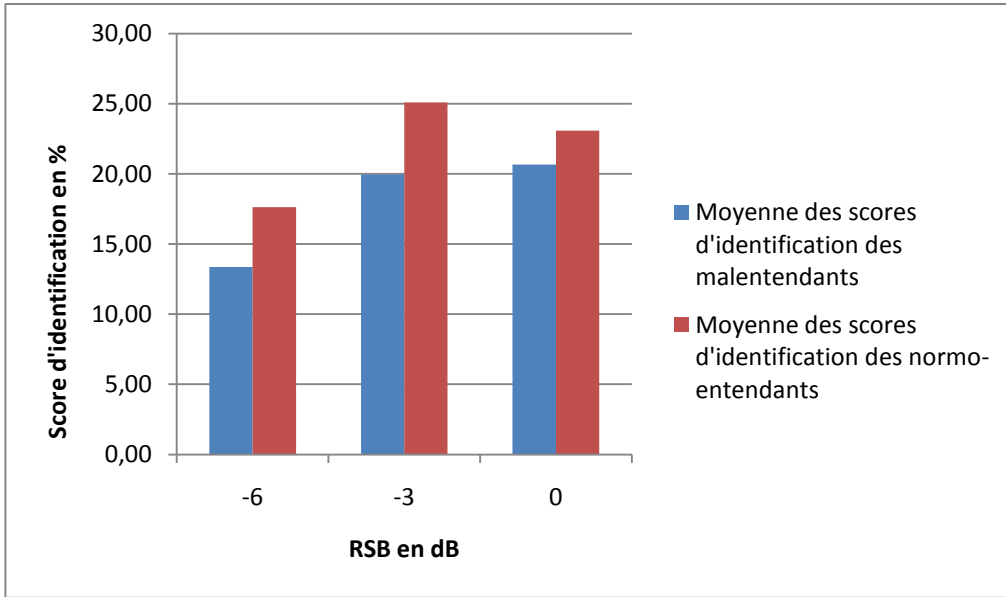


Figure 22 : « Différence de performances entre des sujets malentendants et normo-entendants dans un bruit modulé spectralement pour 3ERB/4 »

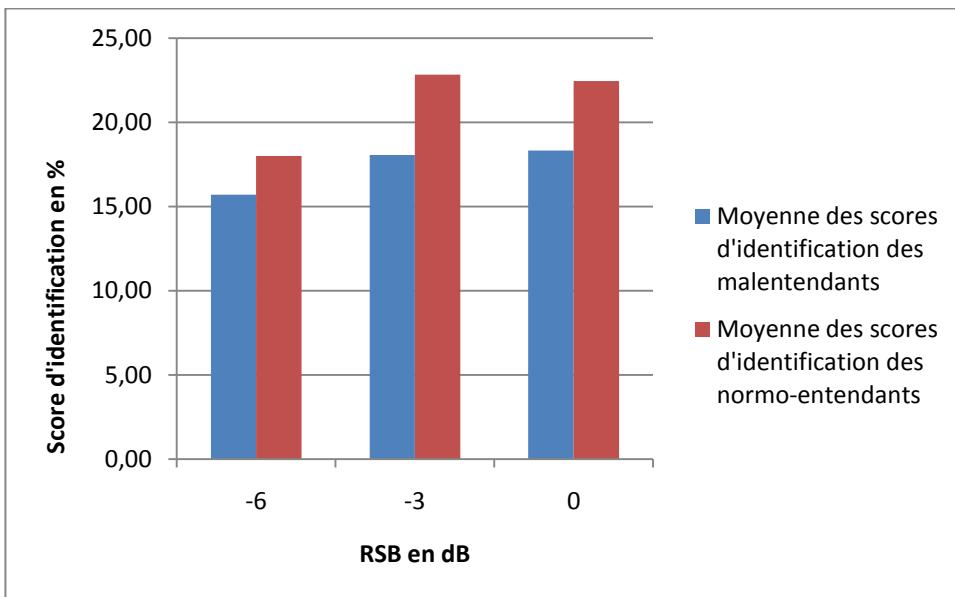


Figure 23 : « Différence de performances entre des sujets malentendants et normo-entendants dans un bruit modulé spectralement pour 2ERB/4 »

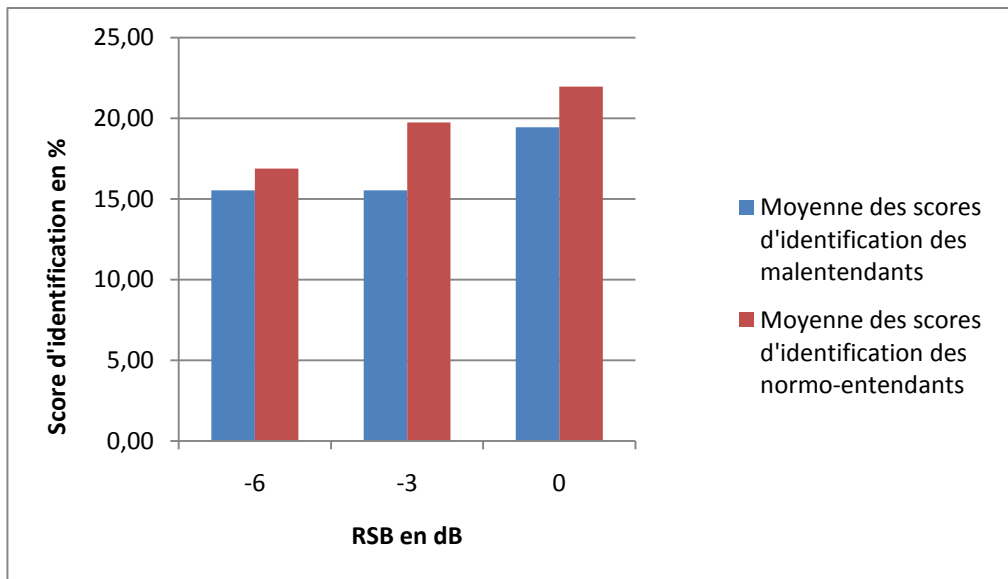


Figure 24 : « Différence de performances entre des sujets malentendants et normo-entendants dans un bruit modulé spectralement pour 1ERB/2 »

Pour l'étude spectrale, les auditeurs ont une meilleure compréhension lorsque trois filtres spectraux sur quatre sont remis à zéro. On obtient des résultats très proches dans les conditions 2ERB/4 et 1ERB/2.

Si l'on compare les modulations spectrales et temporelles :

- Les performances des sujets malentendants et normo-entendants sont meilleures avec un bruit modulé spectralement, quelle que soit sa valeur, qu'avec un bruit modulé temporellement dont le rapport cyclique est de 50%,
- Lorsque le rapport signal sur bruit est de -6 dB, les normo-entendants ont de moins bons résultats lorsque le bruit est modulé spectralement que lorsqu'il est modulé temporellement avec un rapport cyclique de 25%, alors que les malentendants obtiennent les résultats inverses,
- Lorsque le rapport signal sur bruit est de -3 dB, les malentendants et les normo-entendants ont de meilleurs résultats avec une modulation spectrale de 3ERB/4 et de 2ERB/4, qu'avec une modulation temporelle dont le rapport cyclique est de 25%,

- Lorsque le rapport signal sur bruit est de 0 dB, les malentendants et normo-entendants ont de meilleurs résultats lorsque le bruit est modulé spectralement, quelle que soit sa valeur, qu'avec un bruit modulé temporellement dont le rapport cyclique est de 50%.

