



<http://portaildoc.univ-lyon1.fr>

Creative commons : Paternité - Pas d'Utilisation Commerciale -
Pas de Modification 2.0 France (CC BY-NC-ND 2.0)



<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/2.0/fr>

INSTITUT DES SCIENCES ET TECHNIQUES DE LA READAPTATION

Directeur Professeur Yves MATILLON

« ETUDE DE L'UTILISATION DES HAUTES FREQUENCES CHEZ LES
MALENTENDANTS A L'AIDE DE TESTS VOCAUX FILTRES »

MEMOIRE présenté pour l'obtention du

DIPLOME D'ETAT D'AUDIOPROTHESISTE

par

BISCH Benoît

Autorisation de reproduction

LYON, le **12/10/2012**

Pr Lionel COLLET

Responsable Formation Audioprothèse

Gérald KALFOUN

Directeur Délégué à l'Enseignement

N° 540

Président

Pr. GILLY François-Noël

Vice-président CA

Pr. Hamda BEN HADID

Vice-président CEVU

M. LALLE Philippe

Vice-président CS

Pr. GILLET Germain

Secrétaire Général

M. HELLEU Alain

Secteur Santé

U.F.R. de Médecine Lyon Est

Directeur

Pr. ETIENNE Jérôme

U.F.R. d'Odontologie

Directeur

Pr. BOURGEOIS Denis

U.F.R. de Médecine Lyon-Sud

Charles Mérieux

Directeur

Pr KIRKORIAN Gilbert

Institut des Sciences Pharmaceutiques
et Biologiques

Directrice

Pr. VINCIGUERRA Christine

Département de Formation et
Centre de Recherche en Biologie
Humaine

Directeur

Pr. FARGE Pierre

Institut des Sciences et Techniques de
Réadaptation

Directeur

Pr. MATILLON Yves

Secteur Sciences et Technologies

U.F.R. Des Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives (S.T.A.P.S.)

Directeur

M. COLLIGNON Claude

Institut des Sciences Financières et d'Assurance (I.S.F.A.)

Directeur

Pr. AUGROS Jean-Claude

I.U.F.M.

Directeur

M. BERNARD Régis

U.F.R. de Sciences et Technologies

Directeur

M. DE MARCHI Fabien

Ecole Polytechnique Universitaire de Lyon (E.P.U.L.)

Directeur

M. FOURNIER Pascal

I.U.T. LYON 1

Directeur

M. COULET Christian

Ecole Supérieure de Chimie Physique Electronique de Lyon (C.P.E.)

Directeur

M. PIGNAULT Gérard

Observatoire astronomique de Lyon

Directeur

M. GUIDERDONI Bruno

SOMMAIRE

I.	Introduction.....	4
1.	La cochlée.....	5
	<i>a. Rappels sur l'oreille interne.....</i>	<i>5</i>
	<i>b. Le dysfonctionnement cochléaire.....</i>	<i>6</i>
	<i>c. Conséquences de la perte de CCE.....</i>	<i>6</i>
	<i>d. Conséquences de la perte de CCI.....</i>	<i>7</i>
2.	Distorsions engendrées par les hautes présentations d'intensité.....	8
	<i>a. Le masquage ascendant (upward spread masking).....</i>	<i>8</i>
	<i>b. Le masquage descendant (downward spread of masking).....</i>	<i>9</i>
3.	L'amplification des Hautes Fréquences dans la littérature.....	10
	<i>a. L'amplification des HF améliore l'intelligibilité des patients.....</i>	<i>10</i>
	<i>b. L'amplification des HF n'est pas systématiquement bénéfique.....</i>	<i>12</i>
	<i>c. Amplification des HF en présence de ZIC.....</i>	<i>14</i>
	<i>d. Le cas des pertes plates.....</i>	<i>16</i>
	<i>e. Limites technologiques de l'époque.....</i>	<i>18</i>
II.	Méthode.....	19
1.	Les participants.....	19
2.	Le matériel phonétique utilisé.....	20
3.	Le matériel informatique.....	21
4.	Logiciel utilisé pour la passation des tests.....	21
5.	Passation des tests.....	21
6.	Analyse individuelle des résultats HP par régressions non linéaires.....	24
III.	Résultats et analyses statistiques.....	26
1.	Normoentendants.....	26
2.	Malentendants.....	27
	<i>a. Résultats en filtre passe-bas.....</i>	<i>28</i>
	<i>i. Amélioration.....</i>	<i>28</i>
	<i>ii. Stagnation.....</i>	<i>28</i>
	<i>iii. Dégradation.....</i>	<i>28</i>
	<i>b. Résultats en filtre passe-haut.....</i>	<i>28</i>
	<i>c. Fréquences d'intersections (crossover frequencies).....</i>	<i>28</i>

3.	Analyse des voyales LP via les régressions non linéaires	29
4.	Résultats et analyses de la covariance (ANCOVA)	29
	a. Les conditions filtrées.....	31
	i. Les filtres passe-bas.....	31
	ii. Les filtres passe-haut	32
	b. VCV non filtrés.....	33
	c. Les valeurs du modèle non linéaire.....	34
IV.	Discussion	36
1.	Les difficultés rencontrées et les biais	36
2.	Cas particuliers	37
	a. Exploitation de la dynamique auditive résiduelle dans les HF.....	37
	i. Le sujet GH vs le sujet TL.....	37
	ii. CA et FF vs CM	39
	iii. BJ vs CM.....	40
	iv. BB vs SA.....	42
	b. Perte symétrique et ZICs unilatérale.....	44
	c. Un malentendant peut-il être plus performant qu'un normoentendant ?.....	46
	i. En condition filtrée passe-bas	46
	ii. En condition filtrée passe-haut.....	48
3.	Les valeurs au plateau en condition filtrée passe-bas.....	49
4.	Fréquences d'intersections (crossover frequencies)	49
5.	Les facteurs prédictifs émergents des analyses statistiques.....	50
	a. Effet de la perte dans les hautes fréquences	50
	b. Durée de la surdité	51
	c. Durée de la privation de réhabilitation auditive	52
	d. Temps d'appareillage	53
	e. Effet de l'âge	53
V.	Conclusion	55
	Bibliographie	57

Remerciements

Je tiens tout d'abord à remercier Monsieur Patrice COMBEAU, mon maître de mémoire, qui a toujours été à l'écoute et disponible durant la réalisation de mon mémoire ainsi que toute l'équipe de travail d'Audition Conseil à Toulon.

Je remercie Monsieur Stéphane GALLEGO, audioprothésiste chez Audition Conseil, pour son temps, ses conseils et son aide, essentiels à l'élaboration de ce mémoire.

Je remercie Monsieur David COLIN pour son temps, son soutien et son logiciel sans lesquels cette étude n'aurait pas pu être réalisée.

Je remercie également Monsieur Fabien SELDRAN, travaillant chez Medel, pour son temps et ses nombreuses explications.

Je remercie tous les patients et normoentendants qui ont participé aux tests nécessaires à l'étude.

Je remercie également ma famille pour son soutien et son aide ainsi que tous ceux qui ont participé d'une manière ou d'une autre à la constitution de ce mémoire.

I. Introduction

L'intérêt de l'amplification des hautes fréquences (HF) chez les malentendants présentant une perte importante sur celles-ci a été remise en question à travers plusieurs études. Certaines montrent les bénéfices apportés par les fréquences aiguës sur la reconnaissance de la parole des malentendants (Sullivan, Allsman, Nielsen et Mobley, 1992 ; Turner et Henry, 2002 ; Hornsby et Ricketts, 2003 ; Simpson, McDermott et Dowell, 2005 ; Plyler et Fleck, 2006 ; Horwitz, Ahlstrom et Dubno, 2008 ; Hornsby, Johnson et Picou, 2011). D'autres montrent qu'amplifier les HF peut dégrader l'intelligibilité pour certains sujets (Murray et Byrne, 1986 ; Hogan et Turner, 1998 ; Ching, Dillon et Byrne, 1998 ; Turner et Cummings, 1999 ; Amos et Humes, 2007). Certains auteurs ajoutent qu'en l'absence de zones inertes cochléaires (ZIC) le malentendant peut exploiter les informations de paroles HF lorsque celles-ci lui sont rendues audibles (Vickers, Moore et Baer, 2001 ; Baer, Moore et Kluk, 2002; Gordo et Martinelli, 2007). Mais plusieurs études remettent en question cette dernière condition (Mackersie, Crockerde Davis, 2004 ; Hornsby et Ricketts, 2006 ; Cox, Alexander, Johnson et Rivera, 2011). Concernant l'efficacité de l'amplification des HF, certains facteurs peuvent avoir une influence, comme par exemple : le degré de la perte et sa configuration, la présence ou non de régions inertes cochléaires, le masquage ascendant, les limites technologiques des aides auditives de l'époque des recherches (analogique vs numérique), les distorsions induites par la présentation de hauts niveaux d'intensités, le rapport signal sur bruit des tests (tests effectués dans le silence ou en présence de bruit), les méthodes de passations des tests de reconnaissance de la parole (les types de filtres utilisés) et le matériel phonétique choisi (phrases ou logatomes). Dans ce mémoire, nous allons évaluer l'exploitation des indices basse-fréquences (BF) et haute-fréquences de

parole chez des sujets ayant une perte en pente dans les aigus, à l'aide de listes de logatomes filtrés. Nous essaierons de répondre à la question suivante : est-il possible de prévoir à partir des examens habituels (audiométrie tonale avec seuils subjectifs d'inconfort) s'il faut amplifier les HF ou non ?

1. La cochlée

a. Rappels sur l'oreille interne

L'oreille se décline en trois parties : l'oreille externe (pavillon et conduit auditif), l'oreille moyenne (chaîne ossiculaire : marteau, enclume et étrier) et l'oreille interne (appareil vestibulaire et cochlée).

La cochlée constitue la partie dédiée à l'audition de l'oreille interne. De forme spiralée, elle est divisée en trois compartiments : le canal cochléaire, la rampe vestibulaire et la rampe tympanique. L'organe de Corti, situé dans le canal cochléaire, est composé des cellules ciliées externes (CCE), neurones de type 2, et des cellules ciliées internes (CCI), neurones de type 1, ainsi que de fibres nerveuses qui leurs sont connectées et des structures annexes. Une cochlée humaine comporte environ 3500 CCI et 12500 CCE (Gelfand, 1998).

Chaque CCI est connectée à une dizaine de neurones afférents qui transmettent l'information au système nerveux central (SNC). Concernant les CCE, un seul neurone innerve 10 à 20 CCE par de nombreuses ramifications. Ce sont principalement des neurones efférents qui sont reliés aux CCE car le SNC exerce un rétrocontrôle sur les signaux transmis par l'oreille interne. Les CCI transforment l'énergie mécanique des vibrations sonores en énergie électrique, sous forme de potentiels d'actions, conduite par les fibres nerveuses auditives au SNC, ce sont des transducteurs mécano-électriques. Par leurs propriétés contractiles, les CCE

modulent l'amplitude de vibration de la membrane basilaire, elles jouent ainsi un rôle dans l'amplification des sons faibles et l'atténuation des sons forts, elles participent également à une meilleure sélectivité fréquentielle.

b. Le dysfonctionnement cochléaire

Lorsqu'une partie de la cochlée est endommagée, le sujet présente une perte auditive. Différents phénomènes peuvent entraîner une altération de l'intégrité de la cochlée tel qu'un traumatisme sonore (professionnel : métallurgie, mécanique, BTP ou encore la musique amplifiée), l'ingestion de produits ototoxiques, un barotraumatisme, un résultat de facteurs génétiques ou encore la presbyacousie qui est le vieillissement normal de l'audition. Ainsi, le dysfonctionnement ou la perte de CCE et/ou de CCI conduira à une modification du mécanisme cochléaire. La surdit e peut également être rétrocochléaire du fait d'une altération des voies auditives centrales.

c. Conséquences de la perte de CCE

Une perte de CCE entraîne une perte de l'audibilit e, une perte de la modulation d'amplitude, un recrutement des sons forts et une perte de s lectivit e fréquentielle. La perte d'audibilit e se traduit par des seuils absolus élevés. La perte de CCE engendre une diminution de la compression de la fonction entrée/sortie. Ce fonctionnement plus linéaire engendre une vibration plus réduite de la membrane basilaire (MB) pour des sons de faibles intensités (Ruggero, 1992), un recrutement pour les sons forts et le bruit, appelé recrutement de sonie (Fowler, 1936 ; Steinberg et Gardner, 1937) et donc une dynamique auditive plus faible pour le malentendant (ME). La perte de s lectivit e fréquentielle est expliquée par l'élargissement des filtres

cochléaires (Pick et al., 1977 ; Zwicker et Schorm, 1978 ; Florentine et al., 1980 ; Glasberg et Moore, 1986). Dans la plupart des pathologies, les CCE sont lésées avant les CCI car ces neurones de type 2 sont plus fragiles que ceux de type 1. En 1993 Van Tasell a suggéré que les difficultés de reconnaissance de la parole augmentaient lorsque la perte auditive était supérieure à 60 dB HL car les dommages de la cochlée ne sont plus limités à une atteinte des CCE mais également des CCI. De plus, les CCE sont responsables des 50 premiers décibels aux basses fréquences (BF) et des 65 premiers dB dans les hautes fréquences (Yates, 1995 ; Ruggero et al., 1997). C'est-à-dire qu'une cochlée saine perdant uniquement des CCE devrait avoir une perte tonale de 50 dB aux BF et 65 dB aux HF.

d. Conséquences de la perte de CCI

Une perte de CCI réduit l'efficacité de la transduction, donc entraîne l'élévation des seuils absolus et une transmission dégradée de l'information au nerf auditif. De plus, une zone de la membrane basilaire ayant perdu la totalité de ses CCI ne bénéficie plus de la transduction, cette région est appelée : zone inerte cochléaire (ZIC) ou également appelée zone morte cochléaire (Moore, 2000). Libermann et Dodds (1984) ont montré qu'une perte des cellules ciliées internes entraîne une perte tonale de 30 dB en BF ainsi qu'en HF. Ainsi, physiologiquement, la perte tonale maximale devrait être $50 \text{ (CCE)} + 30 \text{ (CCI)} = 80 \text{ dB HL}$ aux BF et $65 \text{ (CCE)} + 30 \text{ (CCI)} = 95 \text{ dB HL}$ aux HF. On penserait alors qu'un seuil supérieur à 95 – 100 dB serait caractérisé par une zone inerte cochléaire. Mais il est possible que certains patients aient des seuils qui dépassent les 100 dB, c'est le phénomène d'écoute hors fréquence (Off frequency listening) (Johnson-Davies et Patterson,

1979). C'est-à-dire qu'une forte stimulation de la membrane basilaire va être suffisamment importante pour entraîner une activation des cellules ciliées internes, encore fonctionnelles, adjacentes à celles de la zone probablement inerte.

2. Distorsions engendrées par les hautes présentations d'intensité

La diffusion de signaux de parole à haute intensité, afin de les rendre audibles par le sujet malentendant, engendre des distorsions qui dégradent la compréhension (French et Steinberg, 1947 ; Studebaker *et al.*, 1995 et 1999; Dubno, Horwitz, et Ahlstrom, 2005a, 2005b ; Hornsby, Trine, et Ohde, 2005). De prime abord, la cochlée du sujet ME présente, dans la plupart des cas, une perte de CCE entraînant une altération de sélectivité fréquentielle, donc un élargissement des filtres auditifs, et un fonctionnement plus linéaire de la modulation d'amplitude de la MB. De plus, lorsque la MB réagit à un signal de forte intensité, son amplitude de vibration importante, et d'autant plus par la linéarisation du niveau d'entrée par rapport à celui de sortie. Cette haute intensité entraîne alors un élargissement supplémentaire des filtres cochléaires, par un recrutement d'un nombre plus important de CCI, et donc une diminution de la précision de la transduction du message vocale qui se traduit par une dégradation de la compréhension du sujet. Ce phénomène se traduit par deux types de masquage : le masquage ascendant et le masquage descendant.

a. Le masquage ascendant (upward spread masking)

Lorsque l'on augmente l'intensité de manière uniforme sur l'ensemble du spectre fréquentiel audible du ME, les basses fréquences exercent un certain pouvoir masquant sur les hautes fréquences, tel que l'ont montré les études d'Egan et Hake

(1950) et Ehmer (1959a et 1959b), c'est le phénomène de masquage ascendant (upward spread of masking). Le masquage induit par les basses fréquences du bruit est également bien documenté (Trees et Turner, 1986 ; Fabry et Van Tasell, 1990 ; Gagne, 1988). Byrne et al. (1994) ont analysé le spectre moyen à long terme de la parole dans 12 langues. Ils ont constaté que la composition fréquentielle de chaque langue est semblable et que l'essentiel de l'énergie du signal est principalement comprise sur une plage de 250 à 700 Hz environ avec une intensité à peu près constante. A 1 kHz, l'intensité chute d'environ 10 dB par rapport à l'intensité des basses fréquences, à 2 kHz de 15 dB et à 4 kHz de 18 dB. Ainsi la composition du spectre moyen à long terme de la parole explique le masquage des basses fréquences sur les hautes fréquences mais à ce phénomène s'ajoute également la perte auditive du sujet qui peut se traduire par une différence de seuils entre les BF et les HF et un élargissement des filtres auditifs. De plus, physiologiquement, ce masquage s'explique par la propagation des vibrations de la membrane basilaire dans la cochlée. En effet, lorsqu'un son aigu arrive dans la cochlée, il va entraîner essentiellement une vibration de la partie basale de la membrane basilaire. Mais lorsqu'un son grave parvient à la cochlée, celui-ci entraîne une vibration de l'ensemble de la membrane basilaire, de la base jusque l'apex et risque de créer des distorsions au niveau basal de la cochlée et par conséquent de perturber l'information aigues qui est envoyée à la cochlée. Ce phénomène sera davantage amplifié si les CCE sont altérées et pour une stimulation est importante.

b. Le masquage descendant (downward spread of masking)

Il existe également un autre type de masquage, moins courant, le masquage descendant (downward spread of masking) (M. J. Collins, Yanda, Fryauf, et Schum,

1984 ; Patra, Roup, et Feth, 2011). En effet, les seuils de certains malentendants étant tellement bas dans les HF, l'amplification nécessaire pour leur audibilité engendre des distorsions qui sont à l'origine d'un effet de masquage. La vibration de la MB au niveau basal de la cochlée est alors tellement importante que l'onde se propage vers l'apex de la cochlée et dégrade la perception des informations BF. Ce masquage peut, lorsqu'il est excessif, réduire l'audibilité des informations de paroles contenues dans les plus basses fréquences, et réduire l'intelligibilité du sujet, ce qui peut remettre en question l'intérêt de cette amplification (Rankovic, 1998).

