

le **cnam**



Université de Paris

CONSERVATOIRE NATIONAL DES ARTS ET MÉTIERS

UNIVERSITÉ DE PARIS

**Étude du lien entre les résultats des tests d'enveloppe temporelle et de structure fine et les résultats audioprothétiques, en fonction du nombre de canaux des appareils auditifs.**

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

Par

Marie Charles

Sous la direction de Mr Denis Hébert  
Maître de Mémoire

Année Universitaire 2023

## Remerciements

Je tiens à adresser toute ma gratitude à mon maître de mémoire, Mr HEBERT pour m'avoir accueillie au sein de ses centres auditifs Phonème Audioprothésiste. Je le remercie également pour sa disponibilité, ses conseils avisés et la confiance qu'il a su m'accorder tout au long de ce stage.

Merci à Mme TOUMINET et Mme LEVENE, audioprothésistes au sein des laboratoires de Plancoët et de Ploufragan, pour leurs conseils et leurs encouragements.

J'adresse mes remerciements aux assistantes Mme DUGENET, Mme BLEVIN, Mme BOUCHER pour les moments de collaboration, leur gentillesse et leur précieuse aide pour ce mémoire. Merci aussi à Mme LOUIS, comptable des laboratoires, pour sa gentillesse.

Merci à Mr PEAN de m'avoir donné l'envie d'explorer ce sujet. Je souhaite le remercier pour son soutien et ses conseils avisés.

Merci à Monsieur LORENZI de m'avoir donné les clés qui m'ont permis de réaliser les tests nécessaires à l'élaboration de ce mémoire.

Je souhaite également exprimer ma reconnaissance aux enseignants du centre de préparation au diplôme d'audioprothèse de Paris, Mr BAVU, Mr VAN DEN ABEELE, Mr GARCIA, Mr BIZAGUET, Mr COEZ, pour la qualité de leur enseignement.

Merci à Mme CAREL, secrétaire du CPDA pour sa présence et sa gentillesse.

Je remercie tous les patients qui ont accepté de donner de leur temps pour participer à cette étude. Je les remercie pour leur implication.

Enfin, je remercie mes amis et ma famille pour leur précieux soutien tout au long de ces trois années. Merci à Pierre pour sa relecture sur la dernière ligne droite.

# **Étude du lien entre les résultats des tests d'enveloppe temporelle et de structure fine et les résultats audioprothétiques, en fonction du nombre de canaux des appareils auditifs.**

---

## **Résumé**

Cette étude observationnelle explore l'impact du nombre de canaux à compression rapide sur la compréhension de la parole chez les auditeurs à sensibilité spectrale ou temporelle.

Elle explore également les liens entre les résultats des tests de perception d'enveloppe temporelle et de structure fine - qui sont des mesures de seuils AM et FM - et les résultats audioprothétiques.

Les analyses, conduites sur un échantillon de 36 patients atteints d'une surdité neurosensorielle symétrique légère à moyenne, n'ont pas mis en évidence d'impact statistiquement significatif du nombre de canaux des appareils.

Les tests de seuils FM et AM ont été construits pour cette étude grâce au logiciel de synthèse sonore Max MSP développé par l'Ircam.

Les études du lien entre les seuils FM et FM et les résultats audioprothétiques ont montré que les mesures de seuils dans les deux conditions (avec et sans appareils) ne semblaient pas prédire les performances d'écoute dans le silence avec les appareils.