On constate également que les résultats sont meilleurs lorsque le rapport signal sur bruit augmente, sauf dans le cas du bruit stationnaire (RSB=0 dB), et dans le cas du bruit modulé temporellement avec un rapport cyclique de 50% (RSB=0 dB).

On peut en conclure que les meilleurs scores d'identifications sont obtenus dans le silence, que dans la majorité des cas, les malentendants ont des scores plus faibles que les normo-entendants, ce qui est cohérent avec ces études : Dubno, 2002 ; [8] et Gnansia, 2009 ; [13], et que tous les auditeurs présentent de meilleurs scores d'identification avec des bruits modulés spectralement ou temporellement qu'avec un bruit stationnaire.

B) Tests statistiques

Une analyse de variance et de régression sont des tests statistiques qui sont réalisés pour analyser les résultats.

Analyse de variance

Une analyse de variance, (ANALYSIS OF VARIANCE : ANOVA), est réalisée afin de pouvoir analyser les résultats statistiques obtenus. Ce test statistique permet de comparer plusieurs groupes simultanément sur un critère quantitatif (ou plusieurs moyennes). Il permet aussi de vérifier que plusieurs échantillons sont issus d'une même population.

L'analyse de variance aboutit à la présentation de plusieurs valeurs, dont les valeurs p et F qui nous intéressent.

Concernant p : c'est la probabilité que les variables considérées ne soient pas liées significativement, ou que les moyennes ne diffèrent pas significativement. Plus la valeur p est petite, et plus les variables sont liées, ou les moyennes diffèrent.

F : test de FISHER, ou test F : est un test d'hypothèse statistique qui permet de tester l'égalité de variances (par exemple : $\widehat{\sigma}_1^2$ et $\widehat{\sigma}_2^2$) en faisant le rapport de ces deux variances.

A partir des estimations ($\widehat{\sigma}_1^2$ et $\widehat{\sigma}_2^2$) obtenues avec les échantillons, peut-on tester l'hypothèse ($H_0 : \sigma_1^2 = \sigma_2^2$) que les variances des populations sont égales ?

On compare alors les variances, avec la convention de placer la variance la plus grande au numérateur, (n_1 -ddl : étant le degré de liberté du numérateur et n_2 -ddl celui du dénominateur) :

$$F_{n_2-1ddl}^{n_1-1ddl} = \frac{\widehat{\sigma}_1^2}{\widehat{\sigma}_2^2}$$

$F_{n_2-1ddl}^{n_1-1ddl}$ est comparé à une valeur tabulée au risque α (il existe une table de Fisher par risque).

Si $F_{n_2-1ddl}^{n_1-1ddl}$ calculé $<$ $F_{n_2-1ddl}^{n_1-1ddl}$ tabulé α : la différence est non significative entre les variances.

Si $F_{n_2-1ddl}^{n_1-1ddl}$ calculé \geq $F_{n_2-1ddl}^{n_1-1ddl}$ tabulé α : la différence est significative entre les variances.

F et p sont calculés à partir des scores d'identification de la parole dans les différentes conditions testées.

Analyse de régression

Pour observer une relation entre les résultats en conditions temporelles (moyennées) et spectrales (moyennées), une analyse de régression est effectuée à partir des scores d'identification obtenus. Cette méthode statistique repose sur l'étude de la corrélation entre variables. Pour obtenir une idée de la valeur de corrélation, on calcule le coefficient de détermination R^2 qui correspond au carré du coefficient de corrélation.

C) Discussion

- Lors de l'analyse de variance, nous avons défini F et p qui sont calculés à partir des scores d'identification de la parole dans les différentes conditions testées.

Nous réalisons tout d'abord une analyse de la différence entre les résultats dans le bruit stationnaire et dans le bruit modulé afin de déterminer si la modulation a eu un effet significatif sur les performances d'intelligibilité.

L'effet de la modulation temporelle, avec, respectivement, DC=25% et DC=50%, c'est-à-dire la différence entre les résultats dans cette condition, et en présence d'un bruit non modulé, est non significatif respectivement $[F(1,5)=5,01, p=0,08]$ et $[F(1,5)=2,22, p=0,19]$.

L'effet de la modulation spectrale, avec, respectivement, trois trous spectraux sur quatre filtres (3ERB/4) et, avec deux trous spectraux sur quatre filtres (2ERB/4), c'est-à-dire la différence entre les résultats dans cette condition, et en présence d'un bruit non modulé, est respectivement significatif $[F(1,5)=16,31, p<0,01]$ et $[F(1,5)=14,19, p<0,05]$.

L'effet de la modulation spectrale, avec un trou spectral sur deux filtres (1ERB/2), c'est-à-dire la différence entre les résultats dans cette condition, et en présence d'un bruit non modulé, est non significatif $[F(1,5)=17,51, p<0,01]$.

On peut en conclure que la modulation a eu un effet significatif sur les performances, en l'occurrence, un effet positif puisque les résultats sont meilleurs avec une modulation quelle qu'elle soit, qu'avec un bruit stationnaire.

On réalise également une analyse de la différence entre les résultats obtenus avec les différents types de modulation temporelle et spectrale pour déterminer si les variations de la modulation ont eu un effet significatif sur les performances.

L'effet du type de modulation temporelle, c'est-à-dire la différence entre les résultats dans les deux conditions, avec un bruit modulé temporellement, est non significatif $[F(1,5)=3,94, p=0,1]$.

L'effet du type de modulation spectrale, c'est-à-dire la différence entre les résultats dans les trois conditions, avec un bruit modulé spectralement, est non significatif [$F(2,10)=1,41$, $p=0,29$].

On peut en conclure, que pour des modulations temporelles, les meilleurs résultats sont obtenus avec un rapport cyclique de 25%, et que, pour les modulations spectrales les résultats les meilleurs sont observés dans la condition 3 ERB/4.

- On réalise alors une analyse de corrélation entre les résultats en mode spectral et en mode temporel pour déterminer si la capacité à écouter la parole dans les bruits modulés temporellement, et la capacité à écouter la parole dans les bruits modulés spectralement sont liées. Le coefficient de détermination R^2 correspond au carré du coefficient de corrélation et donne une idée de la valeur de corrélation, tout en sachant que plus il est proche de 1, plus la corrélation entre les variables étudiées est forte.

Lorsque le rapport signal sur bruit est de -6 dB, la corrélation est significative ($R^2=75\%$, $p<0,05$) entre les conditions temporelles (moyennées) et spectrales (moyennées). Les résultats des analyses de régression entre ces deux conditions montrent que celles-ci sont liées.