3. L'amplification des Hautes Fréquences dans la littérature

a. L'amplification des HF améliore l'intelligibilité des patients

Sullivan, Allsman, Nielsen et Mobley (1992), Turner et Henry (2002), Simpson, McDermott et Dowell (2005) et Plyler et Fleck (2006) ont montré que les malentendants avec des pertes sévères dans les HF utilisaient ces dernières lorsqu'elles leurs étaient audibles. L'amplification des HF leur permettait de percevoir plus facilement les indices de parole tels que le voisement, la manière et le lieu d'articulation, surtout dans le bruit (Turner et Henry, 2002 ; Hornsby et Ricketts, 2003). D'une autre manière, Horwitz, Ahlstrom et Dubno (2008) ont remarqué que les scores de reconnaissance de la parole augmentaient significativement en restaurant l'audibilité des HF à l'aide d'un réglage National Acoustic Laboratories–Revised (NAL-R) (Byrne et Dillon, 1986), donc à l'aide d'une correction personnalisée, contrairement à un réglage non individualisé. Cette augmentation est plus importante pour la parole dans le bruit que dans le silence. Ils conclurent alors, contrairement à Hogan et Turner (1998), qu'ils n'avaient pas trouvé de degrés de perte auditive au-

delà de laquelle l'amplification des HF était contreproductive bien qu'ils n'aient pas testé de ME avec une perte supérieure à 80 dB HL dans les HF. Les réponses des patients de Horwitz, Ahlstrom et Dubno (2008) avec une correction de gain en fonction des fréquences non individualisées montrent la même tendance que celle observée par Amos et Humes (2007) à savoir que le résultat maximum de reconnaissance de la parole est atteint avant la plus importante fréquence de coupure (FC). Mais les performances des ME de l'étude de Horwitz *et al.* (2008) sont meilleurs avec la correction individualisée NAL-R et montrent alors que la majorité des patients exploitent les hautes fréquences. Les réponses des sujets vont dépendre des indices acoustiques qui leur sont apportés. Quand les basses fréquences sont suffisamment audibles, la plupart des indices acoustiques sont disponibles. Dans ce cas, fournir des informations hautes fréquences supplémentaires ne va pas forcément permettre une amélioration de l'intelligibilité. Par contre, quand la perception des indices basse-fréquence est limitée par la présence de bruit, le fait d'ajouter les informations hautes fréquences de la parole peut améliorer la compréhension de la parole. Ainsi, le bénéfice de l'amplification des hautes fréquences sera plus important dans un contexte bruyant que dans le calme comme le montre Horwitz *et al.* (2008). Ces auteurs concluent également que les malentendants n'exploitent pas de la même manière les indices de parole audible que les normoentendants et que l'amplification permet une meilleure audibilité et meilleure reconnaissance de la parole.

Hornsby, Johnson et Picou (2011) montrent que le degré de la perte est l'indice prédicteur le plus puissant des performances de reconnaissance de la parole filtrée passe-bas et passe-haut. La configuration de la perte est également importante en termes de prédiction des résultats aux audiométries vocales filtrées. Ils

ont remarqué que les sujets avec des pertes en pente de ski dans les HF exploitent davantage les informations de parole filtrée passe-bas que les sujets avec des pertes similaires dans les BF mais moins importantes dans les HF. Ces auteurs ont également remarqué que pour des seuils similaires dans les aigues, les individus avec des pertes plates ou des pertes en pente modérée exploitent davantage les informations de parole hautes fréquences que les individus avec des pertes en pente de ski dans les HF, en accord avec Hornsby et Ricketts (2003 et 2006). Ils concluent que l'amplification des HF est bénéfique pour les deux types de pertes.

b. L'amplification des HF n'est pas systématiquement bénéfique

Plusieurs auteurs ont analysé la reconnaissance de la parole, à l'aide de listes vocales filtrées passe-bas, chez des sujets présentant des pertes en pentes de ski moyennes à sévères dans les HF tels Murray et Byrne (1986) qui ont testé des sujets présentant des seuils de 60 à 85 dB HL entre 4 et 8 kHz. Sur les 5 sujets testés, 4 ont eu des performances dégradées avec l'élargissement de la bande passante et seulement une personne présente une amélioration. Ils ont conclu que pour les personnes ayant une perte auditive moyenne à sévère dans les hautes fréquences, l'amplification des HF de la parole n'est pas toujours bénéfique et qu'elle peut parfois être néfaste pour l'intelligibilité. Ce constat fut partagé par Hogan et Turner (1998) puis Turner et Cummings (1999). Bien que ces derniers aient remarqué que l'intelligibilité de la plupart de leurs sujets s'améliorait lorsque la FC des filtres passe-bas augmentait, chez certains patients, dont les seuils étaient supérieurs à 55 dB HL au-delà de 4 kHz, l'augmentation de la FC du filtre ne fournissait pas systématiquement une amélioration de la compréhension de la parole mais pouvait également engendrer une diminution de cette dernière. Ils ont utilisé pour leurs

analyses une nouvelle mesure, l'efficacité (« efficiency »), permettant de mesurer comment le malentendant utilise l'information des différentes bandes fréquentielles. L'efficacité permet de comparer le bénéfice apporté par une augmentation donnée sur l'intelligibilité du malentendant au bénéfice apporté par la même augmentation sur l'intelligibilité du normoentendant. Les efficacités ont été calculées avec l'ancien AI (Articulation Index) et le nouvel AI, qui tient compte de l'effet de présentation de la parole à haute intensité. Ils ont comparé les analyses avec l'ancien AI et le nouvel AI mais les mauvaises efficacités de certains ME n'étaient pas simplement dues à un haut niveau de présentation de la parole. Pour trouver une explication à ce phénomène des plus basses efficacités pour les pertes auditives les plus importantes, ils ont mis en avant la probable présence zones internes cochléaires (ZIC). Ils proposent alors que les cliniciens soient vigilants quant à l'amplification des HF lorsque la perte y est supérieure à 55 dB HL. Un degré supérieur de déficience auditive a été étudié par Ching, Dillon et Byrne (1998) qui ont conclu que pour les malentendants avec des pertes sévères à profondes dans les hautes fréquences, l'amplification de ces fréquences pourrait ne produire qu'une légère augmentation des performances voire aucune dans cette région. Ils ont également suggéré que l'information contenue dans chaque bande de fréquence n'est pas strictement additive, tels que l'ont montré Grant et Braida en 1991 et Warren et *al.* en 1995. En 2007, Amos et Humes ont constaté que pour leurs trois groupes de malentendants (pertes légères, moyennes et sévère dans les HF), indépendamment du degré de la perte, les performances stagnaient. Il n'y a pas eu d'augmentation ni de diminution des scores lorsque les bandes s'élargissaient sauf pour une seule personne qui a eu une diminution de son intelligibilité. Ces ME n'ont alors pas exploité l'information HF

qui leur était présentée. Ils suggèrent alors une limitation de l'amplification des HF pour les malentendants.

Ainsi, les recherches de Murray et Byrne (1986), Hogan et Turner (1998), Ching et al. (1998), Turner et Cummings (1999) et Amos et Humes (2007) suggèrent que rendre audible les hautes fréquences (supérieures à 3 kHz) chez les personnes qui ont une relativement bonne conservation des BF mais une perte dans ces HF, n'apportera pas nécessairement un bénéfice pour l'intelligibilité du sujet sauf pour ceux avec une perte comme dans les études Hogan et Turner (1999) et Hornsby et Ricketts (2003). Mais de possibles explications aux mauvais résultats des tests concernant la limitation d'utilisation des hautes fréquences par les sujets avec une perte pente de ski dans les HF serait que l'audibilité des hautes fréquences n'ait pas été testée avec un filtre passe-haut (Turner et Cummings, 1999) et la présence probable de ZIC (Hogan et Turner, 1998).

c. Amplification des HF en présence de ZIC

Vickers, Moore et Baer (2001), Baer, Moore et Kluk (2002) et Gordo et Martinelli (2007) montrent à travers leurs travaux que l'intelligibilité d'un patient, ayant une surdité dans les HF et sans ZIC, augmentera lorsque la fréquence de coupure du filtre passe-bas augmentera également mais sous certaines conditions. Vickers et al. (2001) et Baer et al. (2002) ajoutent également que si le patient présente des zones inertes cochléaires dans les hautes fréquences, il bénéficiera de l'amplification des hautes fréquences jusqu'à 50 % voire 100 % au-delà de la fréquence estimée du début de la ZIC. Mais si les hautes fréquences situées au-delà de cette limite sont amplifiées, alors l'intelligibilité stagne ou diminue. Ils proposent alors de réaliser un TEN (Threshold Equalising Noise) test à chaque personne ayant une perte dans les hautes fréquences avant de régler les aides auditives afin de détecter la présence de

régions inertes cochléaire. Et si le patient ne présente aucune ZIC alors il bénéficiera d'une amélioration de sa compréhension lors de l'amplification de ses hautes fréquences.

Contrairement aux précédentes études (Vickers et al., 2001 ; Baer et al., 2002 ; Gordo et Martinelli, 2007), Mackersie, Crockerde et Davis (2004), Hornsby et Ricketts (2006) et Cox, Alexander, Johnson et Rivera (2011) suggèrent que les régions inertes cochléaires ne limitent pas significativement l'exploitation des informations haute-fréquence de la parole. De plus l'amplification des HF dans les ZIC permet d'améliorer l'intelligibilité des sujets (Cox et al., 2011). Hornsby et al. (2006) ajoutent que les difficultés des ME ne résident pas simplement en une audibilité réduite mais sont également dues aux distorsions engendrées par les hautes intensités et à une capacité dégradée à traiter l'information de parole haute fréquence située dans la zone fréquentielle où la perte est la plus importante.

Moore et Vinay (2009) ont remarqué qu'une région inerte dans les hautes fréquences est associée à une meilleure habilité à exploiter l'information basse-fréquence pour la discrimination de fréquence, la détection de la modulation d'amplitude et l'identification des consonnes. Ils mettent en avant également que ces résultats peuvent refléter d'une plasticité corticale induite par les ZIC, à savoir que la région cérébrale répondant normalement aux sons HF traite désormais les BF (Sharma et al., 2007). Concernant les études relatant que les ZIC ne limitent pas significativement l'utilisation des HF, il est possible que les chercheurs aient respecté les critères de Vickers et al. (2001).

d. Le cas des pertes plates

Turner et Cummings (1999) avaient déjà remarqué que leur onzième sujet, le seul avec une perte plate supérieure à 55 dB HL, exploitait mieux les hautes fréquences que leurs 10 autres sujets avec des pertes en pente abrupte. Ce constat fut davantage étudié par Hornsby et Ricketts (2003) qui ont comparé la compréhension de la parole de 9 personnes avec une perte auditive plate et celle d'un groupe de 18 normoentendants. Leur but était d'étudier les effets d'une perte auditive sur la contribution des informations hautes et basses fréquences de la parole pour la comprendre. Pour ce faire ils ont utilisé différents filtres passe-bas, passe-haut et passe-bande (avec 10 à 12 conditions filtrées) sur la parole dans le bruit. Comme matériel phonétique ils ont choisi des phrases (28 paires) contenant des mots clés (50 par paire). Ils ont par la suite comparé les fréquences d'intersection (crossover frequencies ou COF) des deux groupes afin de constater une contribution fréquentielle différente des informations de la parole dans la compréhension de cette dernière due à une perte auditive. Cette fréquence d'intersection correspond à une fréquence de coupure qui donne la même intelligibilité en passe-haut et en passe-bas. Ils ajustèrent également le nombre de filtres par patient afin d'obtenir la fréquence d'intersection la plus précise possible. Pour comparer la compréhension des malentendants et celle des normoentendants (NE), ils ont calculé le Speech Intelligibility Index (SII), modèle prédicteur de l'intelligibilité. A l'issue de leur étude, ils ont remarqué qu'en absence de ZIC les patients avec une perte auditive relativement plate n'avaient pas de déficit de l'intelligibilité spécifique dans certaines régions fréquentielles mais plutôt uniformément. Bien que les performances des ME étaient moins bonnes que celles des NE, leurs fréquences d'intersections étaient comparables. Dans cette étude, ils

montrèrent également que ces ME avaient une sensibilité accrue au masquage de la parole par le bruit, ce qui expliquait leurs mauvais résultats avec des rapports signal sur bruit faible. Ils conclurent alors que les sujets avec des pertes auditives plates utilisent aussi bien les informations de parole basses fréquences que hautes fréquences pour la compréhension de la parole, similairement aux normoentendant. Ils remettent alors en question la limitation du gain dans les hautes fréquences car ici les ME les utilisent.

En 2006, Hornsby et Ricketts ont fait un parallèle avec leur précédente étude de 2003. Ils ont étudié la reconnaissance de la parole de sujets ayant une perte en pente abrupte présentant des seuils dans les HF (60 à 80 dB HL) similaires aux sujets à pertes plate de 2003 mais ayant des seuils dans les basses fréquences différents. Ils ont constaté que la fréquence d'intersection des pertes plates était plus importante (1600 Hz) que celle des personnes avec une perte en pente de ski dans les hautes fréquences (1207 Hz), mais également que celle des normoentendants (1460 Hz). Concernant cette différence de fréquences d'intersections, ils suggèrent que la configuration de la perte auditive joue un rôle déterminant dans la contribution des différentes régions fréquentielles pour la compréhension de la parole. Mais dans leur étude de 2003, les fréquences d'intersection entre les pertes plates et NE n'ont pas une différence significative, ce qui suggère qu'une perte plate engendre une diminution de l'utilisation des informations fréquentielles de la parole uniformément sur l'ensemble du spectre audible par le patient. Donc les malentendants exploitent les hautes fréquences lorsqu'ils y ont accès, mais lorsque les seuils sont meilleurs pour les basses fréquences ils exploiteront davantage ces dernières. Ces résultats sont également appuyés par Hornsby, Johnson et Picou (2011) qui ont constaté que les sujets ayant des pertes plates avec des seuils dans les HF similaires à ceux

ayant une perte en pente de ski (supérieur à 3,5 kHz), exploitent mieux les informations hautes fréquences de la parole que les personnes avec des pertes en pente abrupte comprises entre 40 et 71 dB HL à partir de 3 kHz.

e. Limites technologiques de l'époque

Dans les années 1990, tous les malentendants n'étaient pas équipés d'AA de type numérique, celles-ci étant arrivées vers 1996, la majorité était encore analogique. A cette époque encore, la technologie limitait les avantages proposés par les aides auditives (AA). Les appareils auditifs ne bénéficiaient que d'un nombre limité de canaux de fréquences (réglage grave / aigue pour les AA analogiques, analogue à un réglage sur deux canaux), avaient une consommation importante lorsque l'amplification était conséquente, les systèmes anti-larsen étaient également peu performants pour les gains importants dans les aigues et les AA étaient assez inconfortables (Turner et Cummings, 1999). L'amplification des hautes fréquences n'était alors pas évidente. Mais avec l'arrivée du numérique, les aides auditives ont permis aux praticiens une plus grande marge de manœuvres.

Actuellement, les fabricants proposent des systèmes anti-larsen très performants, un nombre de canaux importants, des traitements anti-bruit efficaces ainsi que, pour trois d'entre eux, des systèmes d'abaissement fréquentiel tels que la transposition fréquentielle de Widex (Audibility Extender), la compression fréquentielle de Phonak (Sound Recover) ou encore la duplication fréquentielle de Starkey (Spectral IQ).

II. Méthode

1. Les participants

Au total, 38 personnes ont participé à cette étude : 12 normoentendants et 26 malentendants. Le groupe des normoentendants est constitué de 12 personnes à savoir 5 femmes et 7 hommes, avec 11 droitiers et un gaucher. Ce groupe représente 24 oreilles. Aucun d'entre eux n'a d'antécédent otologique. L'âge des NE s'étend de 21 à 41 ans avec une moyenne d'environ 28 ans. Le seuil auditif moyen du groupe est de 6,5 dB HL calculé avec la formule $((\text{seuil à } 500 \text{ Hz} + 1000 + 2000 + 4000)/4)$. Pour les comparatifs avec les patients, aucune distinction n'est faite concernant le côté de l'oreille testée des normoentendants c'est-à-dire que les résultats des NE pour chaque filtre sont établis sur une moyenne de l'oreille gauche et de l'oreille droite.

Les malentendants sont au nombre de 26 : 3 femmes et 23 hommes, représentant au total 47 oreilles. Ils présentent une perte dans les hautes fréquences. 25 sont droitiers et un seul est gaucher. L'âge de ces participants s'étend de 34 ans à 86 ans avec une moyenne de 66 ans. La perte moyenne du groupe dans les HF, moyenne établie à partir des fréquences 2, 3, 4, 6 et 8 kHz, est de 68 dB HL. Leurs audiogrammes sont présentés sur la figure 1.

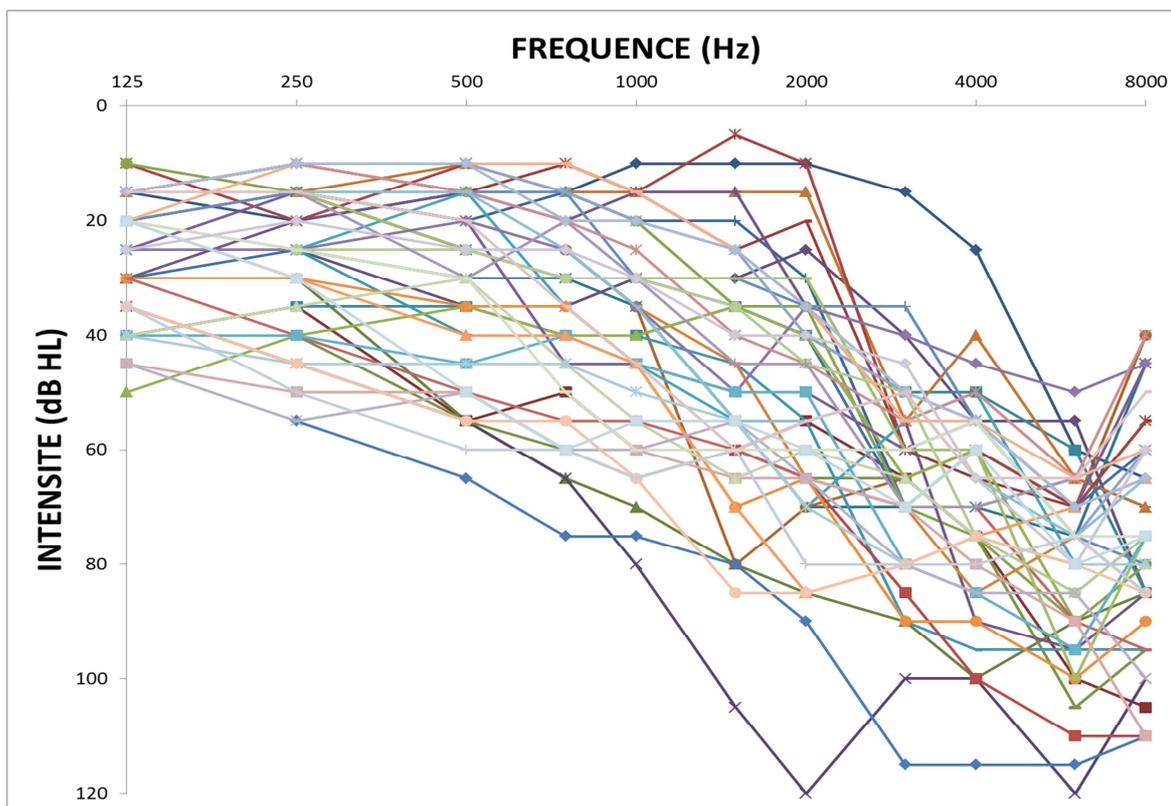


Figure 1 : Seuils auditifs des 26 sujets malentendants (47 oreilles).