---

**Mots clés :** Surdité neurosensorielle-Enveloppe Temporelle-Structure Fine-FM-AM-Compression-Canaux-Appareils Auditifs

# Sommaire

<b>1</b>	<b>ÉTAT DE L'ART</b> .....	<b>6</b>
1.1	ENVELOPPE TEMPORELLE ET STRUCTURE FINE .....	6
1.1.1	<i>L'enveloppe temporelle et la structure fine d'un signal sonore donnent des informations de fréquence et d'intensité</i> .....	6
1.1.2	<i>Rôle de l'enveloppe temporelle et de la structure fine dans l'identification de la parole</i> .....	7
1.2	EFFETS D'UNE PERTE AUDITIVE NEUROSENSORIELLE SUR LE TRAITEMENT DE L'ENVELOPPE TEMPORELLE ET DE LA STRUCTURE FINE	8
1.3	EFFET DU NOMBRE DE CANAUX DE COMPRESSION D'AMPLITUDE SUR LA RECONNAISSANCE DE LA PAROLE CHEZ LES AUDITEURS ATTEINTS DE PERTES NEUROSENSORIELLES .....	10
1.3.1	<i>Études sur les effets de la compression</i> .....	10
1.3.2	<i>Études sur les effets du nombre de canaux de compression d'amplitude sur la reconnaissance de la parole chez les auditeurs atteints de pertes neurosensorielles</i> .....	11
<b>2</b>	<b>MATERIELS ET METHODES</b> .....	<b>13</b>
2.1	LES OBJECTIFS .....	13
2.1.1	<i>Objectif principal</i> .....	13
2.1.2	<i>Objectifs secondaires</i> .....	13
2.2	LA POPULATION ETUDIEE : LES CRITERES D'INCLUSION ET D'EXCLUSION .....	13
2.2.1	<i>Critères d'inclusion</i> .....	13
2.2.2	<i>Critères d'exclusion</i> .....	14
2.2.3	<i>Description de la population</i> .....	14
2.3	LE MATERIEL .....	15
2.3.1	<i>Le protocole établi</i> .....	15
2.3.2	<i>Le matériel vocal</i> .....	15
2.3.3	<i>Présentation des tests de seuils de modulation d'amplitude et de modulation de fréquences</i> ....	16
2.3.4	<i>Le test IOI-HA ou IIPBAA</i> .....	20
2.3.5	<i>Les tests statistiques</i> .....	20
<b>3</b>	<b>RESULTATS</b> .....	<b>21</b>
3.1	MESURE DE L'IMPACT DU NOMBRE DE CANAUX SUR LE SRT ET SUR LE GAIN VOCAL CHEZ LES PATIENTS AYANT UNE BONNE RESOLUTION SPECTRALE .....	21
3.1.1	<i>Préambule : Étude du lien entre les seuils FM (avec appareils et sans appareils) et les résultats audioprothétiques</i> .....	21
3.1.2	<i>Étude entre les deux groupes de préférence d'écoute (FM)</i> .....	25
3.1.3	<i>Étude sur le groupe à préférence spectrale</i> : .....	27
3.2	MESURE DE L'IMPACT DU NOMBRE DE CANAUX SUR LE SRT ET SUR LE GAIN VOCAL CHEZ LES PATIENTS AYANT UNE BONNE RESOLUTION TEMPORELLE .....	30
3.2.1	<i>Préambule : Étude du lien entre les seuils AM et les résultats audioprothétiques</i> .....	30
3.2.2	<i>Étude du lien entre les seuils AM et les seuils FM</i> .....	35
3.3	MESURE DE L'IMPACT DU NOMBRE DE CANAUX SUR LE SRT ET SUR LE GAIN VOCAL .....	36
3.3.1	<i>Étude du lien entre le nombre de canaux et le SRT avec appareils</i> .....	36
3.3.2	<i>Étude du lien entre le nombre de canaux et le gain vocal</i> .....	37
<b>4</b>	<b>DISCUSSION</b> .....	<b>38</b>
<b>5</b>	<b>CONCLUSION</b> .....	<b>41</b>