Lorsque le rapport signal sur bruit est de -3 dB, la corrélation est marginalement significative ($R^2=65\%$, $p=0,05$) entre les conditions temporelles (moyennées) et spectrales (moyennées). Les résultats des analyses de régression entre ces deux conditions montrent que celles-ci sont liées.

Lorsque le rapport signal sur bruit est de 0 dB, la corrélation est significative ($R^2=67\%$, $p<0,05$) entre les conditions temporelles (moyennées) et spectrales (moyennées). Les résultats des analyses de régression entre ces deux conditions montrent que celles-ci sont liées.

Calculer le coefficient de corrélation entre deux variables revient à chercher à résumer la liaison qui existe entre ces deux variables à l'aide d'une droite. Les droites de régression sont calculées pour chaque valeur de rapport signal sur bruit.

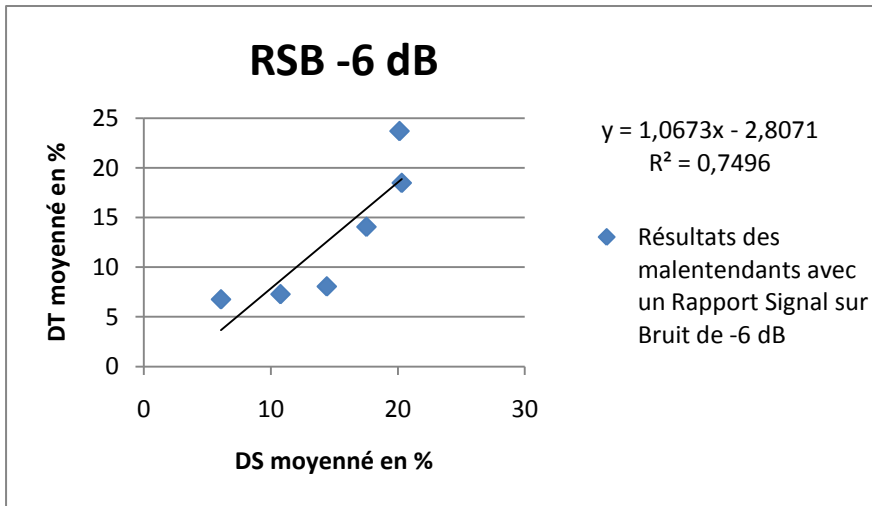


Figure 25 : « Démasquage temporel (DT) moyen en fonction du démasquage spectral (DS) moyen chez les malentendants avec un RSB de -6 dB »

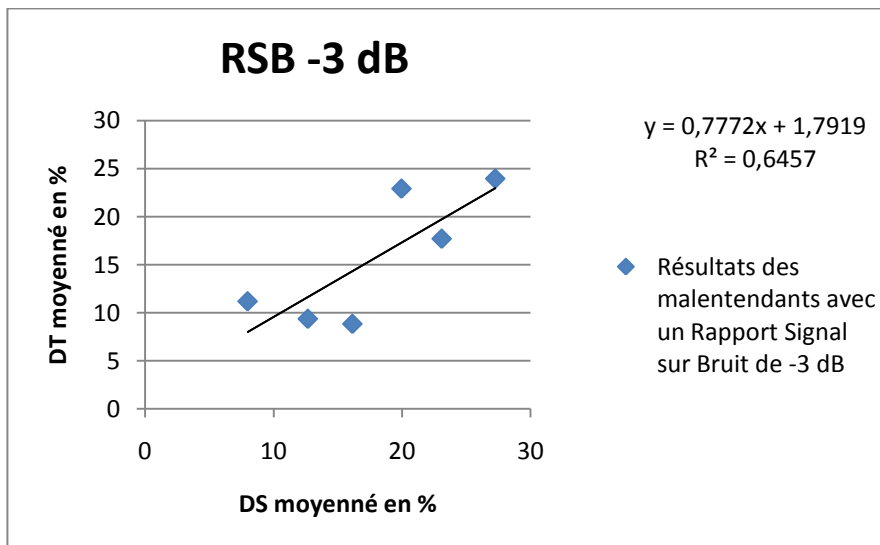


Figure 26 : « Démasquage temporel (DT) moyen en fonction du démasquage spectral (DS) moyen chez les malentendants avec un RSB de -3 dB »

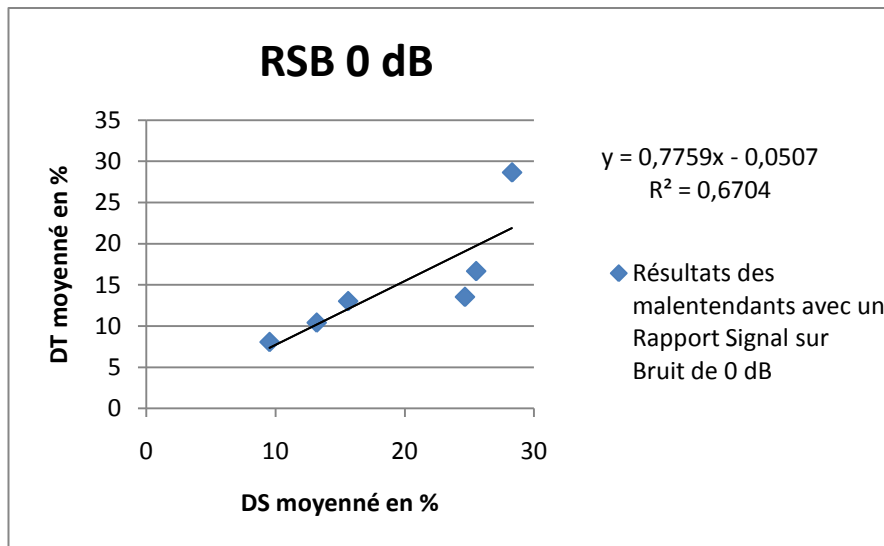


Figure 27 : « Démasquage temporel (DT) moyen en fonction du démasquage spectral (DS) moyen chez les malentendants avec un RSB de 0 dB »

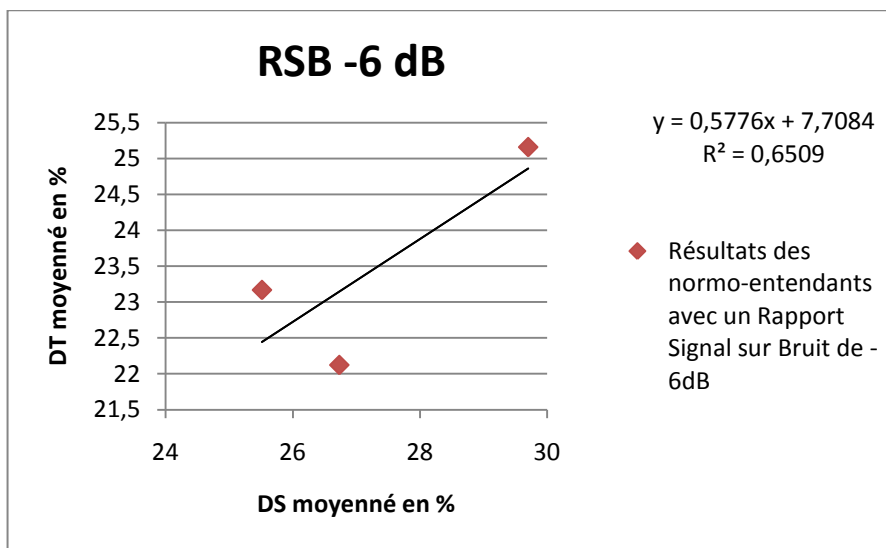


Figure 28 : « Démasquage temporel (DT) moyen en fonction du démasquage spectral (DS) moyen chez les normo-entendants avec un RSB de -6 dB »