2. Le matériel phonétique utilisé

Pour l'étude, nous avons choisi des listes de logatomes de type VCV (voyelle – consonne – voyelle) permettant d'analyser les confusions phonétiques. Les logatomes, ou mots sans signification, présentent l'avantage d'éviter la suppléance mentale. Chaque liste de logatomes diffusée au patient comporte 4x16 mots de type VCV constitués chacun d'une consonne parmi seize « b / j / d / f / g / z / k / l / m / n / p / R / s / t / v / z » et de deux voyelles identiques à savoir « a » (aba / afa / ada / afa / aga / aza / aka / ala / ama / ana / apa / aRa / asa / ata / ava / aza). Le mot dénué de sens va pouvoir augmenter la sensibilité du test à la pathologie auditive (Précis d'audioprothèse, tome 1, page 204). L'unité d'erreur est la consonne située entre les deux voyelles du logatome. Le niveau de hasard correspond à 6,25% de bonnes réponses $[(1/16) \times 100]$ soit 4 mots de bons sur 64.

3. Le matériel informatique

Pour passer les tests, nous étions muni d'un ordinateur portable ASUS X54L, d'une carte son externe CREATIVE Sound Blaster SB1240 et d'un casque SENNHEISER HD 202. Le volume de l'ordinateur devait être fixé à 100 %. Le système d'exploitation est Windows 7 en version 64 bits. Les audiométries tonales et vocales étaient faites au laboratoire à l'aide d'un audiomètre AC440 Affinity d'Interacoustics et d'un casque HDA 200 de Sennheiser dans une cabine audiométrique insonorisée.

4. Logiciel utilisé pour la passation des tests

Les tests des logatomes filtrés ainsi que les audiométries tonales avec seuils subjectifs d'inconfort (SSI) et les TEN test ont été effectués grâce à une application développée sous MATLAB par David Colin. Ces listes sont filtrées passe bas et passe haut à l'aide de filtres FFT 4096 (2^{12}) points avec une fenêtre de Blackman aux fréquences de coupure : 500 / 707 / 1000 / 1414 / 2000 / 2828 / 4000 Hz. Les logatomes sont au format wave 32bits et diffusés en 24 bits par la carte son. La fréquence d'échantillonnage est de 44,1 kHz. Les listes de logatomes sont lues par une femme. Lors de la lecture d'une liste, chacun des seize logatomes est répété quatre fois aléatoirement.

5. Passation des tests

Tout d'abord, nous effectuons une otoscopie afin de s'assurer que le conduit auditif est dégagé. Ensuite nous commençons par l'audiométrie tonale en conduction aérienne avec seuils liminaires par octave et demi-octave (125, 250, 500, 750, 1000,

1500, 2000, 3000, 4000, 6000 et 8000 Hz) et seuils subjectifs d'inconfort et nous continuons avec une audiométrie vocale en utilisant les listes dissyllabiques de Fournier.

Nous procédons dans un deuxième temps à la diffusion des listes de logatomes filtrées, unilatéralement. Nous les sélectionnons de la façon suivante : pour les filtres passe-bas on commence à la demi octave supérieure à la fréquence de coupure (FC) de l'audiogramme tonal du patient, cette FC étant déterminée par le début de la pente de la perte auditive, et pour les filtres passe-haut on débute par la demi octave inférieure à cette FC. On diffuse en premier au patient les listes de VCV filtrées les plus faciles pour terminer sur les plus difficiles.

On commence alors avec les listes passe-haut avec les fréquences de coupure les plus basses soit dans ce sens : Condition large bande (non filtrée) / HP (HighPass) 500 / HP 750 / HP 1000 / HP 1500 / HP 2000 / HP 3000 / HP 4000 et les listes passe bas par les filtres les plus haut : Condition large bande / LP (LowPass) 4000 / LP 3000 / LP 2000 / LP 1500 / LP 1000 / LP 750 / LP 500. Ces listes de VCV sont lues oreille droite puis oreille gauche sauf si le patient n'a qu'une oreille fonctionnelle ou peu de temps à nous accorder. Pendant la passation des listes de VCV, nous exposons au patient une feuille affichant les logatomes afin qu'il connaisse les mots qu'il est susceptible d'entendre. Je lui explique que les mots qu'il va entendre n'ont aucun sens. Nous le prévenons que les voyelles sont susceptibles de changer en fonction des filtres : le « a » peut devenir « é », « ou », « an », « on », « i » ou « u », pour le rassurer lorsqu'il ne percevra pas les mots tels qu'ils sont écrits sur la feuille. Nous précisons également qu'il peut entendre plusieurs consonnes dans un mot mais qu'il ne doit en choisir qu'une seule afin de me répéter un mot de type V-C-V. Nous l'informons de la possibilité qu'il ne perçoive pas la consonne au

sein du logatome et que dans ce cas, il choisira un mot au hasard afin de pouvoir continuer le test. Chaque liste est passée à une intensité confortable pour le patient établie de la manière suivante : avant de commencer chaque liste filtrée, deux logatomes sont lus à une intensité que l'on ajuste, plus fort ou moins fort, selon le désir de la personne.

Lors de la passation des tests, celle-ci étant longue et peu évidente, le conditionnement est très important. Rassurer le patient est primordial afin de le mettre en confiance. Nous lui expliquons que chacune de ses erreurs est aussi importante que ses bonnes réponses afin d'étudier au mieux sa compréhension. Une plaquette de piles lui est offerte à chaque rdv. Par exemple si une personne a une perte auditive symétrique avec une chute de 30 dB HL de 2000 Hz à 4000 Hz, on considère que sa FC est 2000 Hz et on diffusera les filtres suivant :

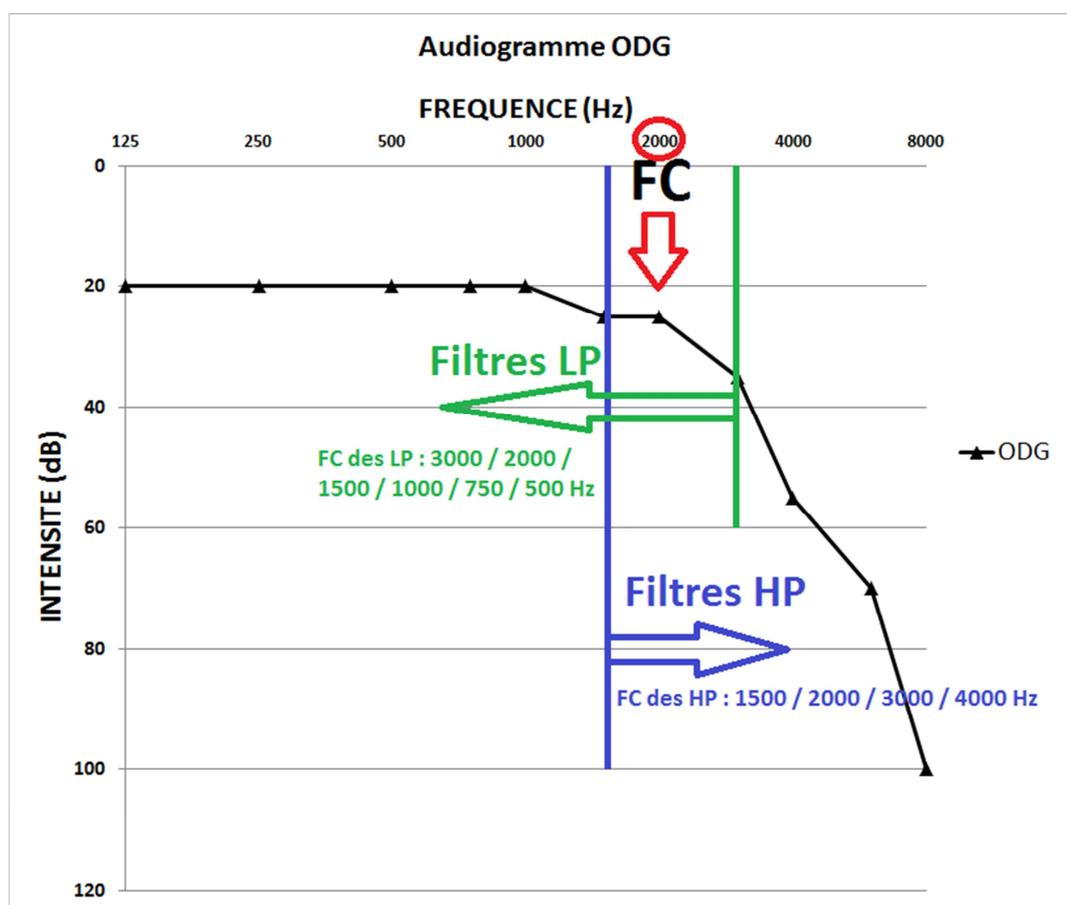


Figure 2 : choix des filtres HP et LP selon l'audiogramme.

- Passe-haut : Large bande OD et OG / HP1500 OD (oreille droite) et OG (oreille gauche) / HP2000 OD et OG / HP3000 OD et OG / HP4000 OD et OG.
- Passe-bas : LP3000 OD et OG / LP2000 OD et OG / LP1500 OD et OG / LP1000 OD et OG / LP750 OD et OG / LP500 OD et OG

Le nombre de filtres pour chaque sujet peut varier également en fonction des niveaux de performances des patients.

6. Analyse individuelle des résultats HP par régressions non linéaires

A l'aide de régressions non linéaires, nous avons calculé le plateau des filtres passe-bas pour chaque patient et normo-entendants. Le modèle choisi est une régression sigmoïdale permettant de trouver la fonction psychométrique qui exprime l'intelligibilité en fonction de la fréquence de coupure, c'est-à-dire l'évolution des performances aux filtres passe-bas. Dans un second temps, nous avons calculé les fréquences à 95 et 50 % du plateau pour chaque membre du groupe. La valeur 95 % du plateau nous permet de connaître la fréquence de coupure du filtre passe bas fournissant au sujet une intelligibilité presque maximum avec une certaine précision qu'on ne peut pas obtenir pour la valeur 100%, la sigmoïde n'atteignant pas 100 % en un endroit précis, elle tend vers celui-ci. Le 50 % au plateau nous permet de connaître la valeur de la fréquence de coupure du filtre passe-bas fournissant au sujet la moitié des performances atteintes au plateau. Elle est également appelée le speech recognition threshold (SRT). C'est une valeur repère, comme le 50 % en audiométrie vocale classique.

Intelligibilité (en %) **Exemple de régression non-linéaire pour le patient FG**

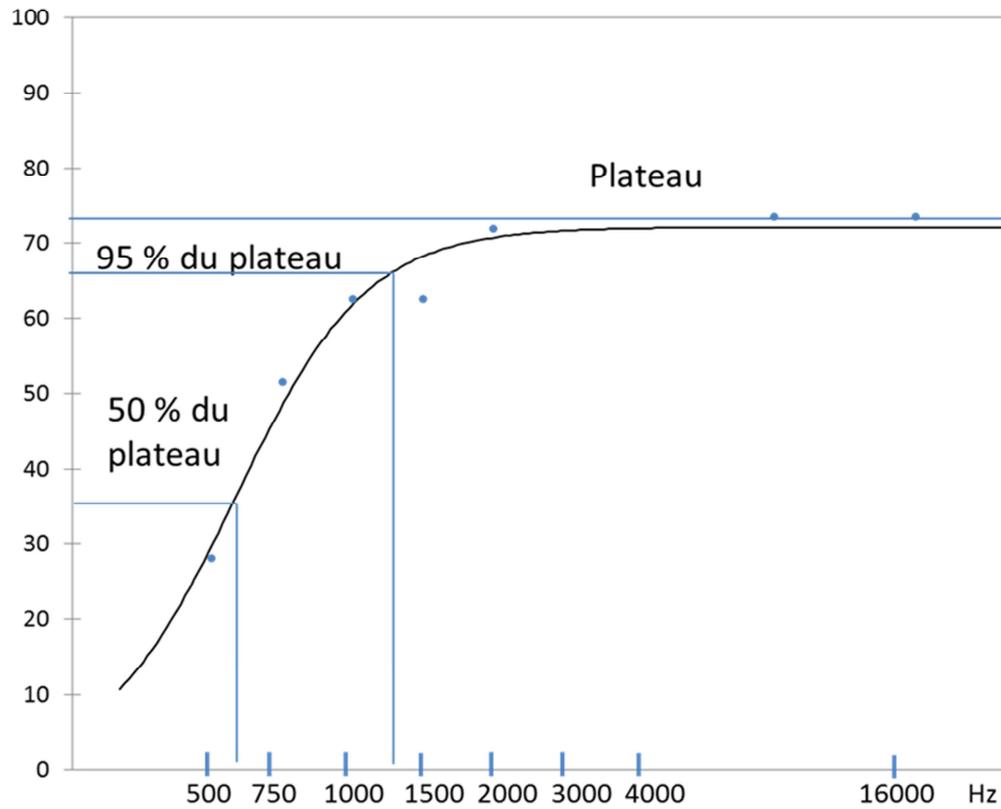


Figure 3 : Exemple de régression non-linéaire pour un patient. Le plateau est de 72% ; la fréquence à 95% du plateau est de 1380 Hz ; la fréquence à 50% du plateau est de 580 Hz.

III. Résultats et analyses statistiques

1. Normoentendants

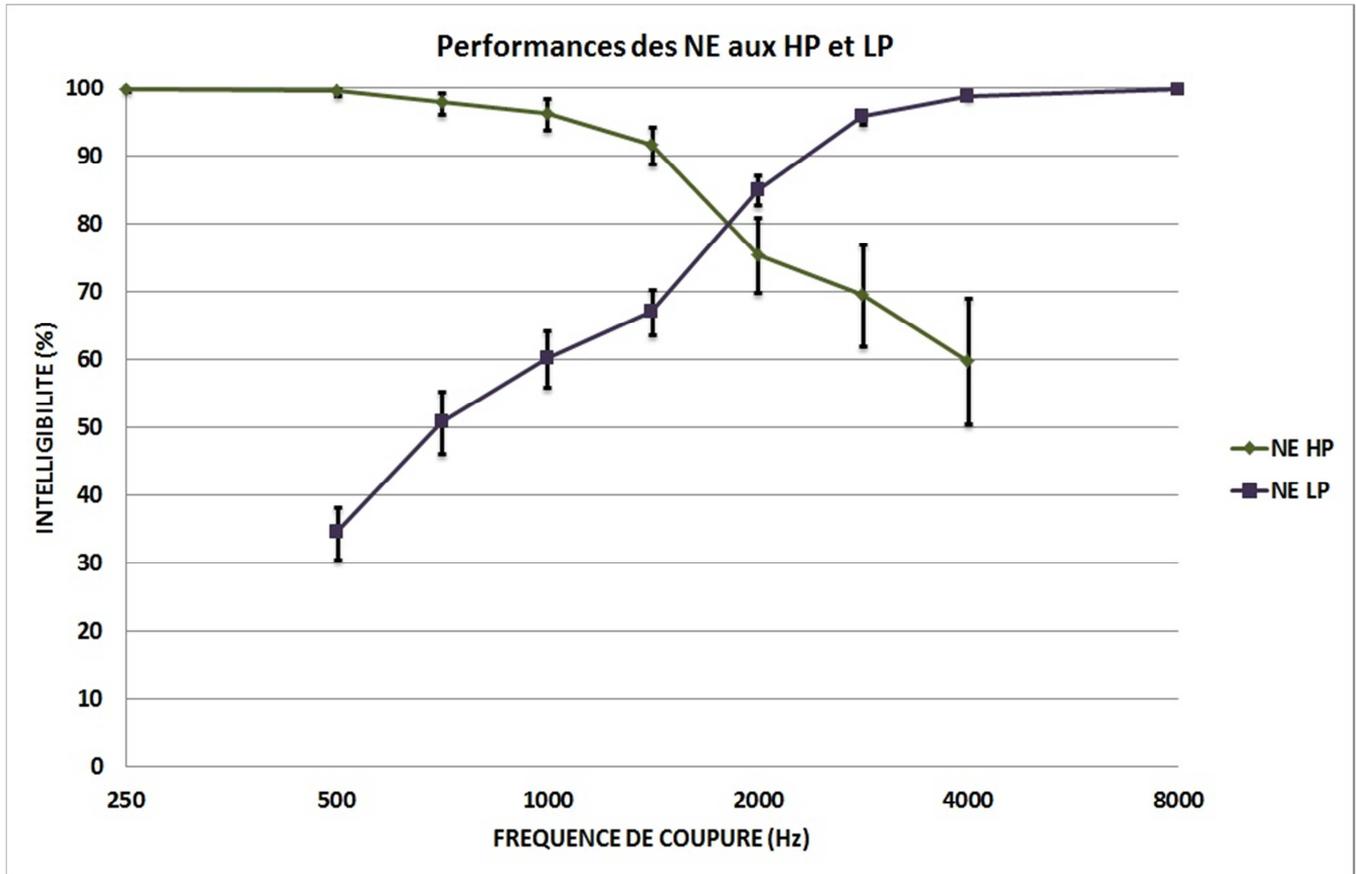


Figure 4 : performances des normoentendants en condition filtrée passe-haut et passe-bas, avec écart type pour chaque filtre.