# Table des illustrations

Figure 1 : Représentation temporelle d'un signal de parole : enveloppe et structure fine.	7
Figure 2 : Effet de la compression à 2 et 15 canaux sur les contrastes spectraux d'une voyelle à 3 formants (source : Kuk 2015).	12
Figure 3 : Répartition des patients.	14
Figure 4 : Matériel utilisé dans cette étude.	16
Figure 5 : à gauche, extrait de "Sensorineural hearing loss enhances auditory sensitivity and temporal integration for amplitude modulation" (Wallaert et al., 2017) ; à droite, patch Max MSP codant la modulation d'amplitude.	17
Figure 6 : Allure d'un stimulus de 2,5 s présentant une profondeur de modulation maximale de 0 dBFS.	17
Figure 7 : Allure d'un stimulus de 2,5 s présentant une profondeur de modulation de 6 dBFS.	18
Figure 8 : à gauche, extrait de "Sensorineural hearing loss impairs sensitivity but spares temporal integration for detection of frequency modulation" (Wallaert et al., 2018) ; à droite, patch Max MSP codant la modulation de fréquence.	18
Figure 9 : Capture d'écran d'une mesure en cours faite par le Tuner du logiciel Ableton Live pour la mesure du $\Delta f$ en Hertz.	19
Figure 10 : Table des $\Delta f$ en relation avec ses valeurs en midi.	19
Figure 11 : Supports graphiques pour les tests AM et FM.	19
Figure 12 : Corrélation entre les moyennes des résultats du test de FM avec appareils auditifs et le SRT avec appareils.	21
Figure 13 : Corrélation entre les moyennes des résultats du test de FM oreilles nues et le SRT avec appareils.	22
Figure 14 : Corrélation entre les moyennes des résultats du test de FM avec appareils auditifs et le gain vocal.	22
Figure 15 : Corrélation entre les moyennes des résultats du test de FM oreilles nues et le gain vocal.	23
Figure 16 : Corrélation entre les moyennes des résultats du test FM avec appareils et le SIB50 avec appareils.	23
Figure 17 : Corrélation entre les moyennes des résultats du test FM oreilles nues et le SIB50 avec appareils.	24
Figure 18 : Corrélation entre les moyennes des résultats du test FM avec appareils et la différence de RSB.	24
Figure 19 : Corrélation entre les moyennes des résultats du test FM sans appareils et la différence de RSB.	24
Figure 20 : Répartition des patients du groupe 1(FM)	25
Figure 21 : Répartition des patients du groupe 2 (FM)	26
Figure 22 : Représentation des résultats des SRT avec appareils en fonction des 3 groupes de canaux : 10-12 (A), 14-16 (B), 20-24 (C) ; pour le groupe à préférence spectrale.	28
Figure 23 : Représentation des résultats du Gain vocal en fonction des 3 groupes de canaux : 10-12 (A), 14-16 (B), 20-24 (C) ; pour le groupe à préférence spectrale.	28
Figure 24 : Corrélation entre les moyennes des résultats du test d'AM oreilles nues et le SRT avec appareils.	31
Figure 25 : Corrélation entre les moyennes des résultats du test d'AM avec appareils et le SRT avec appareils.	31
Figure 26 : Corrélation entre les moyennes des résultats du test d'AM oreilles nues et le gain vocal.	32
Figure 27 : Corrélation entre les moyennes des résultats du test d'AM avec appareils et le gain vocal.	32
Figure 28 : Corrélation entre les moyennes des résultats du test d'AM oreilles nues et la différence de RSB.	34
Figure 29 : Corrélation entre les moyennes des résultats du test d'AM avec appareils et la différence de RSB.	34
Figure 30 : Corrélation entre les seuils AM et FM sans appareils.	35
Figure 31 : Corrélation entre les seuils AM et FM avec appareils.	35
Figure 32 : Représentation des SRT avec appareils en fonction du groupe de canaux.	36
Figure 33 : Représentation du gain vocal en fonction du groupe de canaux.	37
Tableau 1 : Résultats des tests dans le bruit.	27
Tableau 2 : Résultat du Khi deux entre les deux variables catégorielles : IOI-HA et le nombre de canaux.	38

## Liste des Abréviations

AM : Amplitude Modulation

FM : Frequency Modulation

IOI-HA : International Outcome Inventory for Hearing Aids

SIB<sub>50</sub> : Seuil des 50 % d'intelligibilité dans le bruit en dB RSB

SRT : Speech Reception Threshold

RSB : Rapport Signal sur Bruit

WDRC : Wide Dynamic Range Compression

# Introduction

Comment rendre un son naturel lorsqu'il a été capturé par un microphone et qu'il est restitué par un haut-parleur ? Comment saisir l'information que l'on souhaite faire entendre et l'adapter de manière à ce qu'elle soit signifiante et confortable pour une oreille interne lésée ?