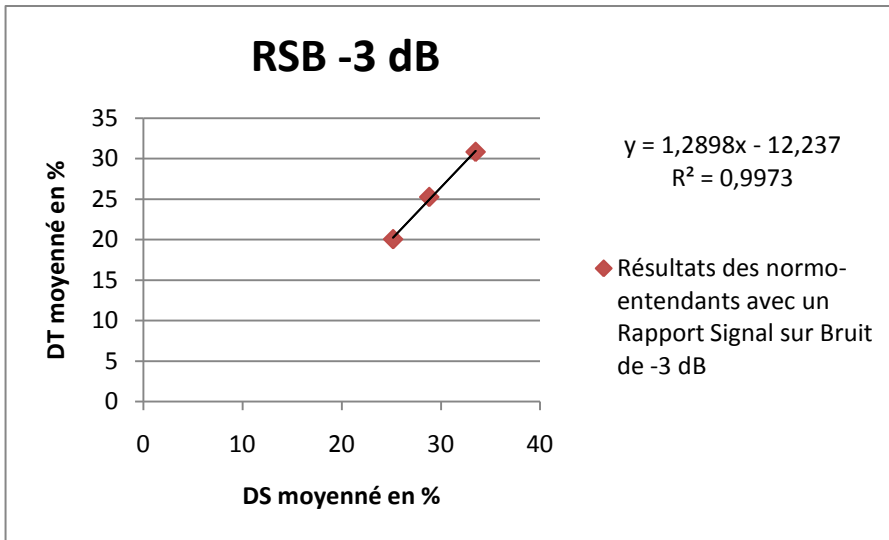


Figure 29 : « Démasquage temporel (DT) moyen en fonction du démasquage spectral (DS) moyen chez les normo-entendants avec un RSB de -3 dB »

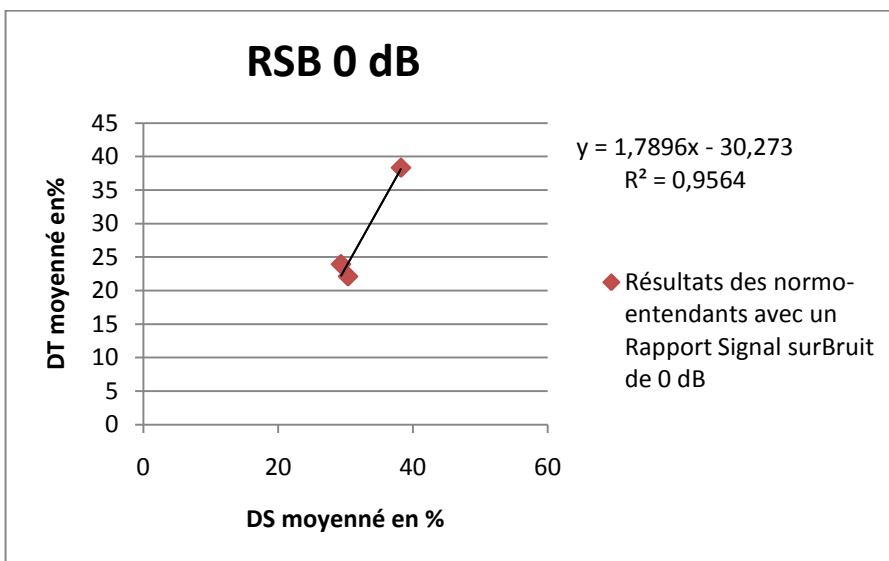


Figure 30 : « Démasquage temporel (DT) moyen en fonction du démasquage spectral (DS) moyen chez les normo-entendants avec un RSB de 0 dB »

Les coefficients de détermination sont globalement forts, les corrélations sont donc importantes entre les conditions spectrales et temporelles. Mais attention : corrélation n'est pas causalité !

Nous pouvons en conclure que ce qui est lié est la capacité à exploiter la modulation temporelle avec la capacité à exploiter la modulation spectrale. Cela laisse penser que d'un point de vue perceptif et fonctionnel, l'exploitation d'une modulation temporelle et spectrale aurait des points communs.

Nous pouvons alors émettre l'hypothèse d'une structure physiologique commune aux deux traitements aussi bien temporel que spectral au niveau de la structure acoustique de la parole.

CONCLUSION

Cette recherche met en évidence les troubles d'intelligibilité de la parole dans le silence et dans le bruit, dans la région fréquentielle 1000-2000 Hz chez des sujets malentendants présentant des seuils audiométriques normaux pour les fréquences comprises entre 1000 et 2000 Hz et une perte auditive pour les fréquences supérieures à 2000 Hz. Le but de l'étude était d'observer l'impact de la perte auditive dans quatre conditions : le silence, le bruit stationnaire, le bruit modulé temporellement et le bruit modulé spectralement.

En observant les scores d'identification des deux groupes de sujets, réalisés dans les mêmes conditions, on peut conclure que les normo-entendants ont de meilleurs scores que les malentendants, que les meilleures performances obtenues sont celles réalisées dans le silence, que les résultats obtenus avec un bruit modulé sont meilleurs que ceux obtenus avec un bruit stationnaire, et que les performances obtenues avec des modulations spectrales et temporelles dépendent des conditions imposées (rapport cyclique et filtres).

D'autre part nous avons pu conclure que le recrutement de sonie, la perte de sélectivité fréquentielle, la dégradation de la résolution temporelle, la perte de perception des informations de structure temporelle fine sont susceptibles d'affecter le démasquage de la parole chez les malentendants atteints de pertes auditives neurosensorielles.

Dans un bilan pré-prothétique, et lors du suivi du malentendant appareillé, il serait alors judicieux de réaliser une audiométrie vocale dans le bruit afin d'évaluer la difficulté des malentendants, en vue d'adapter et de régler leurs aides auditives de façon adéquate quelle que soit l'environnement sonore.