L'intelligibilité du groupe en condition large bande est de 99,8 %. Concernant la passation des filtres passe-haut on remarque une chute de l'intelligibilité en deux étapes. Dans un premier temps celle-ci diminue lentement pour atteindre 92 % au HP1500 et, dans un second temps, atteint son minimum de 60 % au HP4000. En condition filtrée passe-bas, l'intelligibilité démarre à 34 % au filtre LP500 et augmente progressivement pour atteindre 95,8 % au LP3000 puis 98,6 % au LP4000 et évolue lentement jusqu'à son maximum de 99,8 % en large bande. Huit normoentendants (17 oreilles) sur les 12 obtiennent un score de reconnaissance supérieur à 95 % au

LP3000. Neuf des NE obtiennent leur maximum d'intelligibilité en LP4000, soit 15 oreilles. Quatre des sujets (4 oreilles) atteignent leur maximum (100 %) en LP3000.

2. Malentendants

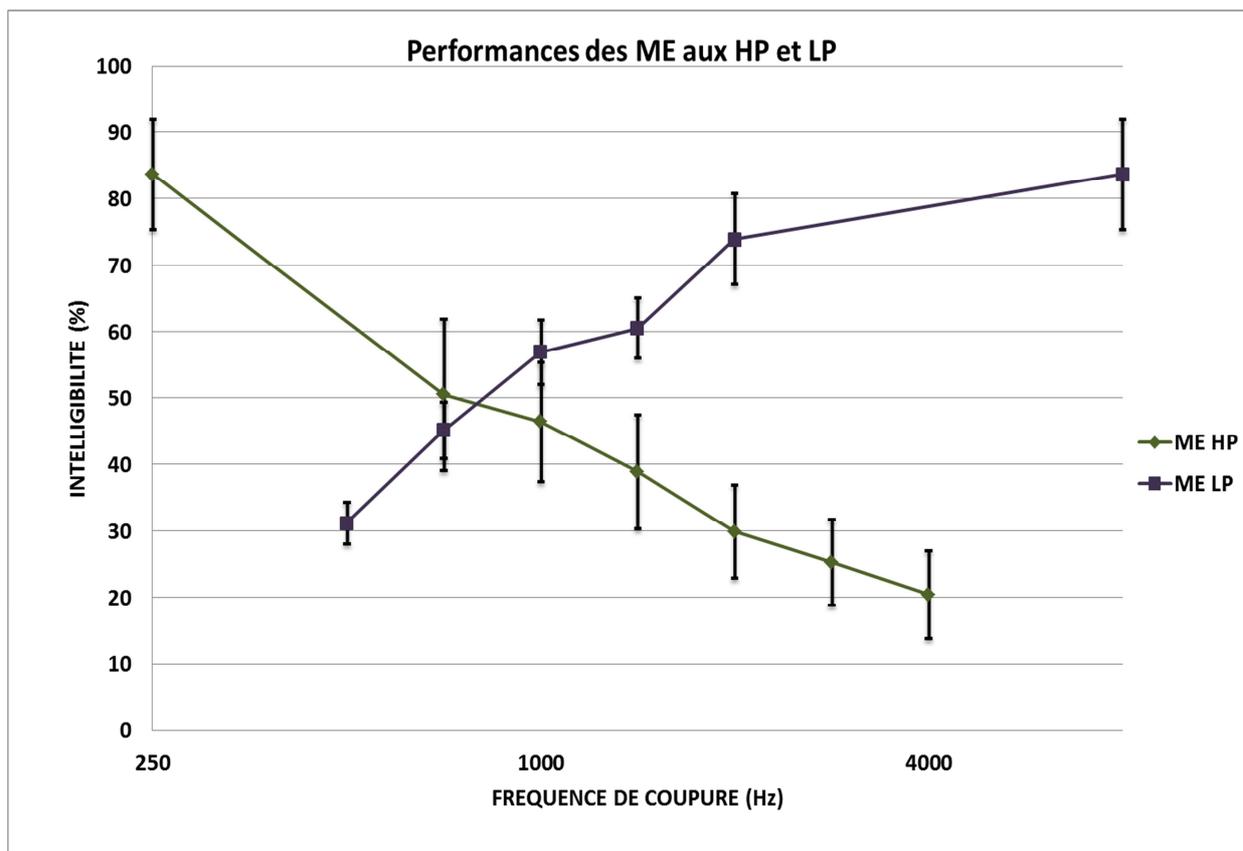


Figure 5 : performances des malentendants de l'échantillon, avec écarts types. Les filtres HP500, LP3000 et LP4000 ne sont pas présentés car trop peu de sujets y ont répondu.

a. Résultats en filtre passe-bas

Parmi les 47 oreilles testées, 27 ont bénéficié d'une amélioration lors de l'élargissement des filtres passe-bas jusqu'à la condition large bande. Huit atteignent leur maximum de reconnaissance de la parole en LP3000 ou LP4000 dont une à LP1500. Les 12 dernières oreilles montrent des performances dégradées lors du passage en condition large bande.

i. Amélioration

La majeure partie des malentendants (17 sujets soit 27 oreilles), a bénéficié d'une amélioration de la reconnaissance de la parole, en LP, lors de l'augmentation de la bande passante jusqu'à la condition large-bande.

ii. Stagnation

On remarque que parmi les 8 sujets qui ont obtenu leur score maximal avant la condition large bande, 7 présentent une intelligibilité maximale proche de 100 %. Mais chez le sujet restant, l'atteinte du score maximal s'est faite à partir de LP1500 à 59 %.

iii. Dégradation

Les 10 sujets (12 oreilles), pour lesquels l'élargissement de la bande passante n'a pas fourni d'amélioration de l'intelligibilité sont ceux qui ont eu les plus mauvais résultats aux filtres passe-haut. Ces sujets présentent d'ailleurs des seuils élevés dans les HF et de très mauvais résultats en HP.

b. Résultats en filtre passe-haut

Conformément à nos attentes, pour la majorité des malentendants, les scores aux filtres passe-haut décroissent plus rapidement que pour les normoentendants.

c. Fréquences d'intersections (crossover frequencies)

La moyenne de la fréquence d'intersection des normoentendants est de 1906 Hz. Celle des malentendants est de 874 Hz.

3. Analyse des vocales LP via les régressions non linéaires

Chez les malentendants, le 50 % du plateau est en moyenne à 720 Hz au lieu de 767 Hz chez le normo-entendant, donc plus aigu, mais la différence n'est pas significative ($p=0,106$ avec un test t de Student unilatéral). Ces derniers semblent alors exploiter davantage les BF que les NE. Les informations situées avant 720 Hz ont autant d'importance pour les ME que celles situées avant 767 Hz pour les NE. Concernant les 95 % au plateau, la tendance est plus prononcée que la précédente. Les 95 % de l'intelligibilité maximale sont atteintes à 3852 Hz pour les ME et 4576 Hz pour les NE ; la différence n'est pas significative ($p=0,066$).

4. Résultats et analyses de la covariance (ANCOVA)

Afin d'étudier avec un maximum de précision les résultats que nous avons obtenus à l'issue de cette recherche, nous avons utilisé l'analyse de la covariance (ANCOVA) à l'aide du logiciel XLSTAT 2012.1.01 sous EXCEL 2010. Nous avons voulu repérer les facteurs les plus influents, quantitatifs et qualitatifs tels que l'âge ou la symétrie de la perte, sur chaque donnée préalablement sélectionnée, à savoir certains filtres et certaines valeurs de plateau. L'ANCOVA nous fournit un ensemble de coefficients d'ajustement dont le coefficient de détermination (R^2) qui nous informe de la fiabilité du modèle proposé par cette analyse statistique. Les résultats de cette étude statistique sont donnés avec un intervalle de confiance de 95 %. Plus R^2 ajusté est proche de 1, meilleur sera le modèle. S'il est égal à 1, alors le modèle explique 100% des cas de l'échantillon étudié. Soit $R^2=1-X$, alors « X » est le reste de la variabilité qui correspond à d'autres paramètres qui n'ont pas été mesurés ou mesurables lors de l'expérience.

Les données analysées sont : la condition large bande, les 95 % au plateau en passe-bas, 50 % au plateau, le LP500, LP750, LP1000, LP1500, HP1500, HP2000, HP3000, et le HP4000.

Les paramètres quantitatifs susceptibles d'être des facteurs prédictifs sont l'âge du sujet, la durée de sa surdité, la durée de l'appareillage, le temps de privation (différence entre la date estimée d'apparition de la surdité et la date d'appareillage), la perte moyenne sur les fréquences 500, 1000, 2000 et 4000 Hz (perte), la perte moyenne sur les fréquences 250, 500, 750, 1000 et 1500 Hz (perte 1), la perte moyenne sur les fréquences 2000, 3000, 4000, 6000 et 8000 Hz (perte 2), la perte moyenne sur les fréquences 3000, 4000, 6000 et 8000 Hz (perte 3), la perte moyenne sur les fréquences 4000, 6000 et 8000 Hz (perte 4), les différents seuils tonaux (250, 500, 750, 1000, 1500, 2000, 3000, 4000, 6000 et 8000 Hz), les seuils subjectifs d'inconfort (à 500, 1000, 2000, 4000 et 6000 Hz) et les dynamiques à 500, 1000, 2000, 4000 et 6000 Hz. Les paramètres qualitatifs sont : le côté de l'oreille, la symétrie ou asymétrie de la perte, le sexe du sujet et s'il est appareillé ou non. Nous incluons par la suite un facteur qualitatif à savoir l'intelligibilité du sujet en condition large bande. Les coefficients de détermination sont calculés avec un intervalle de confiance de 95%.

a. Les conditions filtrées

i. Les filtres passe-bas

L'ANCOVA du filtre LP500 nous montre que le facteur prédictif le plus important est l'âge ($p=0,001$), qui est corrélé négativement à ce filtre. Ce paramètre explique la variabilité des résultats au LP500 de l'échantillon avec $R^2=0,215$. L'équation du modèle est : $LP500 = 47,09 - 0,24 * AGE$.

Concernant le filtre LP750, l'ANCOVA nous montre que le temps d'appareillage est corrélé négativement avec ce filtre ($p=0,017$). Cette analyse est effectuée avec un coefficient de détermination de 0,098. L'ajout du paramètre VCV non filtré n'influence pas les résultats dans les deux cas présentés ci-dessus. L'équation de ce modèle est : $LP750 = 47,44 - 8,36.10^{-02} * APP MOIS$.

Le modèle permettant de prédire le score au LP1000 est obtenu à partir du seuil tonal à 500 Hz ($p=0,002$), corrélé négativement, avec une fiabilité de 16,7 % concernant l'échantillon. L'équation du modèle est : $LP1000 = 64,89 - 0,25 * 500$. L'ajout du paramètre VCV change la tendance. La modélisation se fait désormais à partir du score à la condition large-bande ($p<0,001$) et du sexe féminin ($p=0,046$). Le coefficient de détermination est ici de 0,249. L'équation du modèle devient : $LP1000 = 28,37 + 0,33 * VCV + 8,00 * SEXE-F$.

On peut prédire les scores du filtre LP1500 avec une fiabilité de 47,7 % à l'aide d'un modèle, $LP1500 = 89,04 - 0,33 * \text{seuil à } 6000 \text{ Hz} - 3,65 * \text{asymétrie de la perte}$, constitué à partir du seuil tonal à 6000 Hz ($p<0,0001$), corrélé négativement au paramètre pronostiqué, et à partir de l'asymétrie de la perte auditive ($p=0,033$), également corrélé négativement. L'ajout du paramètre VCV n'entraîne aucune variation du modèle.

ii. Les filtres passe-haut

Le filtre HP4000 est corrélé positivement à la dynamique auditive résiduelle à 500 Hz ($p=0,034$) et négativement à l'âge ($p<0,0001$). Le modèle, $HP4000 = 45,63 - 0,57 * AGE + 0,17 * DYN500$, a une prédiction fiable à 41,9 % sur l'ensemble de l'échantillon.

L'ANCOVA nous présente un modèle, $HP3000 = 67,93 - 0,37 * AGE - 0,23 * \text{seuil à } 8000 \text{ Hz}$, prédisant le score au HP3000 à partir de l'âge du sujet ($p=0,006$) et du seuil tonal à 8000 Hz ($p=0,006$), ces deux paramètres étant corrélés négativement avec la donnée étudiée. Ces deux paramètres expliquent la variabilité de l'échantillon avec une précision de 40,9 %.

Les paramètres âge du sujet, seuil tonal à 8000 Hz et l'asymétrie de la perte sont corrélés avec les scores au filtre HP2000, négativement pour les deux premiers, positivement pour le dernier. L'équation du modèle est : $HP2000 = 78,59 - 0,39 * AGE - 0,35 * \text{seuil à } 8000 \text{ Hz} + 7,96 * \text{asymétrie de la perte}$. Les probabilités sont, respectivement, $p=0,003$, $p<0,0001$ et $p=0,007$. La fiabilité du modèle est de 52,1 % pour l'échantillon.

Les variabilités des résultats au filtre passe haut 1500 sont expliquées avec une fiabilité de 42,3 % par un modèle, $HP1500 = 99,71 - 0,41 * AGE - 0,49 * \text{Perte HF}$, établi à partir de l'âge ($p=0,008$), corrélé négativement au HP1500, et à partir de la perte moyenne sur les hautes fréquences à savoir 2, 3, 4, 6 et 8 kHz ($p<0,001$), corrélée négativement.

L'ajout du paramètre score large bande à l'analyse statistique ne modifie pas les quatre modèles précédemment établis.

b. VCV non-filtrés

En analysant à l'aide d'une ANCOVA, les performances des ME en VCV non-filtrés, on remarque que le score de reconnaissance de la parole est corrélé positivement à la durée de privation ($p=0,009$ et au seuil subjectif d'inconfort à 500 Hz ($p < 0,0001$) ainsi que négativement aux seuils tonaux à 750 et 4000 Hz ($p < 0,0001$) et à la dynamique résiduelle auditive à 4000 Hz ($p < 0,0001$). Ces facteurs apparaissent sur la figure 5. Ce modèle (confère figure 6), $VCV = 92,31 + 1,68.10^{-02} * \text{durée de privation} - 0,55 * \text{seuil à 750 Hz} - 0,66 * \text{seuil à 4000 Hz} + 0,72 * \text{SSI500} - 0,53 * \text{DYN4000}$, constitué des 5 paramètres précédents, permet d'expliquer 80,3 % ($R^2=0,803$) de la variance observée au sein de notre échantillon.

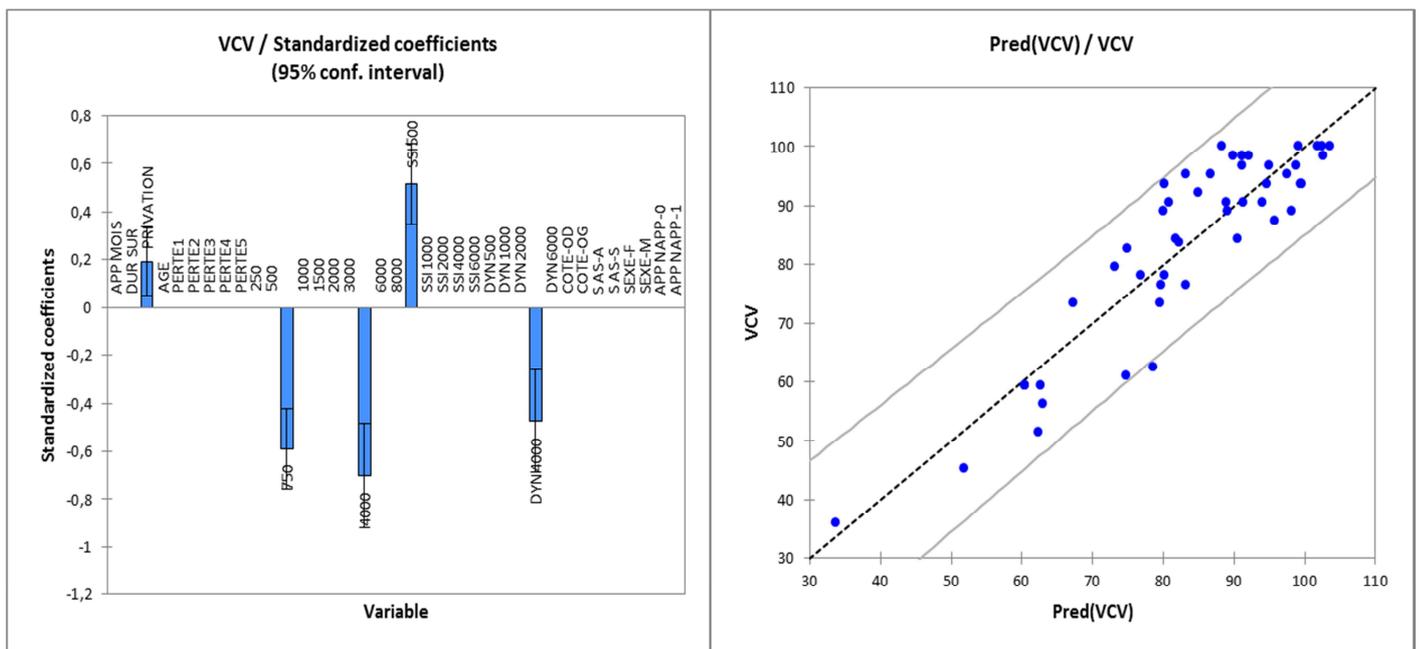


Figure 6 : à gauche, facteurs constituant le modèle de prédiction permettant de calculer les valeurs obtenus par les sujets de l'échantillon lors de la condition large bande.

Figure 7 : à droite, représentation graphique des réponses des sujets, à la condition large bande, prédites par le modèle constitué à partir des facteurs présentés sur la figure 5.

c. Les valeurs du modèle non-linéaire

Afin d'évaluer les facteurs qui influencent l'intelligibilité plateau, la fréquence au 50% du plateau, et la fréquence au 95 % du plateau, une analyse Ancova a été réalisée pour chacune de ces valeurs.

La fréquence à 95% du plateau est uniquement corrélée négativement avec la perte sur les fréquences 2, 3, 4, 6 et 8 kHz ($R^2_{adj} = 0.191$, $p=0,001$). Le modèle est : $95\%LP = 7003,96 - 46,05 * \text{perte HF}$. Lorsqu'on intègre parmi les paramètres les résultats en VCV non-filtrés, ceux-ci sont reliés à la fréquence correspondant aux 95% du plateau ($R^2_{adj} = 0.273$, $p < 0,0001$), le modèle devient : $95\%LP = - 424,08 + 51,11 * \text{VCV}$.