En tant qu'étudiante en audioprothèse, ces questions m'ont souvent interpellées.

Faisant un peu de musique et de création sonore, j'ai compris par l'expérience, que ce qui nous semble être un son naturel lorsque l'on utilise une chaîne électroacoustique est en réalité très souvent le fruit d'un immense travail, de prise de son, de parti pris, de montage, d'assemblage et d'utilisation de nombreux traitements. En résumé, ce que l'on pense être naturel est en réalité loin de l'être.

Parmi les outils qui permettent de transformer un signal sonore, il existe un traitement que l'on appelle la compression. Dans les appareils auditifs, cet outil est utilisé de manière permanente. Avoir beaucoup de canaux de compression, est même un argument majeur pour la vente de ces appareils. Cependant cet outil est à double tranchant : il peut grandement améliorer tout comme détruire l'intelligibilité d'un signal de parole.

Lors d'un cours de traitement du signal avec Monsieur Péan, professeur de traitement du signal au CPDA, nous avons appris qu'utiliser un nombre de canaux élevé n'était pas toujours un avantage pour les patients ayant une écoute à dominante spectrale puisqu'ils lissaient les contrastes spectraux et donc détruisaient cette information importante pour ces auditeurs.

Cette affirmation venait conforter mon idée que la compression devait être utilisée avec un certain recul mais surtout avec une compréhension de son impact sur le signal.

Comme transformer et amplifier un signal fait partie intégrante de notre travail d'audioprothésiste, j'ai décidé de me pencher sur ce sujet en y voyant l'occasion de mieux comprendre les outils qui nous sont donnés pour relever le défi de restituer de manière optimale l'information de parole à un patient souffrant de surdité neurosensorielle.

Les résultats obtenus ont apporté quelques éclairages, toutefois, il est important de noter que cette étude « du lien entre les résultats de tests de perception d'enveloppe temporelle et structure fine et les résultats audioprothétiques de patients présentant une surdité neurosensorielle en fonction du nombre de canaux des appareils auditifs » n'a révélé aucune conclusion statistiquement significative. Cependant, en prenant en compte les limites méthodologiques inhérentes à ce travail de mémoire, des investigations passionnantes peuvent être envisagées pour approfondir notre compréhension de cet outil important qu'est la compression.

Je tiens à mentionner que la majorité des informations théoriques présentées dans ce mémoire provient des enseignements de M. P an. Son cours de traitement du signal appliqué à

l'audioprothèse a été une source d'information essentielle pour aborder les divers aspects de ce sujet complexe.

# 1 État de l'art

## 1.1 Enveloppe temporelle et structure fine

Les sons sont des variations rapides de pression dans un milieu acoustique. Les variations les plus rapides (>500 Hz) sont appelées structure fine, tandis que les variations plus lentes (inférieures à 50 Hz) sont appelées enveloppe temporelle (Rosen, 1992).

L'oreille est sensible aux informations de fréquence, d'intensité, de timbre (en relation avec la densité relative des harmoniques) et de temps.

### 1.1.1 L'enveloppe temporelle et la structure fine d'un signal sonore donnent des informations de fréquence et d'intensité

L'enveloppe temporelle et la structure fine d'un son fournissent des informations sur sa fréquence et son intensité. Ces informations sont codées de différentes manières selon la gamme de fréquences.

Pour les variations allant jusqu'à 4-5kHz, le mécanisme de codage de la fréquence repose sur le verrouillage de phase, où l'information est contenue dans le rythme de décharge des fibres auditives synchronisées avec la stimulation sonore. Ce rythme de décharge transmet l'information sur l'enveloppe et la structure temporelle fine du son. C'est ce que l'on appelle le codage temporel.