BIBLIOGRAPHIE

- [1] Assmann P., Summerfield Q.
"The Perception of Speech Under Adverse Conditions", chapitre 5
"Speech processing in the Auditory System"
Tome n°14, 2004, p.231-308.
- [2] Baer T. and Moore B.C.J.
"Effects of spectral smearing on the intelligibility of sentences in noise"
Journal of the Acoustical Society of America, 94, septembre 1993, p.1229-1241.
- [3] Baer T. and Moore B.C.J.
"Effects of spectral smearing on the intelligibility of sentences in the presence of interfering speech"
Journal of the Acoustical Society of America, 95, avril 1994, p.2277-2280.
- [4] Bronkhorst A.W. and Plomp R.
"Effect of multiple speechlike maskers on binaural speech recognition in normal and impaired hearing"
Journal of the Acoustical Society of America, 92, décembre 1992, p.3132-3139.
- [5] Debruille L. et Garnier S.
"Relation entre le niveau de la perte auditive neurosensorielle basse fréquence et l'intelligibilité de la parole. Rôle des informations acoustiques rapides."
Mémoire d'audioprothèse, faculté de médecine Paris VII, 2006.
- [6] Dubbelboer F. and Houtgast T.
"A detailed study on the effects of noise on speech intelligibility"
Journal of the Acoustical Society of America, 122, novembre 2007, p.2865-2871.
- [7] Dubno J.R., Horwitz A.R. and Ahlstrom J.B.
"Benefit of modulated maskers for speech recognition by younger and older adults with normal hearing"
Journal of the Acoustical Society of America, 111, juin 2002, p.2897-2907.
- [8] Dubno J.R., Horwitz A.R. and Ahlstrom J.B.
"Recovery from prior stimulation : Masking of speech by interrupted noise for younger and older adults with normal hearing"
Journal of the Acoustical Society of America, 113, avril 2003, p.2084-2094.
- [9] Ducourneau J.
"Cours d'Acoustique du Diplôme d'Etat d'Audioprothésiste, Faculté de Pharmacie de Nancy, 2007-2009"

- [10] Duquesnoy A.J.
 “Effect of a single interfering noise or speech source upon the binaural sentence intelligibility of aged persons”
 Journal of the Acoustical Society of America, 74, septembre 1983, p.739-743.
- [11] Fleuriot P., Garnier S., et Lorenzi C.
 “Effets d’une lésion cochléaire sur l’intelligibilité de la parole dans le bruit : Rôle des informations temporelles de structure fine”
 Les Cahiers de l’Audition, volume 20, n°4, juillet/août 2007, p.27-32.
- [12] George E.L.J.
 “Factors affecting masking release for speech in modulated noise for normal-hearing and hearing-impaired listeners”
 Journal of the Acoustical Society of America, 120, octobre 2006, p.2295-2311.
- [13] Gnansia D. et Lorenzi C.
 “De la parole et du bruit : L’organisation auditive de l’identification de la parole “
 In S.Dehaene (Ed), Actes du colloque “Aux origines du dialogue humain : Parole et musique”, Odile Jacob, Paris 2009, France.
- [14] Gnansia D., Péan V., Meyer B. and Lorenzi C.
 “Effects of spectral smearing and temporal fine structure degradation on speech masking release”
 Journal of the Acoustical Society of America, 125, juin 2009, p.4023-4033.
- [15] Gnansia D., de Cheveigné A., et Lorenzi C.
 “Intelligibilité dans le bruit et démasquage de la parole chez les sujets normo-entendants, malentendants et implantés cochléaires “
 Les Cahiers de l’Audition, volume 22, n°6, novembre/décembre 2009, p.9-42
- [16] Gustaffson H.A., and Arlinger S.D.
 “Masking of speech by amplitude-modulated noise”
 Journal of the Acoustical Society of America, 95, janvier 1994, p.518-529.
- [17] Horwitz A.R., Dubno J.R., and Ahlstrom J.B.
 “Recognition of low-pass-filtered consonants in noise with normal and impaired high-frequency hearing”
 Journal of the Acoustical Society of America, 111, janvier 2002, p.409-415.
- [18] Léger A., Lorenzi C. and Moore B.C.J.
 “Spectral and temporal masking release in the low-frequency range for normal-hearing and hearing-impaired listeners”
 Mémoire en Sciences Cognitives, Université Paris-Descartes, 2009.

- [19] Lorenzi C., Debruille L., Garnier S., Fleuriot P. and Moore B.C.J.
“Abnormal processing of temporal fine structure in speech for frequencies where absolute thresholds are normal (L)”
Journal of the Acoustical Society of America, 124, août 2008, p.1-5.
- [20] Peters R.W., Moore B.C.J. and Baer T.
“Speech reception thresholds in noise with and without spectral and temporal dips for hearing-impaired and normally hearing people”
Journal of the Acoustical Society of America, 103, janvier 1998, p.577-587.
- [21] Strelcyk O. and Dau T.
“Relations between frequency selectivity, temporal fine-structure processing, and speech reception in impaired hearing”
Journal of the Acoustical Society of America, 123, juillet 2008, p.3712-3765.
- [22] Takahashi G.A. and Bacon S.P.
“Modulation Detection, Modulation Masking, and Speech Understanding in Noise in the Elderly”
American Speech-Language-Hearing Association, 1992, p.1410-1421.
- [23] Ter Keurs M., Festen J.M., and Plomp R.
“Effect of spectral envelope smearing on speech reception. II”
Journal of the Acoustical Society of America, 93, mars 1993, p.1547-1552.
- [24] Toussaint B.
“Cours d’Audiologie de 2ème année d’Audioprothèse”
- [25] Van Schijndel N.H., Houtgast T., and Festen J.M.
“Effects of degradation of intensity, time, or frequency content on speech intelligibility for normal-hearing and hearing-impaired listeners”
Journal of the Acoustical Society of America, 110, juillet 2001, p.529-542.

TABLE DES FIGURES

Figure 1 : « Courbes isosoniques » [9]	5
Figure 2 : « Seuil relatif différentiel de tonie » [9].....	7
Figure 3 : « Graphique clinique de l'audiogramme tonal ».....	9
Figure 4 : « Décomposition de la structure temporelle du logatome /acha/ afin d'obtenir d'une part sa structure temporelle lente (enveloppe) et d'autre part sa structure temporelle rapide (structure fine) » [5].....	18
Figure 5 : « Performances d'identification correctes moyennes en (%) des sujets normo-entendants jeunes ou NE (en bleu), des patients malentendants jeunes ou MEj (en vert) et des patients malentendant âgés ou Mea (en rouge) pour les deux conditions de traitement « parole d'enveloppe » (env) et « parole de structure fine » (sf) et pour la tâche de « parole non dégradée » (nd) » [11]	19
Figure 6 : Représentation graphique d'un audiogramme vocal chez un normo-entendant ...	21
Figure 7 : « Equivalence phones-sones tracée à 1000 Hz » [9].....	22
Figure 8 : « Courbes permettant de déterminer le niveau de bruyance - Unité : Sone »	23
Figure 9 : « Courbes permettant de déterminer le niveau de nuisance - Unité : Noys » [9]..	24
Figure 10 : « A gauche : forme des filtres auditifs à 1 kHz pour 6 oreilles normo-entendantes (en haut) et malentendantes (en bas). A droite : facteur d'élargissement du filtre cochléaire par rapport à la largeur théorique (ERBN) (en haut), et par rapport à la largeur mesurée chez des sujets normo-entendants jeunes au même niveau sonore (en bas), à différentes fréquences » [15]	30
Figure 11 : « A : Spectrogramme du signal /aba/ filtré passe-bas (< 1,5 kHz) B : Spectrogramme d'un SSN filtré passe haut (> 1,5 kHz). L'intensité est codée par le niveau de gris » [18]	33
Figure 12 : « Spectrogramme d'un SSN filtré passe-bas (< 1,5 kHz) et modulé en amplitude (fréquence = 8 Hz, profondeur = 100 %) avec un DC = 50% : A et un DC = 25 % : B. L'intensité est codée par les niveaux de gris » [18]	35
Figure 13 : « Module du spectre à long terme d'un SSN filtré passe-bas (< 1,5 kHz) et modulé en fréquence dans les conditions : A : 3ERB/4, B : 2ERB/4, C : 1ERB/4, D : stationnaire » [18]	36
Figure 14 : « Interface de l'expérimentation »	38
Figure 15 : « Audiogramme tonal des six malentendants ».....	40
Figure 16 : « Audiogramme vocal des six malentendants »	40