Pour la fréquence correspondant à 50% du plateau, l'Ancova montre une relation positive avec la durée de la surdité ($p=0,001$) et négative avec les seuils tonaux à 2000 Hz ($p=0,036$) et 3000 Hz ($p=0,011$). Ces trois paramètres permettent d'expliquer 39,1 % des résultats observés ($R^2=0,391$), le modèle est : $50\%LP = 992,47 + 0,38 * \text{durée de la surdité} - 2,56 * \text{seuil à 2000 Hz} - 3,55 * \text{seuil à 3000 Hz}$. Lorsqu'on ajoute les performances VCV non-filtrés au modèle, on trouve une relation positive avec la durée de la surdité ($p=0,004$), l'âge ($p=0,007$), la condition large-bande ($p=0,006$) et négative avec le seuil tonal à 3000 Hz ($p=0,010$), facteurs apparaissant sur la figure 4 ($R^2_{adj} = 0.461$). Le modèle devient : $50\%LP = 289,10 + 0,27 * \text{durée de la surdité} + 3,87 * \text{AGE} - 3,42 * \text{seuil à 3000 Hz} + 3,94 * \text{VCV}$.

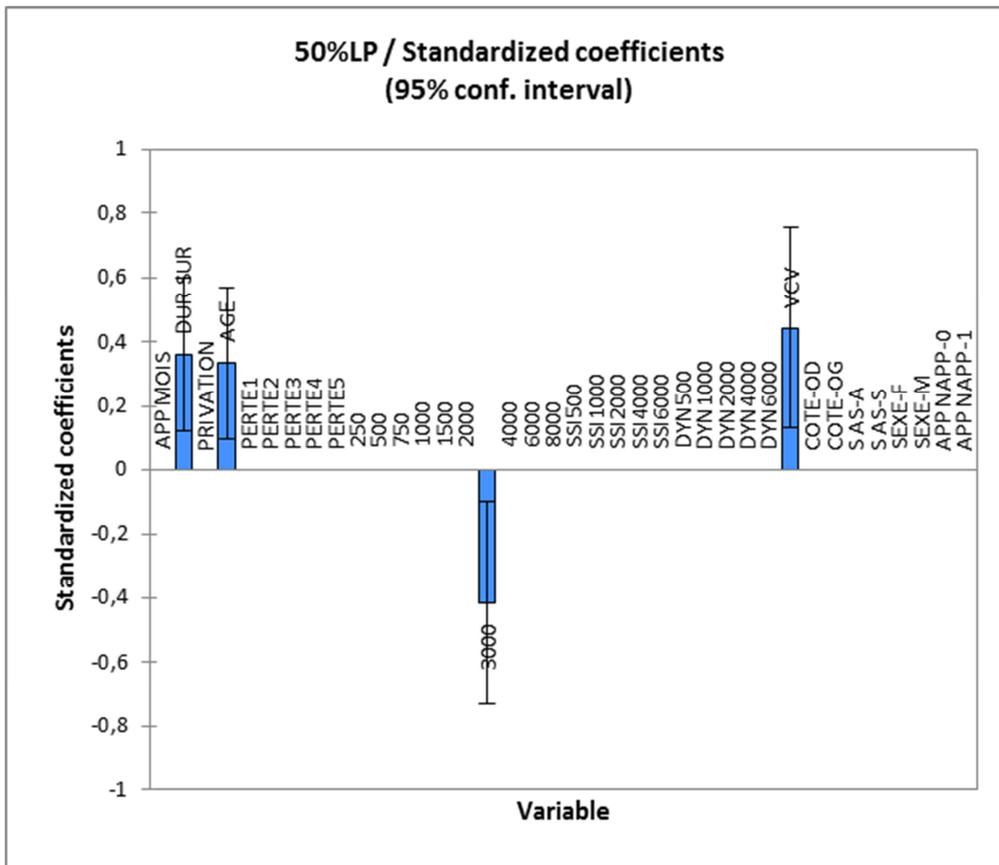


Figure 8 : Sur ce schéma figurent les facteurs qui sont corrélés positivement (ici la durée de la surdité, l'âge du sujet et les scores obtenus en condition large bande) et les ceux qui sont corrélés négativement (ici le seuil tonal à 3000 Hz), au 50% au plateau en condition filtrée passe-bas.

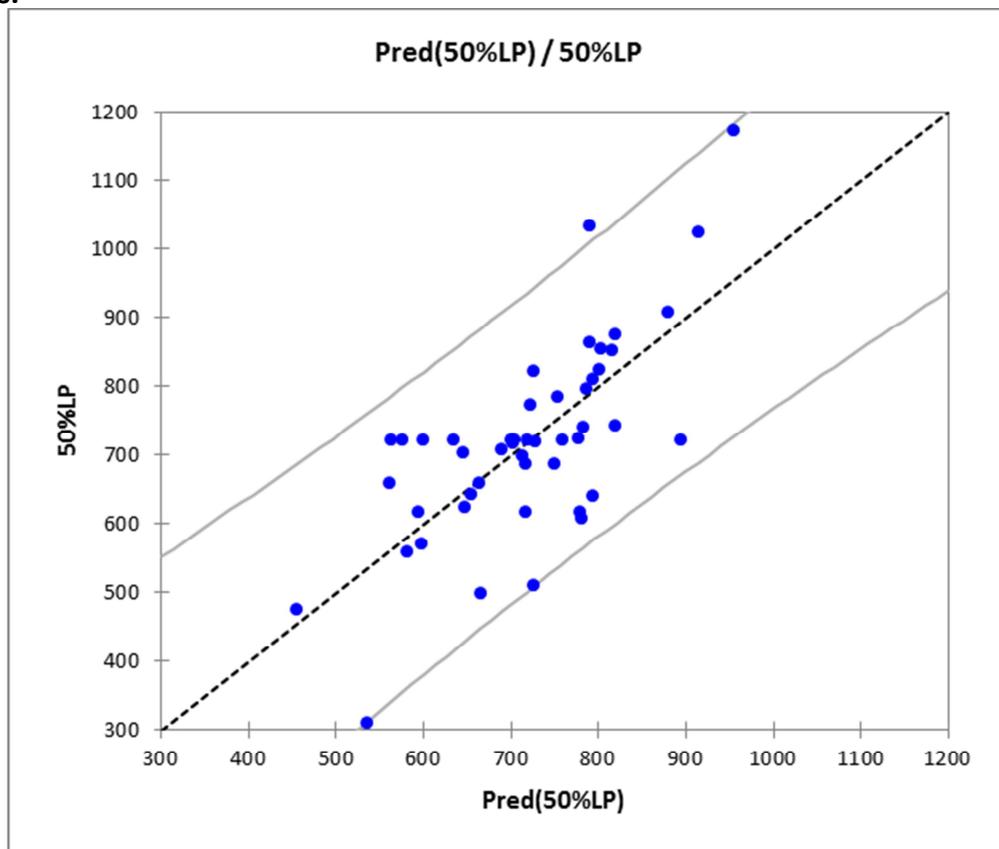


Figure 9 : Ce graphique exprime les valeurs du 50 % au plateau des sujets en fonction de celles prédites à partir du modèle constitué avec les facteurs précédemment cités.

IV. Discussion

1. Les difficultés rencontrées et les biais

Les difficultés majeures de la passation des tests sont le temps nécessaire pour leur réalisation et la concentration demandée au sujet pour répéter les logatomes. En effet, chaque liste de VCV comporte 64 logatomes, sachant qu'il faut, idéalement, faire répéter 9 listes par oreille, le total des mots est de 576 par oreille. Soit 1152 logatomes pour les deux oreilles, d'où la nécessité de demander au patient de découper la séance en 2 voire 3 rendez-vous. A cela s'ajoute, les audiométries tonales, avec Seuils Subjectifs d'Inconfort (SSI), et vocale, avec les listes de mots dissyllabiques de J.E. Fournier. Mais tout ne s'est pas déroulé selon nos espérances, plusieurs patients ont été très vite fatigués par la répétition des logatomes du fait de leur âge, de leur état de santé ou de leur manque de disponibilité. Certains d'entre eux, après 1 heure de test, ne voulaient plus revenir afin de continuer la recherche. Le temps de passation total des tests est situé entre 3,5 heures et 4 heures par sujet, pour les deux oreilles.

De prime abord, nous souhaitons nous référer à la demi-octave supérieure à la fréquence de coupure de l'audiogramme du sujet, pour le choix des filtres LP, et à celui inférieur pour le choix des filtres HP. Concernant les LP, nous pensions que ce critère était suffisant afin de constater une stagnation, amélioration ou dégradation des performances du sujet. Or nous avons remarqué à travers nos résultats, que le manque de filtres ne nous a pas permis de comparer tous nos patients entre eux comme nous l'espérions. Nous avons donc été restreints quant au choix des filtres LP pour notre étude. Ce manque de résultats a compliqué nos analyses statistiques.

Il aurait alors fallu passer tous les filtres passe-bas pour comparer de façon optimale, nos différents sujets.

2. Cas particuliers

a. Exploitation de la dynamique auditive résiduelle dans les HF

i. Le sujet GH vs le sujet TL

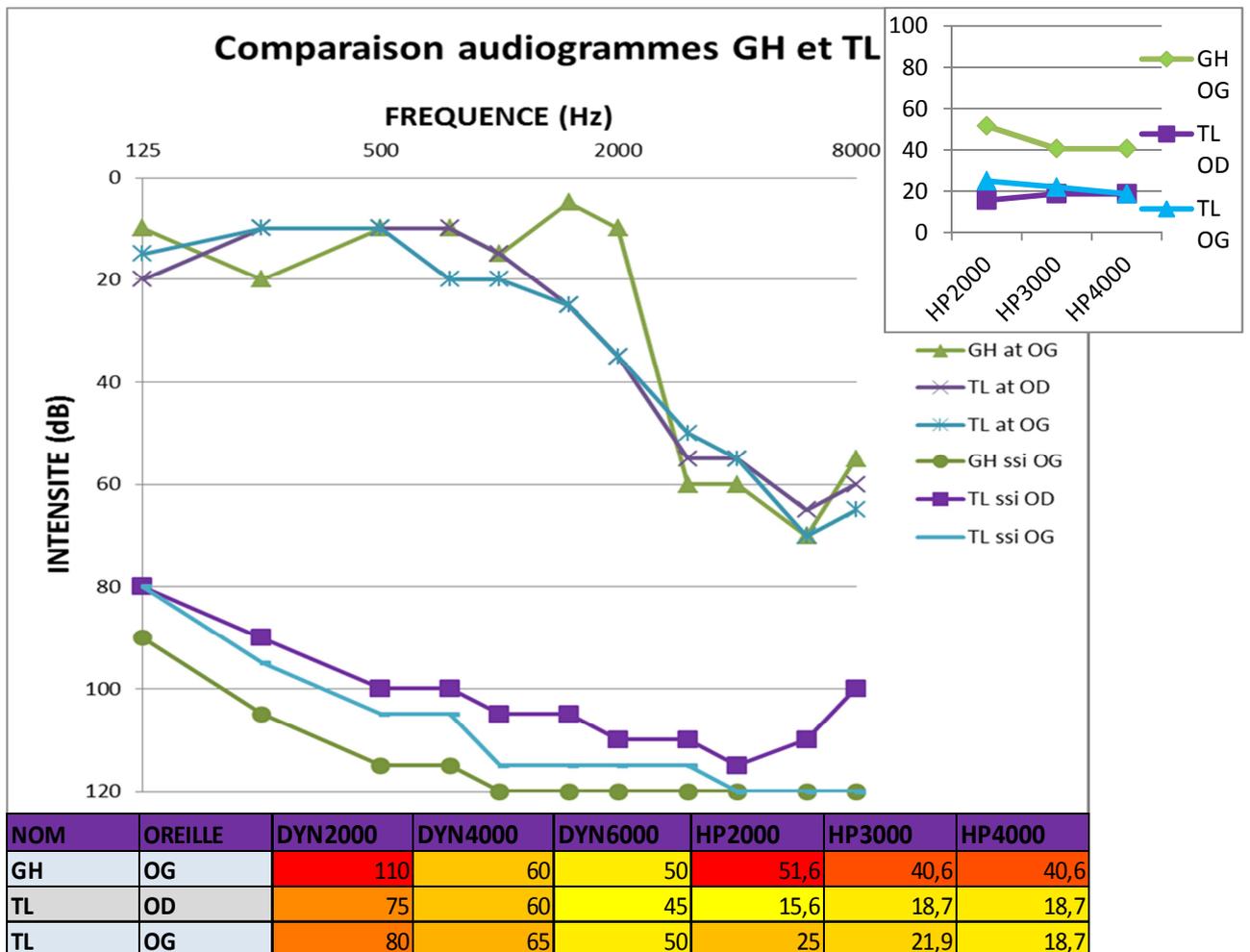


Figure 10 : audiogrammes des sujets GH et TL, ainsi que leurs dynamiques auditives résiduelles aux fréquences 2000, 4000 et 6000 Hz et leurs scores (exprimés en pourcentage de bonnes réponses) aux filtres passe-haut 2000, 3000 et 4000 Hz. (at : audiométrie tonale, ssi : seuil subjectif d'inconfort)

Commençons par la comparaison de deux patients : GH (OG), malentendant depuis 20 ans, et TL (OD et OG), depuis 25 ans. GH est un homme de 48 ans présentant une oreille droite cophotique et une perte unilatérale en pente de ski sur

l'oreille gauche avec une bonne conservation des graves et médiums, aucun seuil supérieur à 20 dB HL jusque 2 kHz, fréquence à partir de laquelle le seuil tonal chute et la moyenne de ce dernier est d'environ 60 dB HL sur les fréquences 3, 4, 6 et 8 kHz. TL est un homme de 67 ans dont la perte auditive bilatérale symétrique est caractérisée par une relativement bonne conservation des BF jusqu'à 1,5 kHz et un seuil moyen à partir de 3 kHz jusqu'à 8 kHz d'environ 60 dB HL. Leurs fréquences d'intersection sont, 1086 Hz pour GH (OG), 664 Hz pour TL (OD) et 1031 Hz pour TL (OG). L'origine de la perte de GH n'est pas connue et TL a travaillé avec des explosifs, donc sa surdité peut être liée au bruit et à la presbycusie. Ces 2 sujets sont appareillés depuis environ 1 an. GH obtient 100 % d'intelligibilité à 30 dB HL à l'audiométrie vocale effectuée avec les listes de mots dissyllabiques de J.E. Fournier et TL présente ce score à 50 dB HL. Leurs dynamiques sont semblables à 3000, 4000 Hz (environ 60 dB) et 6000 Hz (environ 50 dB) sauf pour 2000 Hz laquelle est de 110 dB pour GH et 80 pour TL. Bien qu'il y ait des similitudes de dynamiques dans les HF, leurs réponses aux filtres passe-haut sont différentes. On constate sur la figure 10 que le sujet TL est environ deux fois moins performant, avec 18,7 % de réussite pour la reconnaissance des logatomes, que GH, avec 40,6 %, pour les HP3000/4000 alors que les dynamiques sont semblables. Le TEN test nous informe que l'OD de TL présente une ZIC à 2000 Hz mais pas avant ni au-delà, son oreille gauche n'en présente aucune et celle de GH non plus. GH utilisent encore relativement bien les indices acoustiques HF et obtient des résultats au HP4000 semblables à certains de nos participants normoentendants. TL ne semble pas bien exploiter l'information HF de parole pour la comprendre et ses résultats sont faibles dès le HP1500 (OD : 23 % et OG : 28 %). On constate alors à travers cet exemple,

que deux sujets ayant des seuils et une dynamique auditive résiduelle similaires dans les HF ne vont pas utiliser les informations HF de parole de la même manière.

ii. CA et FF vs CM

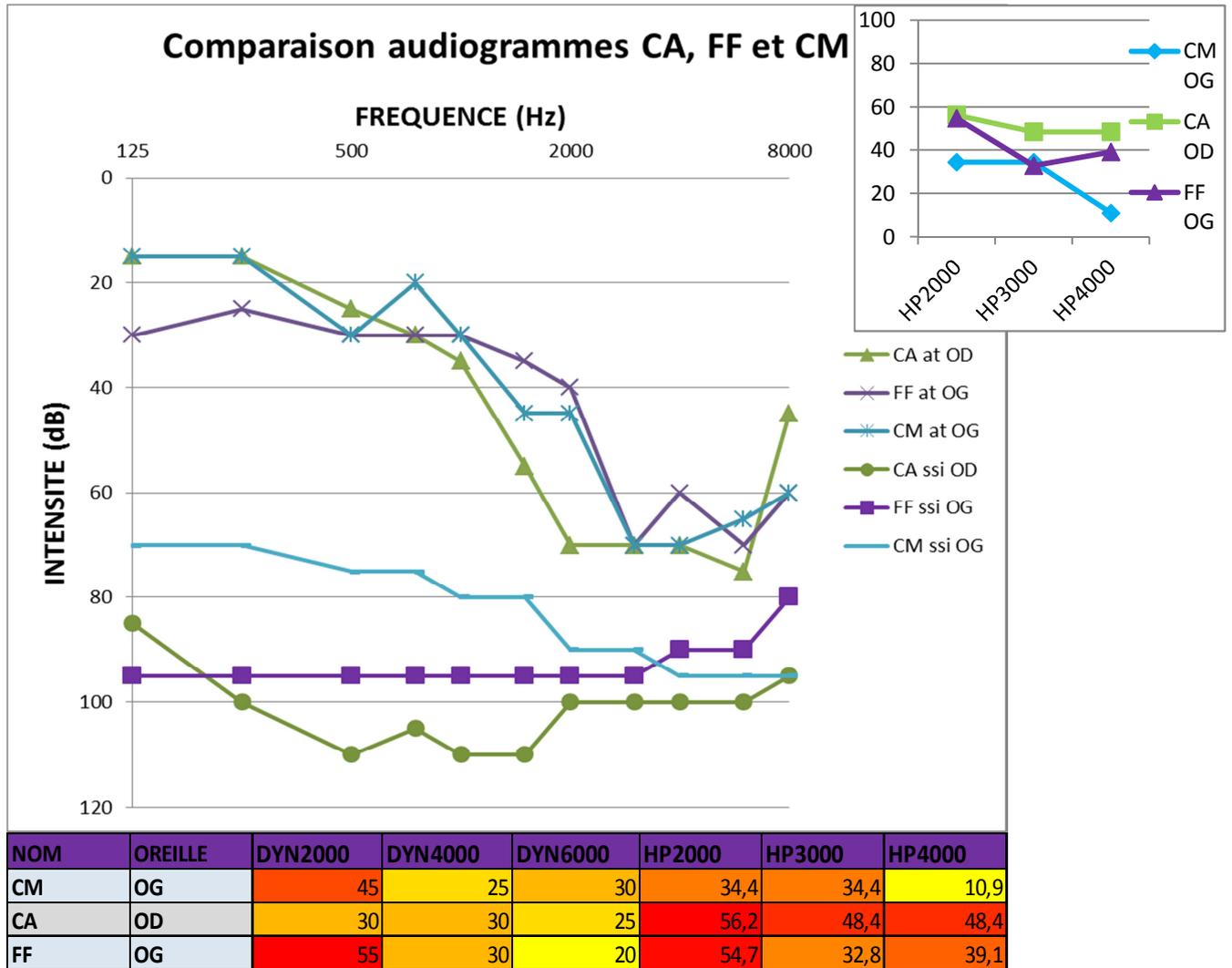


Figure 11 : comparaison des audiogrammes de CA, FF et CM. Figurent également sur la partie inférieure, les dynamiques des sujets dans les HF et leurs réponses aux filtres passe-haut 2000, 3000 et 4000 Hz.