En revanche, pour les variations rapides, l'information de fréquence repose principalement sur la position de la stimulation en accord avec la tonotopie cochléaire (Békézy, 1960). C'est ce que l'on appelle le codage spatial.

La tonotopie cochléaire, qui organise les différentes fréquences le long de la cochlée, joue un rôle essentiel dans la sélectivité fréquentielle en établissant les limites des bandes critiques.

La sélectivité fréquentielle se réfère à la capacité d'entendre deux fréquences émises simultanément. Elle est influencée par la largeur des bandes critiques et l'amplification sélective des cellules ciliées externes (CCE).

La bande critique, définie par Fletcher, correspond à la largeur des « filtres auditifs » de l'oreille interne. Elle correspond approximativement à 10% de la fréquence centrale du filtre. Elle peut être estimée à l'aide de l'échelle des ERB (Equivalent Rectangular Bandwidth) (Moore, 2003) décrite par l'équation suivante :  $ERB(f) = 24,7 (4,37 f/1000 + 1)$  où ERB correspond à la bande passante du filtre (en Hz) et f à la fréquence centrale (en Hz).

La sélectivité fréquentielle auditive dépend également du niveau de présentation des sons et de leur spectre (Lorenzi, 2019).

Les informations d'intensité, quant à elles, sont transmises par le taux de décharge des neurones et le nombre de neurones recrutés. La cellule ciliée interne (CCI) est connectée à différents types de fibres afférentes (Merchan-Perez et Liberman, 1996). On distingue les fibres à bas seuil et activité spontanée élevée, qui sont sollicitées pour les intensités faibles mais qui saturent rapidement ; les fibres à seuil moyen et activité spontanée moyenne qui entrent en jeu pour des intensités intermédiaires ; et enfin les fibres à haut seuil et activité spontanée faible qui sont actives pour des intensités élevées.

La sonie globale d'un son dépend de la variation de l'enveloppe temporelle (Renard *et al.*, 2008).

### 1.1.2 Rôle de l'enveloppe temporelle et de la structure fine dans l'identification de la parole

L'enveloppe temporelle et la structure fine sont des éléments clés dans l'identification et la compréhension de la parole. Les caractéristiques fréquentielles et temporelles d'un signal vocal étant étroitement liées, il est difficile de les dissocier. Cependant, on peut reconnaître des spécificités dans la contribution de l'enveloppe temporelle et de la structure fine à la perception de la parole.

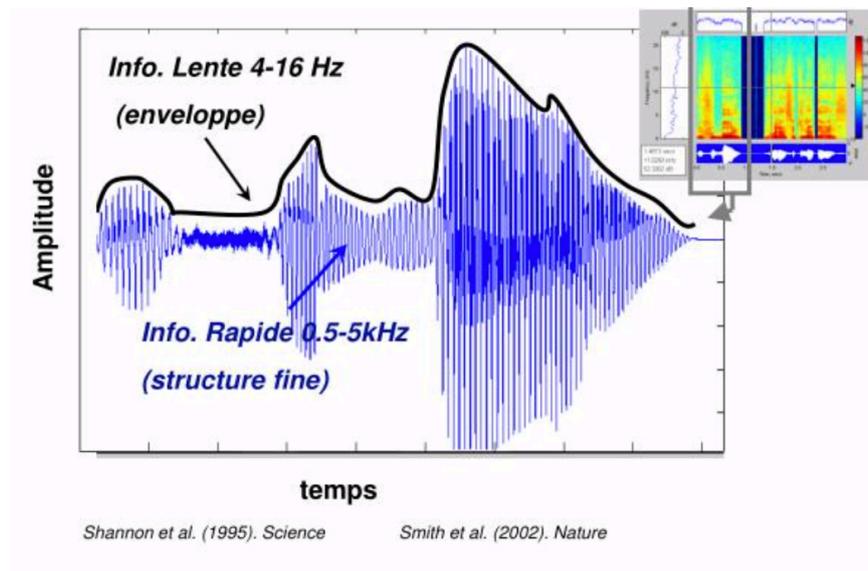


Figure 1 : Représentation temporelle d'un signal de parole : enveloppe et structure fine.