Figure 17 : « Audiogramme tonal moyen des six malentendants »	41
Figure 18 : « Différence de performances entre des sujets malentendants et normo-entendants dans le silence »	43
Figure 19 : « Différence de performances entre des sujets malentendants et normo-entendants dans un bruit stationnaire »	44
Figure 20 : « Différence de performances entre des sujets malentendants et normo-entendants dans un bruit fluctuant temporellement avec un DC = 25% »	44
Figure 21 : « Différence de performances entre des sujets malentendants et normo-entendants dans un bruit fluctuant temporellement avec un DC = 50 % »	45
Figure 22 : « Différence de performances entre des sujets malentendants et normo-entendants dans un bruit modulé spectralement pour 3ERB/4 ».....	46
Figure 23 : « Différence de performances entre des sujets malentendants et normo-entendants dans un bruit modulé spectralement pour 2ERB/4 ».....	46
Figure 24 : « Différence de performances entre des sujets malentendants et normo-entendants dans un bruit modulé spectralement pour 1ERB/2 ».....	47
Figure 25 : « Démasquage temporel (DT) moyen en fonction du démasquage spectral (DS) moyen chez les malentendants avec un RSB de -6 dB ».....	52
Figure 26 : « Démasquage temporel (DT) moyen en fonction du démasquage spectral (DS) moyen chez les malentendants avec un RSB de -3 dB ».....	52
Figure 27 : « Démasquage temporel (DT) moyen en fonction du démasquage spectral (DS) moyen chez les malentendants avec un RSB de 0 dB »	53
Figure 28 : « Démasquage temporel (DT) moyen en fonction du démasquage spectral (DS) moyen chez les normo-entendants avec un RSB de -6 dB ».....	53
Figure 29 : « Démasquage temporel (DT) moyen en fonction du démasquage spectral (DS) moyen chez les normo-entendants avec un RSB de -3 dB ».....	54
Figure 30 : « Démasquage temporel (DT) moyen en fonction du démasquage spectral (DS) moyen chez les normo-entendants avec un RSB de 0 dB »	54

ANNEXES

Annexe 1 : listes dissyllabiques de Fournier

AUDIOMETRIE VOCALE

Listes dissyllabiques

J.-E. Fournier

Patient

Date	Voix		Voix		Voix		Voix		Voix	
	M	F	M	F	M	F	M	F	M	F
Audiomètre	F		F		F		F		F	
Opérateur	CD 2 piste									
	1	33 63	2	34 64	3	35 65	4	36 66	5	37 67
Observations	le bouchon		le râteau		le souci		le congé		le grillon	
	souper		donjon		tripot		mouton		terrain	
	rondin		sergent		balai		roseau		soulier	
	grumeau		crémier		vallon		frelon		gazon	
	rebut		niveau		saindoux		lapin		faisceau	
	glaçon		refrain		brigand		traité		billet	
	réchaud		veston		rouleau		caillot		rabais	
	coffret		forban		défi		radis		plateau	
	gamin		bûcher		bambin		bâton		cordon	
	clavier		cachot		secret		ruban		ticket	
	/ 10		/ 10		/ 10		/ 10		/ 10	

Voix		Voix		Voix		Voix		Voix	
M	F	M	F	M	F	M	F	M	F
CD 2 piste									
6	38 68	7	39 69	8	40 70	9	41 71	10	42 72
le pigeon		le repas		le dentier		le nougat		le poussin	
carnet		complot		boulon		devis		chevreau	
noyau		savon		hameau		baquet		forfait	
jardin		curé		conflit		débris		mari	
portrait		sanglot		bonnet		guichet		bosquet	
blason		poulet		fusil		bijou		garçon	
salut		chaînon		rayon		cahier		sifflet	
délai		sachet		bandeau		goujon		boitier	
sabot		remous		relais		dessin		cahot	
jumeau		coquin		canon		coteau		taudis	
/ 10		/ 10		/ 10		/ 10		/ 10	

AUDIOMETRIE VOCALE

Listes dissyllabiques

J.-E. Fournier

Patient _____

Date	Voix M	Voix M	Voix M	Voix M	Voix M
Audiomètre					
Opérateur	CD 2 piste				
	11 43	12 44	13 45	14 46	15 47
Observations	le parfum	le rideau	le turbot	le cheveu	le carton
	cachet	tampon	hoquet	citron	pruneau
	ravin	boudin	plastron	rocher	regret
	dragon	vacher	raisin	caveau	dément
	lilas	débit	croyant	soldat	répit
	récit	marteau	fourné	muguet	colon
	couvent	cadran	taquin	bouton	respect
	galon	requin	morceau	verrier	bilan
	courrier	goudron	normand	foumeau	dépôt
	crapaud	clocher	poisson	bassin	rachat
	/ 10	/ 10	/ 10	/ 10	/ 10

Voix M	Voix M	Voix M	Voix M	Voix M
CD 2 piste				
16 48	17 49	18 50	19 51	20 52
le coupon	le reflet	le sapin	le cadet	le crayon
marché	croquis	corset	bidon	château
doyen	moineau	charbon	jury	fusain
torrent	dégoût	serment	sursaut	délit
festin	projet	radeau	rentier	glouton
cliché	chausson	valet	flacon	baudet
drapeau	reçu	cousin	bourreau	dévoit
juron	déchet	foyer	piment	combat
pari	fragment	pardon	béton	profit
sujet	renom	hibou	lingot	cerveau
/ 10	/ 10	/ 10	/ 10	/ 10