Nous retrouvons également le même phénomène en comparant trois autres sujets : CA (OD) et FF (OG) avec CM (OG). CA, FF et CM sont trois hommes âgés de, respectivement, 51, 47 et 60 ans, non appareillés. Leurs fréquences d'intersections sont, respectivement, 841, 1126 et 945 Hz. Leur surdité date de 20 ans, 10 ans et 20 ans. Ils ont tous travaillé dans le bruit et les deux derniers

pratiquent très régulièrement la chasse. Comme le montre la figure 11, leurs basses fréquences ne présentent pas de seuils supérieurs à 35 dB HL avant 1000 Hz. Mais à partir de cette fréquence les seuils chutent. De 2 à 8 kHz, la perte moyenne est d'environ 65 dB. Les sujet CA, CM et FF obtiennent 100 % d'intelligibilité à la vocale Fournier (respectivement aux intensités : 50, 70 et 70 dB HL). Les dynamiques auditives résiduelles (DAR) dans les HF, supérieures à 2 kHz, sont à peu près similaires. Mais les résultats aux HP ne le sont pas. En HP2000 les scores de CA et FF sont similaires mais ceux de CM sont plus mauvais d'environ un tiers. En HP3000 CM et FF ont des scores similaires et inférieurs à CA d'environ un tiers. Mais en HP4000, CM présente une reconnaissance des logatomes qui est environ 4 fois moins bonne que CA et FF alors que les DAR sont semblables. De plus, les résultats du TEN test nous informent que la cochlée gauche de CM présente une ZIC contrairement à CA qui n'en présente pas. Le TEN test n'a pas pu être effectué sur FF. La ZIC de CM s'étend de 4 kHz à 10 kHz, l'analyse de l'intégrité de la cochlée s'arrêtant à cette dernière fréquence. Ainsi la présence de ZIC à partir de la zone cochléaire répondant, théoriquement, aux stimulations sonores de 4 kHz ne permettrait pas à CM d'exploiter les informations HF de la parole, d'où de mauvais résultats en HP. Tandis que FF et CA utilisent correctement les HF, CM n'y arrive pas.

iii. BJ vs CM

Une comparaison particulièrement intéressante est celle du sujet BJ (OD) au sujet CM (OD), les deux étant non appareillés. Leurs fréquences d'intersections sont, respectivement, 1031 et 986 Hz. En effet, ces deux sujets ont des dynamiques auditives résiduelles très différentes dans les HF et des résultats paradoxaux. BJ et CM ont, respectivement, 77 et 60 ans. Ces deux sujets ne sont pas appareillés. CM

présente cette surdité depuis 20 ans. BJ n'a jamais travaillé dans le bruit, dit être g n  depuis 1 an. Le TEN test n'a décelé aucune ZIC sur ces deux oreilles. Comme la figure 12 l'illustre ci-dessous, CM présente une dynamique beaucoup plus faible que celle de BJ et pourtant, les résultats aux HP2000 / 3000 / 4000 sont meilleurs pour CM : le double de ceux de BJ pour HP3000 (BJ : 16 % et CM : 33 %) et HP4000 (BJ : 16 % et CM : 31 %).

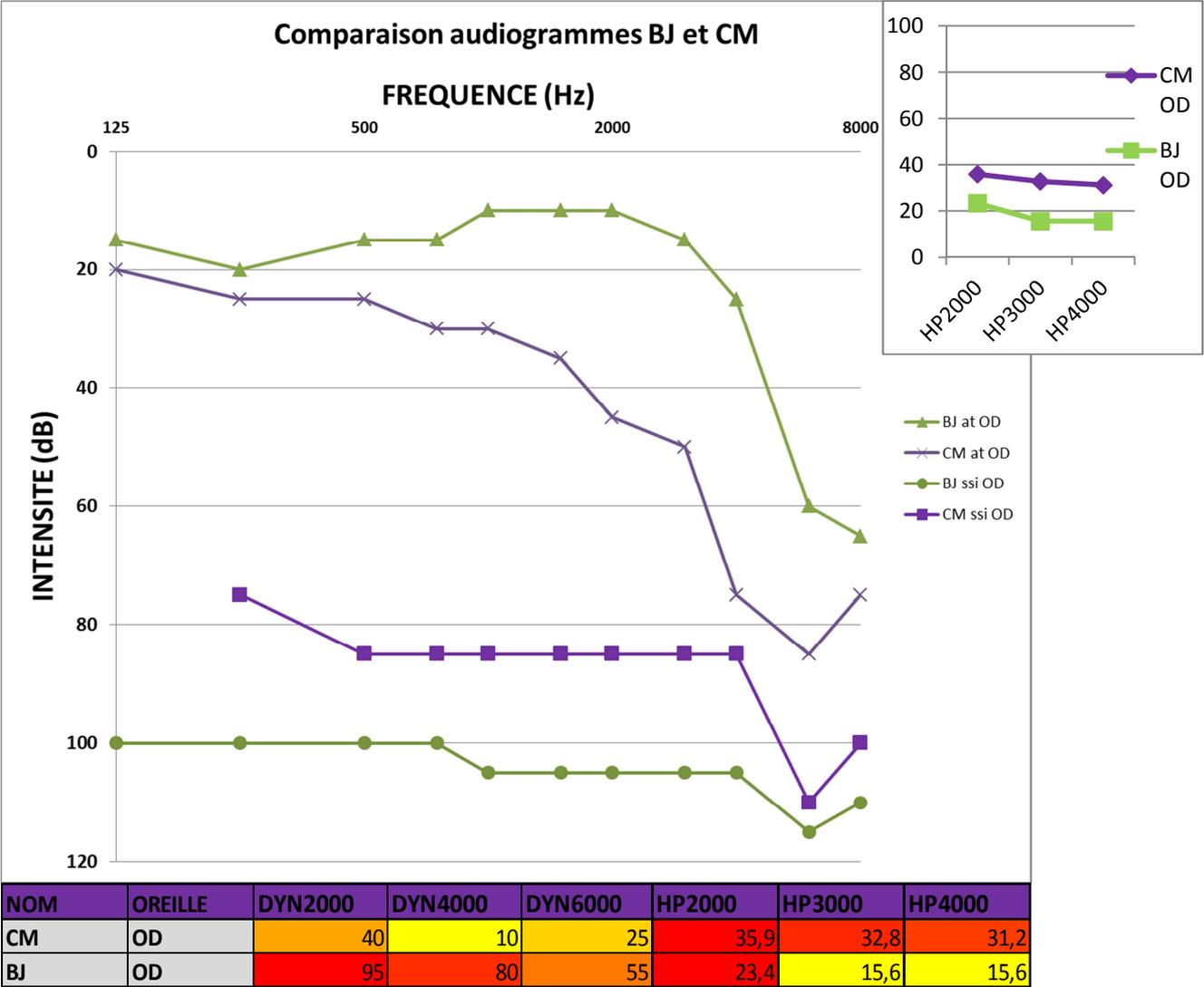


Figure 12 : audiogrammes des sujets BJ et CM, ainsi que leurs résultats aux HP2000, HP3000 et HP4000.

iv. BB vs SA

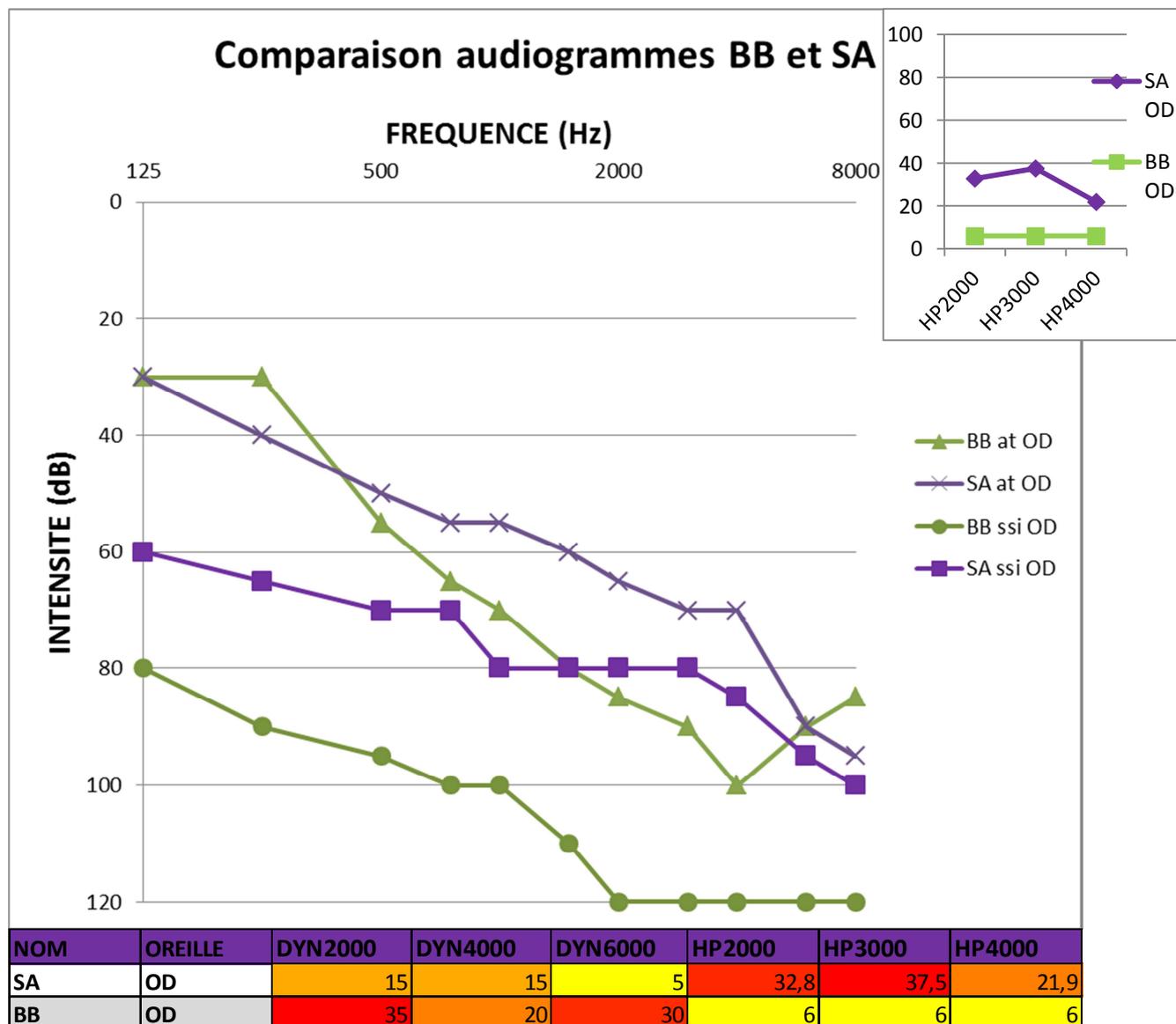


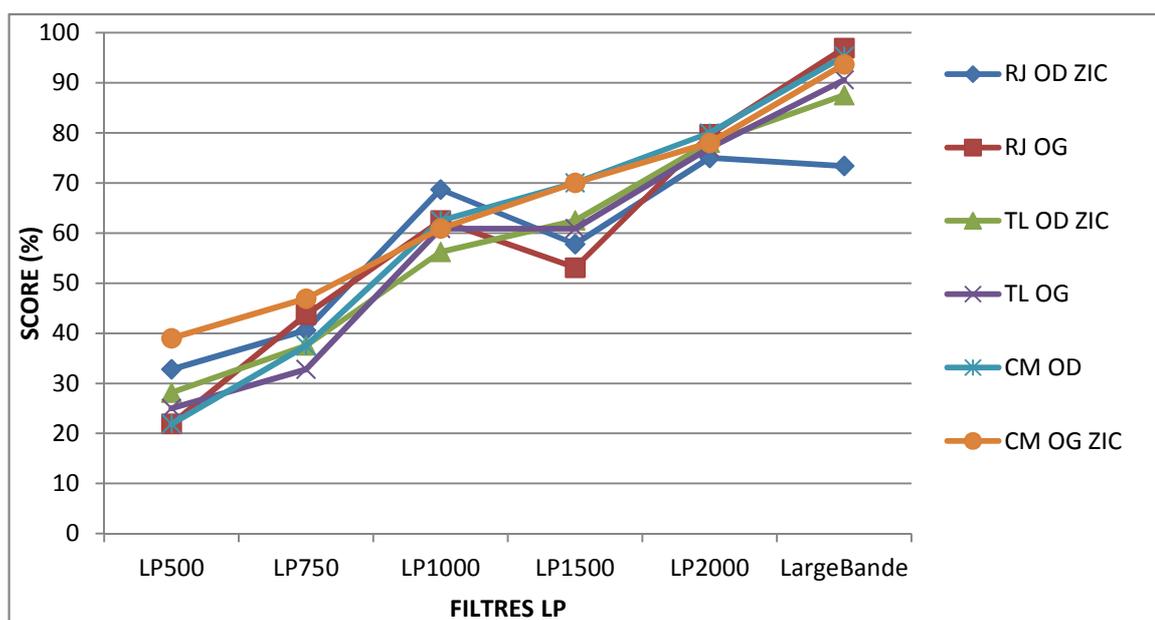
Figure 13 : audiogrammes des sujets BB et SA, ainsi que leurs résultats aux HP2000, HP3000 et HP4000.

Il est aussi intéressant de se pencher sur un autre cas particulier, celui de BB (OD) et SA (OD). BB est une femme de 77 ans et SA est un homme de 63 ans. Tous les deux ne sont pas appareillés. La surdité de BB a une origine probablement ototoxique et a débuté il y a environ 55 ans. SA a une surdité semblant être héréditaire. Leurs fréquences d'intersections sont : BB 512 et SA 555 Hz. Le TEN test n'a décelé aucune ZIC concernant SA et BB n'a pas pu passer ce test, faute de disponibilité. Les résultats en HP sont meilleurs pour SA, ils avoisinent les 30 %,

comme le stipule la figure 13. On remarque que BB a une dynamique d'environ 30 dB de 1000 Hz à 8000 Hz et pourtant son score de reconnaissance est de 8 % à HP1000, et quasi nul à partir de HP1500, 6% étant le taux de reconnaissance des logatomes dû au hasard. Dans ce cas, le manque d'audibilité des informations de parole situées dans les HF pourrait expliquer les faibles performances de BB dans ces HF. Mais les seuils entre les deux sujets sont différents, BB a une perte plus importante que SA. Les SSI de SA sont moins élevés que ceux de BB. Ainsi, les différences de performances seraient ici expliquées par la différence de seuils absolus et non par la différence de dynamique.

Lorsque la dynamique d'un sujet dans les aigus est d'au moins 30 dB, on compte qu'une amplification permettrait de restaurer l'audibilité des informations de parole HF du sujet. Et dans le cas contraire, une dynamique très pincée ne permettrait pas au sujet de percevoir les informations de parole qui lui sont restituées par amplification. A travers ces comparaisons, on a remarqué qu'à dynamique et seuils semblables dans les HF, les sujets peuvent présenter des intelligibilités différentes et parfois même ne pas exploiter les HF. Le degré de la perte auditive et l'observation de la dynamique auditive résiduelle dans les HF ne permettent pas de prédire, à eux seuls, l'utilisation des informations HF de la parole par le sujet. Ces deux observations seraient alors insuffisantes pour déterminer l'amplification des HF ou non.

b. Perte symétrique et ZIC unilatérale

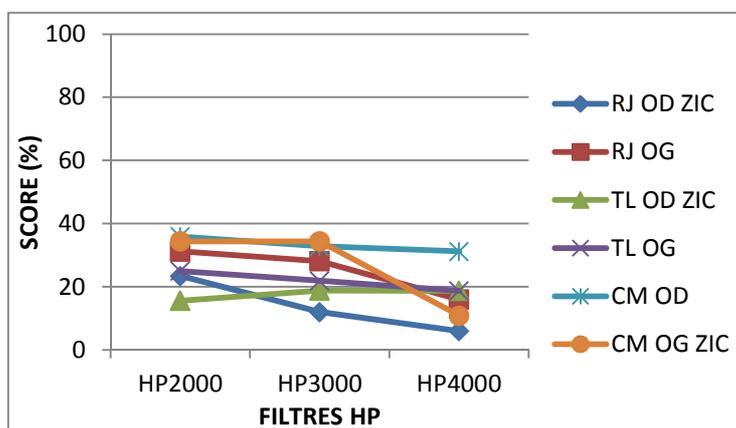


Nom	Oreille	ZIC	lp500	lp750	lp1000	lp1500	lp2000	Large Bande
RJ	OD	oui	32,8	40,6	68,7	57,8	75	73,4
RJ	OG	non	21,9	43,7	62,5	53,1	79,7	96,9
TL	OD	oui	28,1	37,5	56,2	62,5		87,5
TL	OG	non	25	32,8	60,9	60,9		90,6
CM	OD	non	21,9	37,5	62,5			95,3
CM	OG	oui	39	46,9	60,9			93,7

Figure 14 : performances aux filtres passe-bas et large bande des sujets ME ayant une perte auditive symétrique et présentant des ZICs unilatéralement.