Les composantes de l'enveloppe temporelle les plus importantes pour la compréhension de la parole fluctuent à des cadences inférieures à 16 Hz (ce qui correspond à peu près au rythme des syllabes). L'enveloppe joue un rôle essentiel dans la perception des caractéristiques temporelles et rythmiques de la parole. Elle renferme des variations d'amplitude sous forme de pics, de creux et de fluctuations. Ces caractéristiques fournissent des indices importants pour des éléments tels que le temps d'attaque vocal (VOT), les transitions entre les unités de parole, le rythme, la mélodie et l'intonation. En résumé, l'analyse de l'enveloppe temporelle permet à notre système

auditif de segmenter et d'interpréter le flux de parole, facilitant ainsi la reconnaissance des mots, des phrases et du sens global du discours.

L'enveloppe temporelle dans un nombre limité de bandes de fréquence (4 à 8 bandes) est suffisante pour identifier correctement un signal de parole dans le silence (Shannon *et al.*, 1995).

Les indices de structure fine sont essentiels pour distinguer les voyelles, qui se caractérisent par leurs formants spécifiques, c'est-à-dire les pics de fréquence dans le spectre vocal. Ces indices de structure fine sont également importants pour l'identification du locuteur, et de ses émotions et intentions, transmises par la prosodie.

Des études, telles que celles menées par exemple par Hopkins et Moore (2008) et Qin et Oxenham (2003) ont souligné l'importance de la structure fine dans la reconnaissance de la parole en présence de bruit.

La contribution relative de l'enveloppe temporelle et de la structure fine peut varier en fonction du contexte acoustique et des caractéristiques individuelles de l'auditeur.

Chaque individu adopte une stratégie d'analyse de la parole qui peut varier en fonction de facteurs tels que l'environnement sonore, le locuteur, les capacités individuelles et les préférences personnelles. Le cortex effectue généralement une analyse automatique, mais cette stratégie n'est pas toujours constante en raison de la redondance des informations acoustiques présentes dans la voix. Ainsi, les choix stratégiques d'écoute peuvent varier en fonction de nombreux facteurs, et l'analyse du message peut se concentrer sur l'information temporelle, fréquentielle ou sur un mélange des deux (Renard *et al.*, 2008).

## 1.2 Effets d'une perte auditive neurosensorielle sur le traitement de l'enveloppe temporelle et de la structure fine

Les lésions cochléaires entraînent divers effets sur la perception auditive, tels que l'élévation des seuils auditifs, le recrutement de sonie, l'élargissement des filtres cochléaires, la perte de la sélectivité fréquentielle, les distorsions et les troubles du codage temporel (Lorenzi, 2019).

Ainsi, une perte auditive neurosensorielle affecte le traitement de l'enveloppe temporelle et de la structure spectro-temporelle fine, ce qui entraîne des problèmes de perception de la parole chez les malentendants (Lorenzi *et al.*, 2006).

De nombreuses études ont montrés que les malentendants perçoivent l'enveloppe temporelle de manière similaire aux personnes ayant une audition normale, mais ils rencontrent des difficultés à analyser la structure fine des sons.

De manière surprenante, il a même été observé que les malentendants avaient une capacité supérieure à détecter les modulations d'amplitude lentes par rapport aux personnes ayant une audition normale (Bacon & Viemeister, 1985 ; Moore, Shailer & Shooneveldt, 1992 ; Lorenzi *et al.*, 2006).

Selon Lorenzi, la diminution de la résolution fréquentielle associée à une perte auditive neurosensorielle s'accompagne généralement d'une amélioration de la résolution temporelle, ce qui reflète la dualité temps-fréquence de la représentation du son. L'hypothèse actuelle est que la perte de compression cochléaire entraîne une expansion des fluctuations d'amplitude en sortie des filtres cochléaires, ce qui peut améliorer la sensibilité aux modulations d'amplitude des signaux acoustiques.