AUDIOMETRIE VOCALE

Listes dissyllabiques

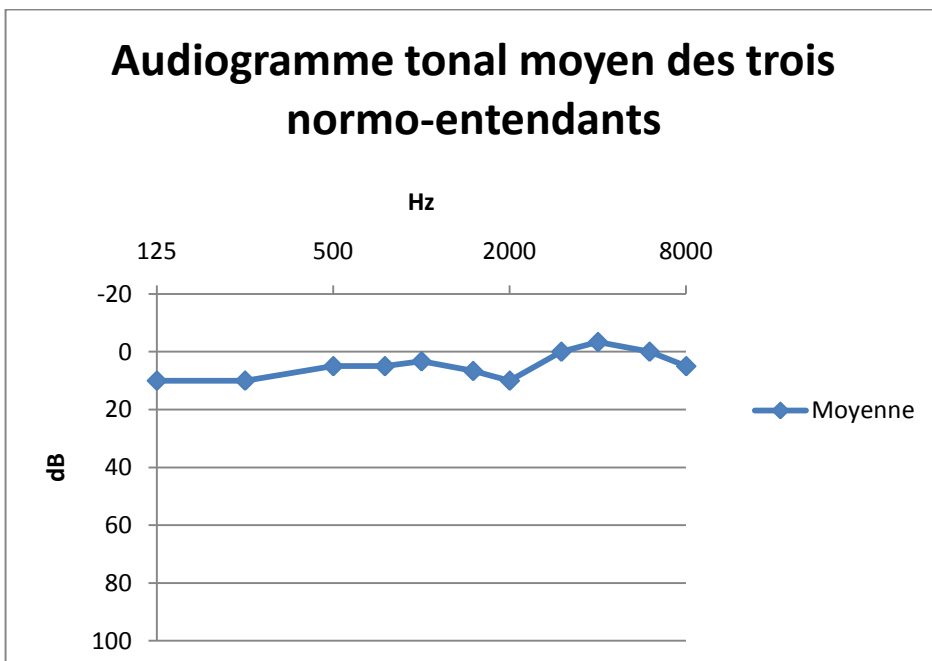
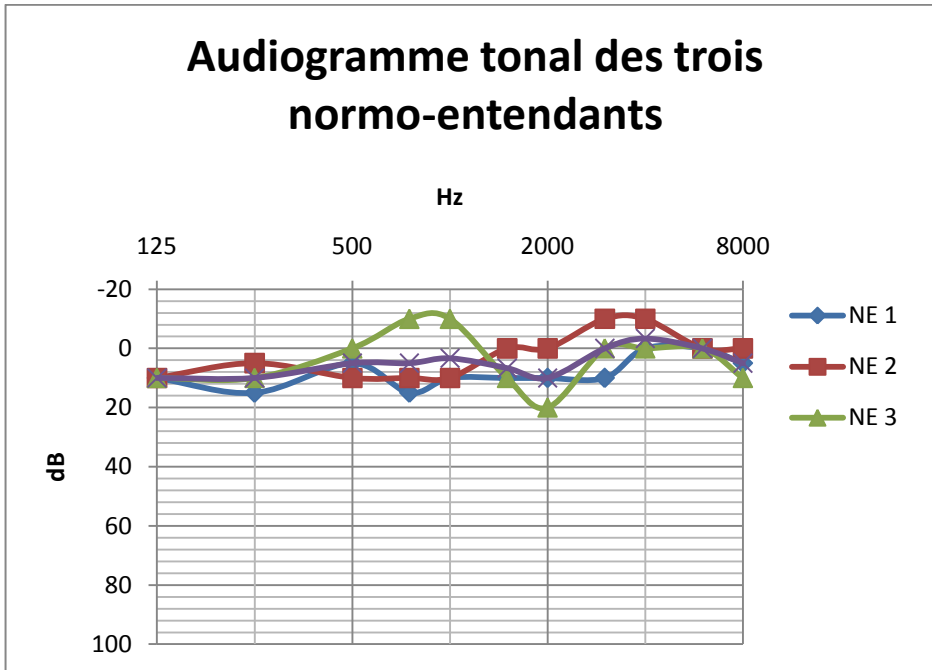
J.-E. Fournier

Patient _____

Date	Voix M	Voix M	Voix M	Voix M	Voix M
Audiomètre					
Opérateur	CD 2 piste				
	21 53	22 54	23 55	24 56	25 57
Observations	le logis	le tronçon	le fortin	le mandat	le baron
	destin	calot	troupeau	feuilleton	chagrin
	perdreau	banquet	sermon	gâteau	tableau
	chalet	mépris	navet	voilier	flocon
	fagot	jasmin	cadeau	fuseau	débat
	toupet	décret	fripon	volcan	buffet
	compas	taureau	témoin	chariot	dépit
	héron	patron	cornet	jalon	bouffon
	tricot	chemin	tapis	civet	vaisseau
	froment	fracas	convoi	gourdin	dossier
	/ 10	/ 10	/ 10	/ 10	/ 10

Voix M	Voix M	Voix M	Voix M	Voix M
CD 2 piste				
26 58	27 59	28 60	29 61	30 62
le corbeau	le rubis	le talon	le réseau	le gigot
fossé	volet	joyau	buisson	contrat
clairon	frisson	filet	pavé	fardeau
sentier	museau	diamant	genou	briquet
jarret	casier	coussin	bourgeon	melon
ruisseau	wagon	danger	gradin	réduit
ciment	grelot	manchot	filon	brochet
péché	jargon	degré	dîner	champion
début	gousset	couteau	traîneau	palais
maillot	monceau	neveu	capot	pinçon
/ 10	/ 10	/ 10	/ 10	/ 10

Annexe 2 : audiogrammes des normo-entendants



NOTICE D'INFORMATION

La présente recherche s'intitule : « **Mesures de la perception auditive dans le bruit : Effet de lésions cochléaires** » (*Evaluation psychophysique des effets d'une perte cochléaire en haute fréquence (> 2 kHz) sur l'intelligibilité de la parole dans le silence et dans le bruit et sur la capacité à utiliser les informations de structure fine*).

Le médecin investigateur principal de cette recherche est le Professeur Bernard Meyer Chef du Service d'ORL de l'Hôpital St Antoine. L'investigateur adjoint de cette recherche est le Professeur Christian Lorenzi.

Le CNRS (Représenté par Frédéric Dardel, Directeur scientifique Département Sciences du vivant, 3 rue Michel-Ange, 75794 - PARIS Cedex 16) promoteur de cette recherche a, conformément à la loi, contracté une assurance (contrat N° 16/8090641 souscrit auprès de la société GERLING). Cette étude est régie par le Code de la Santé Publique (loi du 9 août 2004, livre Ier, titre II).

➤ **But de l'étude** : une perte auditive, même restreinte aux hautes fréquences, entraîne une mauvaise intelligibilité de la parole, et ce en particulier dans le bruit. Cette étude vise à estimer votre capacité à comprendre des syllabes sans signification (comme « aba », « ipi », « uchu ») en présence de bruit, de manière à caractériser finement cette difficulté. Les informations acoustiques fréquentielles et temporelles ont été modifiées au sein des bruits, afin de préciser leurs rôles respectifs dans l'intelligibilité.

➤ **Déroulement de l'étude** :

Le test est contrôlé par un ordinateur. Il consiste en une mesure d'identification de consonnes présentées par voie auditive dans une salle calme. Ce test d'identification de consonnes consiste à écouter le mot sans signification joué sous casque, et de tenter d'identifier ce mot en présence d'un bruit de fond en choisissant une réponse possible parmi 16 consonnes. Plusieurs dizaines de mots seront joués. Vous ne serez pas informé(e) de la précision de vos réponses.