Nous remarquons sur la figure n°14, que l'OD de TL obtient de meilleures performances que l'OG aux filtres passe-bas LP500, LP750 et LP1500. De plus, chez le sujet CM, présentant une perte auditive symétrique et une présence unilatérale de ZIC, on remarque une différence de réponse aux filtres passe-bas (figure n°14). L'oreille présentant les ZICs obtient de meilleures performances aux LP que l'autre oreille. Ce phénomène est également remarqué chez un troisième patient : RJ. Ce dernier a une perte symétrique et présente des ZIC sur l'OD de 6 à 10 kHz. Comme le montre le tableau n°14, ses scores à LP500, LP1000 et LP1500 sont meilleurs que ceux de l'OG. On remarque chez ce patient que c'est l'oreille présentant la ZIC qui a une meilleure compréhension des informations de parole dans les BF. Nous avons comparé les trois patients (TL, CM, RJ) (6 oreilles divisées

en deux groupes : le premier regroupant les 3 oreilles avec ZIC et un deuxième comprenant les oreilles sans ZIC) ayant une perte auditive bilatérale symétrique et présentant unilatéralement des ZICs, nous avons réalisé un test t de Student. Celui-ci nous montre que la différence de compréhension en LP500 est significativement meilleure ($p=0,017$) pour les 3 oreilles ayant des ZICs dans les HF mais non pour les autres filtres. Nous constatons également que chez nos sujets ayant une perte symétrique et des ZICs unilatéralement, l'oreille présentant des ZICs obtient des scores plus mauvais aux HP que celle qui en est dépourvue (figure 15). La présence de ZIC limiterait l'utilisation des informations HF de la parole.



Nom	Oreille	ZIC	hp2000	hp3000	hp4000
RJ	OD	oui	23,4	12	6
RJ	OG	non	31,2	28,1	16
TL	OD	oui	15,6	18,8	18,7
TL	OG	non	25	21,9	18,7
CM	OD	non	35,9	32,8	31,2
CM	OG	oui	34,4	34,4	10,9

Figure 15 : résultats aux HP des ME avec ZIC unilatérale et perte symétrique.

Bien que nous disposions de peu de sujets chez qui le TEN test a décelé des zones inertes sur une large zone cochléaire, nombreux sont nos sujets à présenter des seuils tonaux supérieurs à 70 dB HL dans les hautes fréquences. Or selon Vinay et Moore (2007) et Aazh et Moore (2007), il est fort probable qu'une perte auditive supérieure à 70 dB HL relate la présence de ZIC. De plus, comme nous l'avons vu

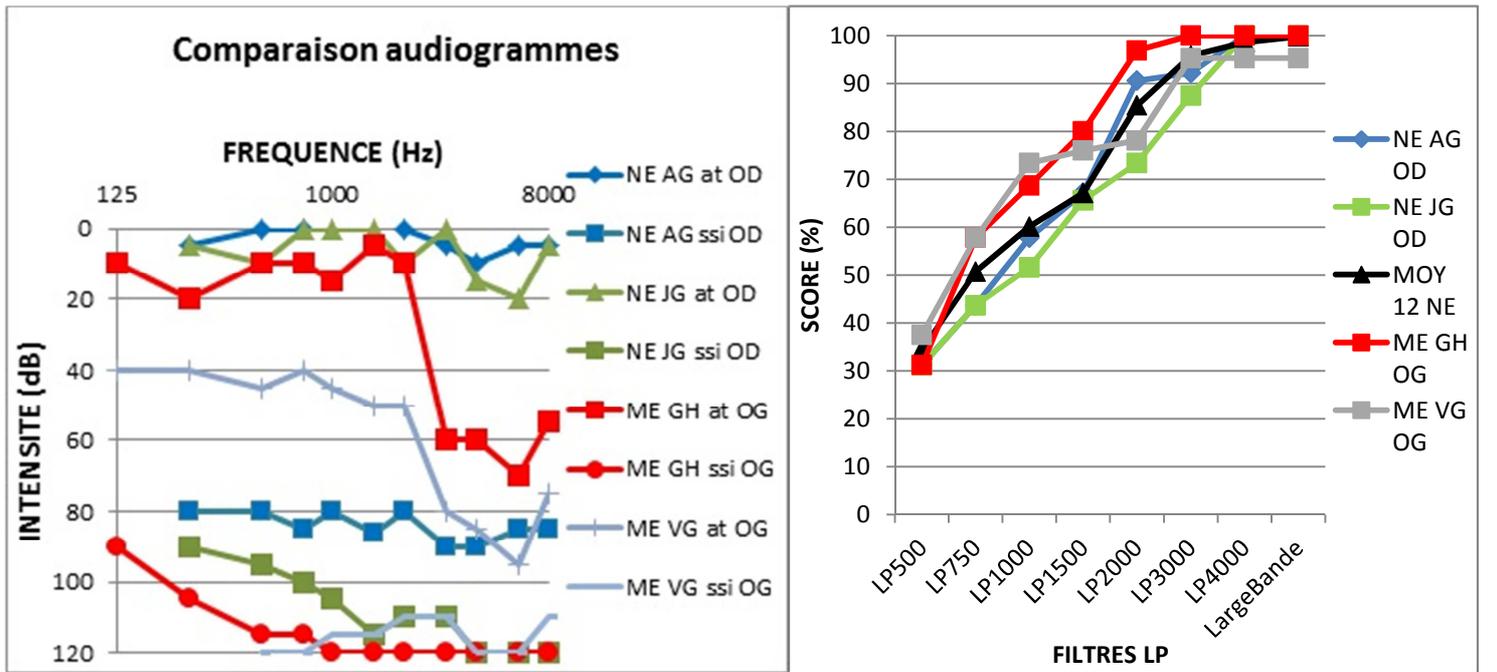
précédemment, Moore (2001, 2004) suggère qu'à partir de 90 dB HL dans les HF, on peut associer la zone cochléaire testée à une ZIC.

A l'issue des observations précédentes, nous pouvons suggérer que la présence de ZIC ne permettrait pas de bénéficier d'une amélioration de reconnaissance de la parole lors de l'amplification des HF. Ce qui est en accord avec les études publiées par Vickers, Moore et Baer (2001), Baer, Moore et Kluk (2002) et Gordo et Martinelli (2007). De plus, Vickers et al. (2001) avaient émis une règle quant à l'amplification des HF lors de la présence de ZIC stipulant que l'on peut amplifier les fréquences au-delà des ZIC jusqu'à 1,7 x la fréquence du début de la ZIC (fréquence la plus grave de la zone).

c. Un malentendant peut-il être plus performant qu'un normoentendant ?

i. En condition filtrée passe-bas

Il est intéressant de comparer la reconnaissance de logatomes filtrés passe-bas de certains NE avec d'autres ME afin de constater s'il est possible qu'avec une perte auditive, des sujets ME aient de meilleures performances que des NE. On remarque ici que les ME (GH et VG) obtiennent de meilleurs résultats en LP750, LP1000 et LP3000. On constate également que les scores de GH sont supérieurs aux moyennes de ceux des NE pour les filtres LP750, LP1000, LP2000 et LP3000. Ce malentendant est alors plus performant que la moyenne des normoentendants dans l'utilisation des BF.



	NOM	OREILLE	LP500	LP750	LP1000	LP1500	LP2000	LP3000	LP4000	LargeBande
NE	AG	OD	31,2	43,7	57,8	67,2	90,6	92,2	100	100
	JG	OD	31,2	43,7	51,6	65,6	73,4	87,5	100	100
	Moyenne 12 NE			34,4	50,7	60,1	67,1	85,4	95,8	98,6
ME	GH	OG	31,2	57,8	68,7		96,9	100		100
	VG	OG	37,5	57,8	73,4		78,1	95,3		95,3

	NOM	OREILLE	125	250	500	750	1000	1500	2000	3000	4000	6000	8000
NE	AG at	OD		5	0	0	-5	-5	0	5	10	5	5
	AG ssi	OD		80	80	85	80	85	80	90	90	85	85
	JG at	OD		5	10	0	0	0	10	0	15	20	5
	JG ssi	OD		90	95	100	105	115	110	110	120	120	120
ME	GH at	OG	10	20	10	10	15	5	10	60	60	70	55
	GH ssi	OG	90	105	115	115	120	120	120	120	120	120	120
	VG at	OG	40	40	45	40	45	50	50	80	85	95	75
	VG ssi	OG			120	120	115	115	110	110	120	120	110

Figure 16 : Le tableau supérieur nous informe des résultats de reconnaissance de logatomes des sujets aux filtres passe-bas et nous indique également la moyenne des performances des 24 oreilles des NE. Le tableau inférieur indique les seuils absolus des sujets ainsi que leurs SSI.

ii. En condition filtrée passe-haut

On remarque ici que FB, normo-entendant est moins performant que SR qui est malentendant et qui a des seuils absolus supérieurs, sur les filtres HP3000 et HP4000. Ce résultat ne semble pas logique dans la mesure où des seuils absolus plus élevés, donc une perte auditive plus importante, sous-entendraient un traitement plus difficile de l'information de parole dans la zone cochléaire correspondante. Ce résultat va à l'encontre de ce que nous comptons obtenir au sujet des performances associées à une perte auditive dans les HF.

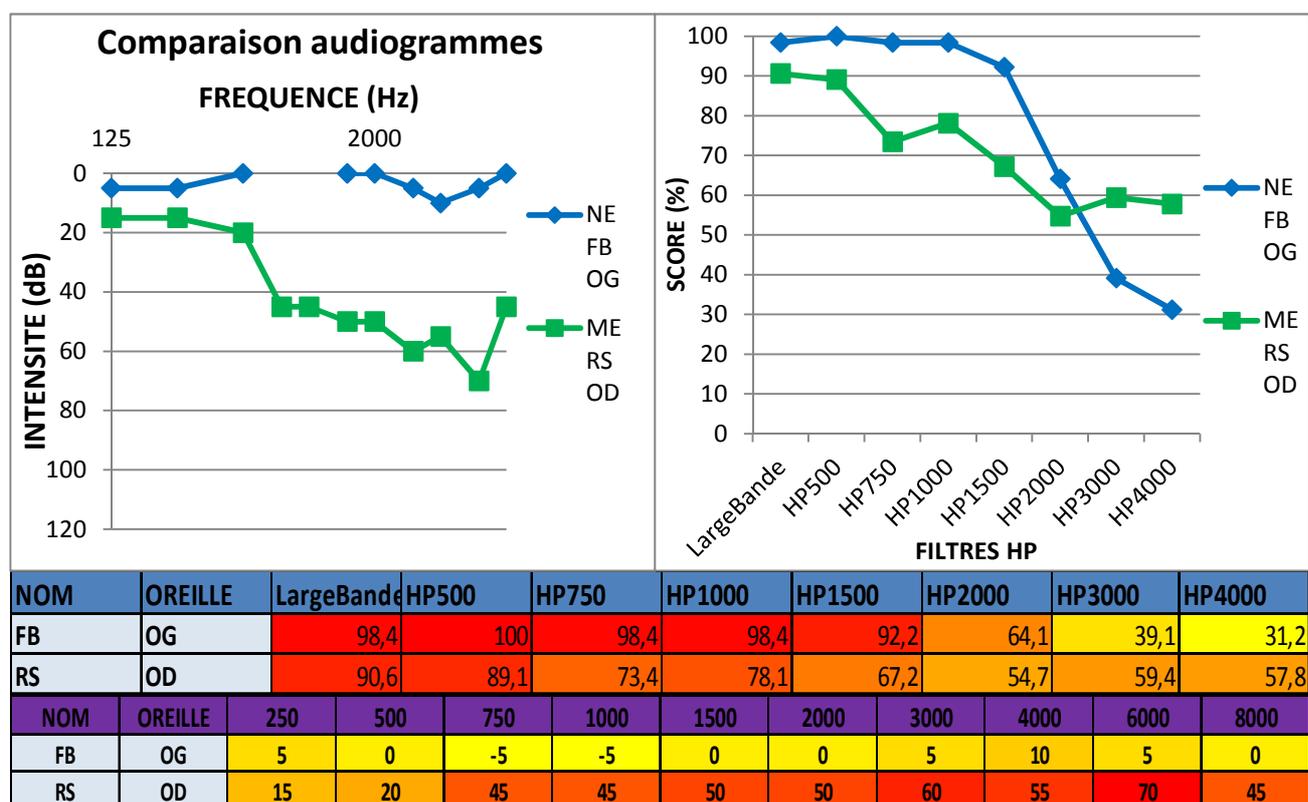


Figure 17 : Résultats en condition filtrée passe-haut et larges-bande et seuils tonaux.

3. Les valeurs au plateau en condition filtrée passe-bas

Nous avons remarqué que les fréquences correspondantes aux valeurs 95 et 50 % du plateau des ME étaient inférieures à celles des NE mais pas significativement. Ces décalages dans les graves s'expliquent certainement par la perte qui est prépondérante dans les HF, obligeant alors les ME à puiser un maximum d'informations de parole dans les zones fréquentielles où les informations de parole sont les plus audibles. Cette tendance, conformément à nos attentes, est appuyée par les résultats de la comparaison des fréquences d'intersection des NE avec celle des ME.

4. Fréquences d'intersections (crossover frequencies)

La moyenne de la fréquence d'intersection des normo-entendants (1906 Hz) est cohérente avec celle déterminée par French et Steinberg en 1947 (1900 Hz) pour les NE, avec des logatomes types C-V-C en tant que matériel phonétique. Celle de notre groupe de malentendants (874 Hz) est décalée d'environ 1 kHz vers les graves par rapport à celle des NE. Les résultats issus de la comparaison de ces deux groupes montrent que les ME utiliseraient davantage les BF pour la reconnaissance de la parole plutôt que les HF. Les fréquences d'intersections plus basses des ME suggèrent également que ceux-ci ont une utilisation plus pauvre, que les NE, des informations haute-fréquence de la parole, en accord avec Hornsby et Ricketts (2006). Une audibilité réduite dans ces HF lors des conditions HP pourrait expliquer ces plus faibles performances.

5. Les facteurs prédictifs émergents des analyses statistiques

a. Effet de la perte dans les hautes fréquences

En effet, nous avons constaté que les fréquences correspondant aux 95 % et 50 % du plateau en filtres passe-bas, les fréquences d'intersections, les résultats vocaux en large-bande, le passe-bas LP1500, les passe-haut HP1500, HP2000, HP3000 et HP 4000 sont corrélés négativement avec la perte dans les hautes fréquences. Ces résultats suggèrent que lorsque les seuils absolus dans les HF augmentent, les fréquences correspondantes aux valeurs du plateau (50 et 95 %) et les fréquences d'intersection seraient davantage atteintes dans les BF et les réponses aux filtres précédemment cités seraient dégradées. Les sujets présentant des pertes plus élevées dans les HF plafonneraient alors plus tôt, en LP, ce qui suggérerait une utilisation dégradée et limitée des informations haute-fréquence de la parole. La limite d'utilisation des informations HF de la parole dans les HP les plus hauts pourrait être expliquée logiquement par une prédominance de la perte auditive dans les HF. Les zones HF sont plus dégradées que les BF. Cela suggère que lorsque la perte dans les hautes fréquences d'un sujet est importante, celui-ci va davantage utiliser les informations basses fréquences de la parole, celles qui lui sont le plus audibles, tel que l'ont montré Hornsby et al. en 2011. Mais les performances en large-bande seront dégradées. C'est le résultat escompté.

Le résultat précédent pourrait également être présenté de la manière suivante : plus la différence de seuils entre les BF et les HF, est faible, plus le 95 % et le 50 % du plateau sont décalés vers les HF. Une configuration de perte auditive plate entraînerait un traitement des informations de paroles sur un spectre fréquentiel plus étendu. Cette explication a également été suggérée par Hornsby et Ricketts en

2006. Ils avaient comparé les résultats de leur étude de 2003, confrontant la reconnaissance de la parole de NE à celle de ME avec une perte plate (ayant des seuils dans les HF compris entre 60 et 80 dB HL), avec la reconnaissance de la parole de ME avec des surdités en pente dans les aigues. Ils ont constaté que les ME avec une perte plate avaient une exploitation plus uniforme du spectre fréquentiel de la parole par rapport aux sujets ayant une perte en pente dans les HF.

b. Durée de la surdité

L'analyse de la covariance des 50 % du plateau en condition filtrée passe-bas, montre que cette donnée est atteinte à des fréquences plus élevées lorsque la surdité est ancienne, à surdité équivalente. Seldran et al. (2011) avaient également remarqué que les réponses des sujets aux filtres passe-bas, chez les sujet ayant des pertes sévères à profondes dans les HF, étaient corrélées négativement avec la durée de la surdité. L'exploitation des BF semblerait alors dégradée lorsque la surdité du sujet est davantage ancienne, ce qui suggérerait que le sujet s'habitue, par nécessité, à traiter le peu d'informations de parole haute-fréquence qui lui est disponible à des faibles niveaux d'audibilité, c'est l'effet d'acclimatation auditive. Gatehouse (1989) avait montré que chez une personne ayant une surdité symétrique et étant appareillé unilatéralement, l'oreille appareillée avait de meilleurs scores de reconnaissance de parole à des hauts niveaux d'intensité, mais que l'oreille non appareillée avait de meilleures performances à faibles niveaux d'intensité. Le traitement de l'information auditive se spécialiserait alors aux niveaux de présentations habituels de celle-ci. De plus, Arlinger et al. (1996) ajoutent que l'acclimatation auditive se traduit par « un changement systématique des performances avec le temps, lié à un changement de l'information acoustique

disponible à l'auditeur. Ceci implique une amélioration des performances qui ne peut pas être attribuée purement à un effet de la tâche, à un effet de la procédure, ou à un effet de l'entraînement ». Ce qui pourrait expliquer l'utilisation d'une zone fréquentielle davantage importante chez les ME, appareillés ou non, qui ont une surdité ancienne.

c. Durée de la privation de réhabilitation auditive

Nous remarquons que la durée de la privation d'une réhabilitation auditive est corrélée positivement avec la condition large bande. Plus la durée de la privation est importante, meilleurs sont les scores en large bande. Cette tendance pourrait s'accorder à l'idée précédente, à savoir qu'au bout d'un certain temps, il y aurait une certaine adaptation du traitement de l'information sonore perçue à faible niveau d'audibilité dans les HF. Mais, la privation est corrélée négativement au filtre HP1500. Nous pourrions suggérer que l'absence, pendant une certaine période, d'une réhabilitation auditive de la zone cochléaire codant les informations HF, a privé cette zone d'une suramplification des vibrations de la MB afin de restaurer au sujet une certaine audibilité des HF. Alors, à pertes auditives identiques, les ME appareillés le plus tôt, sont ceux qui obtiennent les meilleurs résultats au HP1500. En effet Arlinger et al. (1996) montrent que la privation auditive entraîne une « diminution systématique des performances auditives au cours du temps associée à une réduction de la disponibilité de l'information acoustique », c'est également le phénomène d'acclimatation auditive. Nous comptons alors, qu'un appareillage plus précoce apporterait une meilleure utilisation des HF.

d. Temps d'appareillage

Les performances au filtre passe-bas LP750 sont corrélées négativement avec le temps d'appareillage. Il serait possible que la réhabilitation auditive, ayant redonné de l'audibilité dans les médiums et aigus au sujet, engendre un traitement plus uniforme des indices acoustiques de parole sur l'ensemble du spectre fréquentielle. Alors, à perte auditive égale, une réhabilitation auditive précoce entraînerait de moins bons résultats à ce filtre passe-bas.

e. Effet de l'âge

Avec les résultats donnés par les ANCOVA précédemment exposées, on remarque que les situations filtrées les plus difficiles, à savoir les passe-haut HP1500 / 2000 / 3000 / 4000 et le filtre passe-bas LP500, sont corrélées négativement avec l'âge. De plus, les 50 % du plateau sont davantage décalés vers les HF lorsque le sujet est âgé, tendance signifiant que plus le sujet est âgé, plus il a besoin d'une large bande passante pour obtenir ces 50 %. Ces données sont cohérentes avec l'exposé de Gordon-Salant (2005) qui relate les résultats de plusieurs études axées sur la relation entre l'âge et la perte auditive. Cet auteur précise que les principales difficultés du sujet malentendant âgé, résident dans le traitement de l'information temporelle de la parole lorsque celle-ci est dégradée. De plus, les malentendants seraient moins performants pour traiter les indices de la structure fine de la parole, mais l'enveloppe temporelle de la parole, véhiculant l'information la plus importante de la parole, seraient relativement bien perçue (Lorenzi et al., 2006). On pourrait alors supposer, qu'à perte égale, les capacités d'analyse des informations de parole dans ces conditions filtrées les plus difficiles, c'est à dire au niveau de la perception des indices acoustiques haute-fréquence et très basse-fréquence de la parole,

seraient altérées, lors du vieillissement du sujet, par la perception d'indices temporels dégradés.