Il est possible d'obtenir une intelligibilité presque parfaite des syllabes, des mots ou des phrases en se basant uniquement sur l'enveloppe temporelle de ces signaux extraite à partir de seulement 4 bandes de fréquences indépendantes. Les auditeurs normo-entendants peuvent percevoir près de 100 % de la parole dans le silence lorsque celle-ci est traitée en préservant les indices d'enveloppe mais en perturbant les indices de structure fine (Shannon *et al.* 1995; Friesen *et al.* 2001; Souza et Rosen, 2009).

Cependant, la perception des informations de structure temporelle fine est altérée chez les malentendants en raison des lésions cochléaires. Cela se manifeste principalement par des troubles de perception de la hauteur, du timbre et des difficultés de localisation des sons de basse fréquence basée sur les différences interaurales de temps.

Actuellement, il est également suggéré que ce déficit contribue à la dégradation des capacités d'analyse de scènes auditives complexes, qui est souvent la manifestation majeure des pertes auditives neurosensorielles (Lorenzi, 2019).

L'effet d'une perte d'audition sur l'analyse de scènes auditives se manifeste de plusieurs manières. Le groupement simultané peut être altéré chez les malentendants en raison de la perte auditive et des altérations du codage cochléaire. Les indices binauraux, tels que les différences de temps d'arrivée et de niveau interaural, ainsi que les « Head-Related Transfer Function » (HRTF ou fonctions de transfert liée à la tête) peuvent être affectés, ce qui entraîne des difficultés dans la ségrégation des sources sonores simultanées. De plus, les performances de groupement séquentiel chez les malentendants peuvent varier en fonction des stimuli utilisés. Une réduction des indices spectraux, tels que la hauteur tonale ou la bande passante, peut causer un déficit de ségrégation séquentielle, en particulier pour des stimuli complexes.

Chez les individus normo-entendants, l'intelligibilité de la parole en présence de bruit fluctuant est moins impactée que par un bruit continu, car ils peuvent exploiter les interruptions temporelles et les variations spectrales d'un bruit fluctuant.

Les altérations auditives chez les personnes malentendantes, telles que l'élévation des seuils auditifs, le recrutement, l'élargissement des filtres auditifs et la détérioration du traitement de la

structure temporelle fine du signal, compliquent considérablement l'interprétation de l'environnement sonore (Paquier, 2013).

Enfin, chaque auditeur malentendant utilise à la fois des informations spectrales et temporelles, mais l'équilibre peut varier d'un auditeur à l'autre (Souza, 2016).

### 1.3 Effet du nombre de canaux de compression d'amplitude sur la reconnaissance de la parole chez les auditeurs atteints de pertes neurosensorielles

Les aides auditives visent à améliorer l'audibilité de la parole tout en préservant les indices nécessaires à sa reconnaissance, tout en évitant les distorsions (Souza, 2002). L'utilisation de systèmes de compression d'amplitude basés sur l'audiogramme tonal a conduit à différentes approches. Parmi celles-ci, les méthodologies d'appareillage les plus couramment utilisées sont NAL-NL2 et DSL-v5.

Cette étude de mémoire inclut des patients portant des appareils auditifs réglés sur la base des méthodologies NAL-NL1, NAL-NL2 et DSL-v5.

Aujourd'hui, en audiologie, on utilise deux types de compression : les compressions WDRC (Wide Dynamic Range Compression) et les compressions linéaires. Cette étude inclut des patients portant des appareils auditifs utilisant essentiellement des compressions WDRC.

Les aides auditives actuelles sont dotées d'un temps d'attaque et d'un temps de retour adaptatifs. Le temps d'attaque typique est inférieur à 5 ms, tandis que le temps de retour typique est supérieur à 20 ms. Ces caractéristiques correspondent aux compressions à action rapide (Jansen, 2018).

#### 1.3.1 Études sur les effets de la compression

Dans cette section, nous passerons en revue plusieurs études sur les effets de la compression en fonction de la capacité et de la préférence d'écoute de l'auditeur.