Le niveau sonore sera toujours confortable, et l'expérience sera contrôlée par un ordinateur. Vous serez testé(e) individuellement. Ces tests seront toujours réalisés en présence d'un investigateur scientifique qui s'assurera du bon déroulement des tests.

➤ **Durée de l'étude** : La participation consistera donc en 4 séances (d'environ 1h30 chacune) pendant lesquelles vous passerez cet examen audiométrique vocal.

- Ces tests auditifs ne vous font courir aucun danger particulier.
- Ces mesures n'ont aucun effet secondaire.
- Vous êtes libre d'accepter ou de refuser.
- Votre consentement ne décharge en rien les organisateurs de la recherche de leurs responsabilités. Vous conservez tous vos droits garantis par la loi.
- Vous pourrez à tout moment, si vous le désirez, arrêter votre participation sans supporter aucune responsabilité.

Ce document est à réaliser en 2 exemplaires originaux dont l'un doit être remis à la personne donnant son consentement.

CONSENTEMENT DE PARTICIPATION

à une recherche

(un exemplaire consigné doit être remis à la personne qui participe)

Je soussigné(e) :
déclare accepter participer à la recherche biomédicale intitulée :

« Mesures de la perception auditive dans le bruit : Effet de lésions cochléaires »

(*Evaluation psychophysique des effets d'une perte cochléaire en haute fréquence (> 2 kHz) sur l'intelligibilité de la parole dans le silence et dans le bruit et sur la capacité à utiliser les informations de structure fine*)

organisée par le Professeur Bernard Meyer et le Professeur Christian Lorenzi dans les conditions précisées ci-dessous et pour laquelle le CPP Ile de France VI a émis un avis favorable le 26/11/2007 (protocole numéro 07018 - ID RCB: 2007-A00343-50).

Le CNRS (Représenté par Frédéric Dardel, Directeur scientifique Département Sciences du vivant, 3 rue Michel-Ange, 75794 - PARIS Cedex 16) promoteur de cette recherche a, conformément à la loi, contracté une assurance (contrat N° 16/8090641 souscrit auprès de la société GERLING). Cette étude est régie par le Code de la Santé Publique (loi du 9 août 2004, livre Ier, titre II).

J'ai lu la notice d'information qui m'a été remise.

J'ai reçu les résultats de l'examen médical préalable.

Il m'a été précisé que :

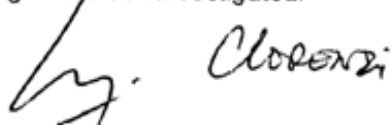
- je suis libre d'accepter ou de refuser ainsi que d'arrêter à tout moment ma participation.
- les données qui me concernent resteront strictement confidentielles. Je n'autorise leur consultation que par des personnes qui collaborent avec le Professeur Bernard Meyer et le Professeur Christian Lorenzi et, éventuellement, un représentant des autorités de santé. Je pourrai à tout moment demander des informations à Bernard Meyer et Christian Lorenzi et je pourrai exercer mon droit d'accès, de rectification ou d'opposition.
- la publication des résultats de la recherche ne comportera aucun résultat individuel identifiant.

Je peux être tenu au courant des résultats globaux de la recherche en m'adressant à Bernard Meyer et Christian Lorenzi.

Mon consentement ne décharge pas les organisateurs de la recherche de leurs responsabilités. Je conserve tous mes droits garantis par la loi.

Fait à,
le

Nom et signature de l'investigateur



Signature du participant précédée de la mention lu et approuvé

Annexe 4 : tableau récapitulatif du contenu des différents articles

ETUDE	AUDIBILITE	RESOLUTION EN INTENSITE	SELECTIVITE FREQUENTIELLE	RESOLUTION TEMPORELLE (env. temp.)	UTILISATION DES INDICES TFS (struct. fine)	
<u>NE</u> Van Schijndel et al.		∅	X	X		stationnaire
<u>ME</u> Van Schijndel et al.		∅	X	∅		
<u>NE</u> Dubbelboer Houtgast				X	X	
<u>NE</u> Gnansia et al.			X		X	spectral
<u>NE</u> Baer et Moore			X			
<u>NE</u> Ter Keurs et al.			X			temporel
<u>NE</u> Gnansia et al.			X		X	
<u>ME</u> Horwitz et al.					X	
<u>ME</u> George et al.	X			X		

Mots clefs et résumé du mémoire :

« Recherche de troubles d'intelligibilité de la parole dans le silence et dans le bruit dans la région fréquentielle 1000-2000 Hz, chez des sujets malentendants présentant des seuils audiométriques normaux pour les fréquences inférieures à 2kHz et une perte auditive pour les fréquences supérieures à 2kHz »

- Mots clefs :

Intelligibilité de la parole dans le bruit, perte auditive, audiométrie, son, voyelles, consonnes, parole, bruits, bruit stationnaire, bruit modulé temporellement, spectralement, DC, ERB, scores d'identification, démasquage, corrélation.

- Résumé :

Bien qu'appareillés, beaucoup de malentendants se plaignent du bruit, mot vague. Du fait d'un manque d'intelligibilité dans le bruit, les individus s'isolent progressivement dans les activités de la vie quotidienne soumises aux bruits (repas de famille, télévision, restaurant...).

Etant donné que chaque patient est différent, nous souhaitons comprendre un peu mieux pourquoi ces difficultés dans le bruit perdurent malgré la présence de technologies perfectionnées dans les appareils auditifs actuels.

Lors des lectures que nous avons effectuées, nous nous sommes rendu compte que les études mélangeaient les différents termes qualifiant les bruits, nous avons donc souhaité les étudier séparément pour observer l'impact de la perte auditive dans quatre conditions : le silence, le bruit stationnaire, le bruit modulé temporellement et le bruit modulé spectralement.

En observant les scores d'identification des deux groupes de sujets, réalisés dans les mêmes conditions, on peut conclure que les normo-entendants ont de meilleurs scores que les malentendants, que les meilleures performances obtenues sont celles réalisées dans le silence, que les résultats obtenus avec un bruit modulé sont meilleurs que ceux obtenus avec un bruit stationnaire, et que les performances obtenues avec des modulations spectrales et temporelles dépendent des conditions imposées (rapport cyclique et filtres).

D'autre part nous avons pu conclure que le recrutement de sonie, la perte de sélectivité fréquentielle, la dégradation de la résolution temporelle, la perte de perception des informations de structure temporelle fine sont susceptibles d'affecter le démasquage de la parole chez les malentendants atteints de pertes auditives neurosensorielles.

Dans un bilan pré-prothétique, et lors du suivi du malentendant appareillé, il serait alors judicieux de réaliser une audiométrie vocale dans le bruit afin d'évaluer la difficulté des malentendants, en vue d'adapter et de régler leurs aides auditives de façon adéquate quelle que soit l'environnement sonore.