Certains facteurs prédictifs de l'exploitation des HF, propres aux malentendants, sont à prendre en compte tels que la perte dans les HF, la durée de la surdité, la durée de la privation et l'âge. Mais, comme nous l'ont montré les ANCOVA, il reste des facteurs que nous n'avons pas ou qu'il ne nous a pas été possible de tester, qui expliquent le reste de la variabilité des réponses aux différents filtres données par les sujets de l'échantillon.

V. Conclusion

A travers ce travail, nous avons cherché à quantifier l'information fournie par les hautes fréquences pour les malentendants ayant une perte en pente de ski dans les aigues. Ces résultats peuvent nous donner des indications pour l'amplification ou non de ces zones fréquentielles.

Nous avons retenu cinq paramètres en tant que facteurs prédictifs. Tout d'abord, une perte importante dans les HF limite l'utilisation des informations HF de la parole, les sujets utilisent alors davantage les BF. Ensuite, nous avons remarqué, à surdité équivalente, que le ME dont la surdité est plus ancienne a besoin d'une bande fréquentielle plus importante pour atteindre 50 % de son maximum d'intelligibilité. Cette tendance a aussi été observée avec l'augmentation de l'âge du sujet. Nous avons également constaté qu'à perte auditive identique, une durée de privation de réhabilitation auditive plus importante entraînerait une certaine adaptation du traitement de l'information sonore perçue à faible niveau d'audibilité dans les HF. Finalement, un temps d'appareillage davantage important entraînerait un traitement plus uniforme des indices acoustiques de parole sur l'ensemble du spectre fréquentiel.

Nous avons alors remarqué que les informations fournies par les examens habituels (audiométrie tonale ou vocale) ne suffisent pas à déterminer l'utilité d'une amplification des hautes fréquences ou d'un abaissement fréquentiel. En effet, nous avons constaté qu'à perte auditive et dynamique résiduelle similaires, l'exploitation des informations HF de la parole varie d'un individu à l'autre. Il faudrait alors aborder l'amplification des HF de manière individuelle.

Ainsi, certains facteurs, tels que l'ancienneté de la surdité et l'âge, interviennent dans l'aptitude à exploiter les informations HF de parole. Tout d'abord, il serait préférable d'effectuer un TEN test pour contrôler l'intégrité de la cochlée tel que Moore et al. (2000) le suggéraient. Puis, nous pourrions vérifier si le patient exploite ou non ses HF en effectuant une audiométrie vocale filtrée passe-haut avec des listes de logatomes. Faire un test relativement rapide mais efficace serait idéal. Il permettrait d'orienter le professionnel sur le mode d'appareillage pour son patient. Si les performances du patient dans les HF sont relativement bonnes, une amplification conventionnelle de ces HF permettrait de lui restaurer l'audibilité nécessaire pour une exploitation optimale des informations hautes fréquences de parole. Dans le cas contraire, de mauvais résultats en HF présageraient probablement une grande difficulté voire une impossibilité à restaurer l'audibilité de ces HF pour le patient via une amplification conventionnelle. Il serait alors possible de s'orienter vers un mode de réhabilitation auditive doté d'un système d'abaissement fréquentiel.

Il serait intéressant, dans un autre mémoire, de vérifier l'efficacité de tels tests, plus précisément la concordance entre l'absence d'intelligibilité en HP et le bénéfice que le sujet obtiendrait de la compression fréquentielle par rapport à l'amplification conventionnelle.

Le Maître de Mémoire

COMBEAU Patrice

VU et PERMIS D'IMPRIMER

LYON, le **12/10/2012**

Le Responsable de la Formation
Pr Lionel COLLET
Le Directeur délégué à l'Enseignement
Gérald KALFOUN

Bibliographie

1. **Amos N. E. et Humes L. E.**. *Contribution of high frequencies to speech recognition in quiet and noise in listeners with varying degrees of high-frequency sensorineural hearing loss*. Journal of Speech, Language, and Hearing Research, 2007, vol. 50, P. 819–834.
2. **Arlinger S., Gatehouse S., Bentler R. A., Byrne D., Cox R. M., Dirks D. D., et al.**. *Report of the Eriksholm Workshop on auditory deprivation and acclimatization*. Ear and Hearing, 1996, Vol. 17 (3 Suppl): 87S–90S.
3. **Baer T., Moore B.C.J. et Kluk K.**. *Effects of low pass filtering on the intelligibility of speech in noise for people with and without dead regions at high frequencies*. The Journal of the Acoustical Society of America, septembre 2002, vol. 8, n° 3. P 1133-1144.
4. **Byrne D. et Dillon H.**. *The National Acoustic Laboratories (NAL) new procedure for selecting the gain and frequency response of a hearing aid*. Ear and Hearing, 1986, Vol. 7, 257–265.
5. **Byrne D., Dillon H., Tran K., Arlinger S., Wilbraham K., Cox R., Hagerman B., Hetu R., Kei J., Lui C., Kiessling J., Kotby M.N., Nasser N.H.A., LePage E., Kholy W.A.H., Nakanishi Y., Oyer H., Powell R., Stephens D., Meredith R., Sirimanna T., Tavartkiladze G., Frolenkov G.I., Westerman S. et Ludvidsen C.**. *An international comparison of long-term average speech spectra*. The Journal of the Acoustical Society of America, 1996, P. 2108–2120.
6. **Ching T.Y., Dillon H. et Byrne D.**. *Speech recognition of hearing-impaired listeners: Predictions from audibility and the limited role of high-frequency amplification*. The Journal of the Acoustical Society of America, 1998, vol. 102, P. 1128–1140.
7. **Collins M.J., Yanda J.L., Fryauf H. et Schum D.J.**. *Downward spread of masking and low-frequency hearing loss*. The Journal of the Acoustical Society of America. 1984, vol. 76, P. S61-S61.
8. **Cox R.M., Alexander G.C., Johnson J. et Rivera I.**. *Cochlear dead regions in typical hearing aid candidates: prevalence and implications for use of high-frequency speech cues*. Ear Hear. Mai-Juin 2011; vol. 32(3), P. 339-48.
9. **Dubno J.R., Horwitz A.R. et Ahlstrom J.B.**. *Word recognition in noise at higher-than-normal levels: Decreases in scores and increases in masking*. The Journal of the Acoustical Society of America, 2005a, vol. 118, P. 914–922.
10. **Dubno J.R., Horwitz A.R. et Ahlstrom J.B.**. *Recognition of filtered words in noise at higher-than-normal levels: Decreases in scores with and without increases in masking*. The Journal of the Acoustical Society of America, 2005b, vol. 118, P. 923–933.
11. **Egan J.P. et Hake H.W.**. *On the masking pattern of a simple auditory stimulus*. The Journal of the Acoustical Society of America, 1950, vol. 22, P. 622-630.
12. **Ehmer R.H.**. *Masking patterns of tones*. The Journal of the Acoustical Society of America, 1959a, vol. 31, P. 1115-1120.
13. **Ehmer R.H.**. *Masking by tones vs. Noise bands*. The Journal of the Acoustical Society of America, 1959b, vol. 31, P. 1253-1256.

14. **Fabry D.A. et Van Tasell D.** *Evaluating of an articulation-index based model for predicting the effects of adaptive frequency response hearing aids.* Journal of Speech, Language, and Hearing Research, 1990, vol. 33, P. 676-689
15. **Florentine M., Buus S., Scharf B. et Zwicker E.** *Frequency selectivity in normally hearing and hearing-impaired observers.* Journal of Speech, Language, and Hearing Research, 1980, vol. 23, P. 646- 669.
16. **Fowler E.P.** *A method for the early detection of otosclerosis.* Archives of Otolaryngology. 1936, vol. 24, P. 731-741.
17. **French N.R. et Steinberg J.C.** *Factors governing the intelligibility of speech sounds.* Journal of the Acoustical Society of America, janvier 1947, vol. 19(1), P. 90-119.
18. **Gagne J.P.** *Excess masking among listeners with a sensorineural hearing loss.* Journal of the Acoustical Society of America, 1988, vol. 83, P. 2311-2321
19. **Gatehouse S.** *Apparent auditory deprivation effects of late onset: the role of presentation level.* The Journal of the Acoustical Society of America, décembre 1989, vol. 86(6), P. 2103-2106.
20. **Gelfand S.A.** *Hearing: An introduction to psychological and physiological acoustics.* 1998, 3^{ème} édition, New York: Marcel Dekker.
21. **Glasberg B.R. et Moore B.C.J.** *Auditory filter shapes in subjects with unilateral and bilateral cochlear impairments.* Journal of the Acoustical Society of America. 1986, vol. 79, P. 1020-1033.
22. **Gordo A. et Martinelli Íorio M.C.** *Dead regions in the cochlea at high frequencies: implications for the adaptation to hearing aids.* Brazilian Journal of Otorhinolaryngology, Mai-Juin, vol. 73(3), P. 299-307.
23. **Gordon-Salant.** *Hearing loss and aging: New research findings and clinical implications.* Journal of Rehabilitation Research & Development, Juillet Aout 2005, vol. 42, P. 9–24.
24. **Hogan C.A. et Turner C.W.** *High-frequency audibility: Benefits for hearing-impaired listeners.* The Journal of the Acoustical Society of America, 1998, vol. 104, P. 432–441.
25. **Hornsby B.W., Johnson E.E. et Picou E.** *Effects of degree and configuration of hearing loss on the contribution of high- and low-frequency speech information to bilateral speech understanding.* Ear and Hearing, septembre-octobre 2011, vol. 32(5): P. 543-55.
26. **Hornsby B.W., et Ricketts T.A.** *The effects of hearing loss on the contribution of high- and low-frequency speech information to speech understanding.* The Journal of the Acoustical Society of America, 2003, vol. 113, P. 1706–1717.
27. **Hornsby B.W. et Ricketts T.A.** *The effects of hearing loss on the contribution of high- and low-frequency speech information to speech understanding. II. Sloping hearing loss.* The Journal of the Acoustical Society of America, mars 2006, Vol. 119, n° 3. P. 1752-1763.
28. **Hornsby B.W.Y., Trine T.D. et Ohde R.N.** *The effects of high presentation levels on consonant feature transmission.* Journal of the Acoustical Society of America, 2005, vol. 118, P. 1719-1729.
29. **Horwitz A.R., Ahlstrom J.B. et Dubno J.R.** *Factors affecting the benefits of high-frequency amplification.* Journal of Speech, Language, and Hearing Research, 2008, vol. 51 (3), P. 798–813

30. **Johnson-Davies D. et Patterson R.D.**. *Psychophysical tuning curves: restricting the listening band to the signal region*. The Journal of the Acoustical Society of America, 1979, vol. 65 : P. 675-770.
31. **Liberman M. C. et Dodds L. W.**. *Single-neuron labeling and chronic cochlear pathology. III: Stereocilia damage and alterations of threshold tuning curves*. Hearing Research, 1984, vol. 16, P. 55–74.
32. **Lorenzi C., Gilbert G., Carn H., Garnier S. et Moore BC.**. *Speech perception problems of the hearing impaired reflect inability to use temporal fine structure*. Proceedings of the National Academy of Science of the USA, décembre 2006,; vol. 103(49): P. 18866-9.
33. **Mackersie C.L., Crocker T.L. et Davis R.A.**. *Limiting high-frequency hearing aid gain in listeners with and without suspected cochlear dead regions*. Journal of the American Academy of Audiology, juillet août 2004, vol. 15(7), P. 498-507.
34. **Murray N. et Byrne D.**. *Performance of hearing-impaired and normal hearing listeners with various high-frequency cutoffs in hearing aids*. Australian Journal of Audiology, 1986, vol. 8, P. 21–28.
35. **Moore B.C.J.**. *Dead regions in the cochlea: diagnosis, perceptual consequences, and implications for the fitting of hearing aids*. Monographie Amplifon, 2001, vol. 5, P. 1-34.
36. **Moore, Glasberg et Stone**. *New version of the TEN test with calibration in DB HL*. Ear Hearing, 2004, vol. 25, P. 478-487.
37. **Moore B.C.J., Huss M., Vickers D.A., Glasberg B.R. et Alcantra J.I.**. *A test for the diagnosis of dead regions on the cochlea*. British Journal of Audiology, 2000, vol. 34, P. 205-224
38. **Moore B.C.J. et Vinay S.N.**. *Enhanced discrimination of low-frequency sounds for subjects with high-frequency dead regions*. Brain, 2009, vol. 132, P 524-536
39. **Patra H., Roup C.M. et Feth L.L.**. *Masking of low-frequency signals by high-frequency, high-level narrow bands of noise*. The Journal of the Acoustical Society of America, 2011, vol. 129, Issue 2, P. 876-887.
40. **Pick G., Evans E.F. et Wilson J.P.**. *Frequency resolution in patients with hearing loss of cochlear origin*. Psychophysics and Physiology of Hearing, 1977, P 273-281.
41. **Plyler P.N. et Fleck E.L.**. *The effects of high frequency amplification on the objective and subjective performance of hearing instrument users with varying degrees of high-frequency hearing loss*. Journal of Speech, Language, and Hearing Research, juin 2006, vol. 49 (3), P. 616–627.
42. **Rankovic C.M.**. *Factors governing speech reception benefits of adaptive linear filtering for listeners with sensorineural hearing loss*. The Journal of the Acoustical Society of America, 1998, vol. 103, P. 1043–1057.
43. **Ruggero M.A.**. *Responses to sound of the basilar membrane of the mammalian cochlea*. Current Opinion in Neurobiology, 1992, vol. 2, P. 449-56.
44. **Ruggero M.A., Rich N.C., Recio A., Narayan S.S. et Robles L.**. *Basilar membrane responses to tones at the base of the chinchilla cochlea*. The Journal of the Acoustical Society of America, 1997, vol. 101, P. 2151-63.

45. **Seldran F., Gallego S., Michey C., Veuillet E., Truy E. et Thai-Van H.** *Relationship between age of hearing-loss onset, hearing-loss duration, and speech recognition in individuals with severe-to-profound high-frequency hearing loss.* Journal for Research in Otolaryngology, vol. 2011, vol. 12(4), P. 519-34.
46. **Simpson A., McDermott H. J., et Dowell R. C.** *Benefits of audibility for listeners with severe high frequency hearing loss.* Hearing Research, décembre 2005, vol. 210, P. 45–52.
47. **Steinberg J.C., et Gardner M.B.** *The dependency of hearing impairment on sound intensity.* The Journal of the Acoustical Society of America, 1937, vol. 9, P. 11-23.
48. **Studebaker G.A., Sherbecoe R.L. et McDaniel D.M.** *The effect than normal signal and noise levels on the speech recognition performance oh hearing impaired listeners.* 1995, Bethesda : First Biennial Conference on Hearing Aid Research and Development
49. **Sullivan J.A., Allsman C.S., Nielsen L.B. et Mobley J.P.** *Amplification for listeners with steeply sloping, high-frequency hearing loss.* Ear and Hearing, février, vol. 13(1), P. 35-45.
50. **Trees D.E., et Turner C.W.** *Spread of masking in normal and high-frequency hearing loss subjects with high-frequency hearing loss.* Audiology, 1986, vol. 25, P. 70–83.
51. **Turner C.W., et Cummings K.J.** *Speech audibility for listeners with high-frequency hearing loss.* American Journal of Audiology. 1999, vol. 8, P. 47–56.
52. **Turner C.W. et Henry B.A.** *Benefits of amplification for speech recognition in background noise.* The Journal of the Acoustical Society of America, octobre 2002, vol. 112(4), P. 1675-80.
53. **Turner C.W. et Henry B.A.** *Benefits of amplification for speech recognition in background noise.* The Journal of the Acoustical Society of America, 2002, vol. 112, P. 1675–1680.
54. **Van Tasell D.** *Hearing loss, speech, and hearing aids.* Journal of Speech, Language, and Hearing Research, 1993, 36, 228-244.
55. **Vickers D.A., Moore B.C.J. et Baer T.** *Effects of low-pass filtering on the intelligibility of speech in quiet for people with and without dead regions at high frequencies.* The Journal of the Acoustical Society of America, 2001, vol. 110, P. 1164–1175.
56. **Villchur E.** *Signal Processing to Improve Speech Intelligibility in Perceptive Deafness.* The Journal of the Acoustical Society of America, 1973, vol. 54, Issue 1, P. 314-314.
57. **Vinay et Moore.** *Prevalence of dead regions in subjects with sensorineural hearing loss.* Ear Hear, avril 2007, vol. 28, P. 231-41.
58. **Yates G. K.** *Cochlear structure and function dans Hearing.* San Diego : Academic Press, 1995, P. 41-73.
59. **Zwicker E. et Schorn K.** *Psychoacoustic tuning curves in audiology.* Audiology, 1978, vol. 17, P. 120-140.