Les systèmes de compression rapides maximisent l'audibilité continue du signal vocal en réagissant rapidement dans des délais similaires aux fluctuations rapides du signal vocal (Gatehouse *et al.*, 2006).

Une compression rapide apporte davantage de clarté pour les niveaux d'entrée faibles, ce qui peut améliorer l'audibilité des sons faibles (Moore *et al.*, 2011). Cependant, il est à noter que la compression rapide peut dégrader la compréhension de la parole conversationnelle et des paroles fortes chez les personnes atteintes de pertes auditives plus sévères (Davies-Venn *et al.*, 2009). Il a également été observé que la compression rapide atténue les contrastes spectraux, ce

qui peut affecter la reconnaissance de la parole lorsque les informations essentielles sont transmises par ces contrastes spectraux (Souza, 2015).

En ce qui concerne la capacité à écouter dans un environnement bruyant, une compression rapide peut l'améliorer, principalement chez les individus ayant des capacités cognitives élevées (Gatehouse, 2006 ; Lunner, 2007 ; Moore, 2016).

D'autre part, une sensibilité réduite à la structure fine est associée à une préférence pour une compression lente (Gatehouse, 2006 ; Lunner, 2007 ; Moore, 2016). La compression lente préserve davantage les informations temporelles du signal sonore, y compris la structure fine, ce qui permet aux individus ayant des difficultés à percevoir ces détails de mieux saisir les informations temporelles importantes pour la compréhension de la parole (Moore, 2016).

Les auditeurs atteints de pertes auditives légères à moyennes préfèrent généralement des temps de retour longs pour une meilleure qualité sonore (Hansen, 2002). Environ deux tiers des auditeurs âgés préfèrent également des temps de retour longs, en particulier ceux ayant des capacités cognitives limitées et pour des matériaux de parole avec peu de contexte (Cox et Xu, 2014). La compression lente a été jugée préférable pour les personnes âgées et celles ayant des pertes auditives plus sévères (Souza et Sirow, 2014).

Il a été observé que les auditeurs ayant une mémoire de travail moins performante obtiennent de meilleurs résultats aux tests de reconnaissance de la parole avec des temps de retour longs, tandis que l'effet est inverse pour les individus ayant une bonne mémoire de travail (Gatehouse, 2003, 2006). Chez les enfants atteints de neuropathie auditive, des temps de retour plus longs ont permis une amélioration de 32 % de la reconnaissance des mots (Spirakis, 2011). De plus, chez les individus ayant des ressources cognitives limitées, une meilleure intelligibilité de la parole a été observée avec des temps de retour longs (Cox et Xu, 2014 ; Souza et Sirow, 2014).

En résumé, les compressions rapides sont favorables pour maximiser l'audibilité continue du signal vocal, améliorer l'audibilité des sons faibles et la capacité à écouter dans un environnement bruyant. Cependant, elles peuvent dégrader la compréhension de la parole conversationnelle et des paroles fortes chez les personnes atteintes de pertes auditives plus sévères. D'autre part, les compressions lentes préservent les informations temporelles du signal sonore, ce qui peut être préférable pour les individus ayant des difficultés à percevoir la structure fine.

### 1.3.2 Études sur les effets du nombre de canaux de compression d'amplitude sur la reconnaissance de la parole chez les auditeurs atteints de pertes neurosensorielles

Dans cette section, nous passerons en revue quelques études sur les effets du nombre de canaux et leur influence sur l'enveloppe temporelle, la structure fine et sur l'intelligibilité de la parole.

L'utilisation d'un plus grand nombre de canaux de compression d'amplitude peut améliorer l'audibilité chez les personnes atteintes de pertes neurosensorielles légères à moyennes (Woods *et al.*, 2006).

Cependant, l'augmentation excessive de ces canaux en compression rapide peut entraîner un lissage des contrastes spectraux, ce qui peut être préjudiciable pour les personnes ayant une bonne sélectivité fréquentielle (Bor *et al.*, 2008 ; Souza, 2016).

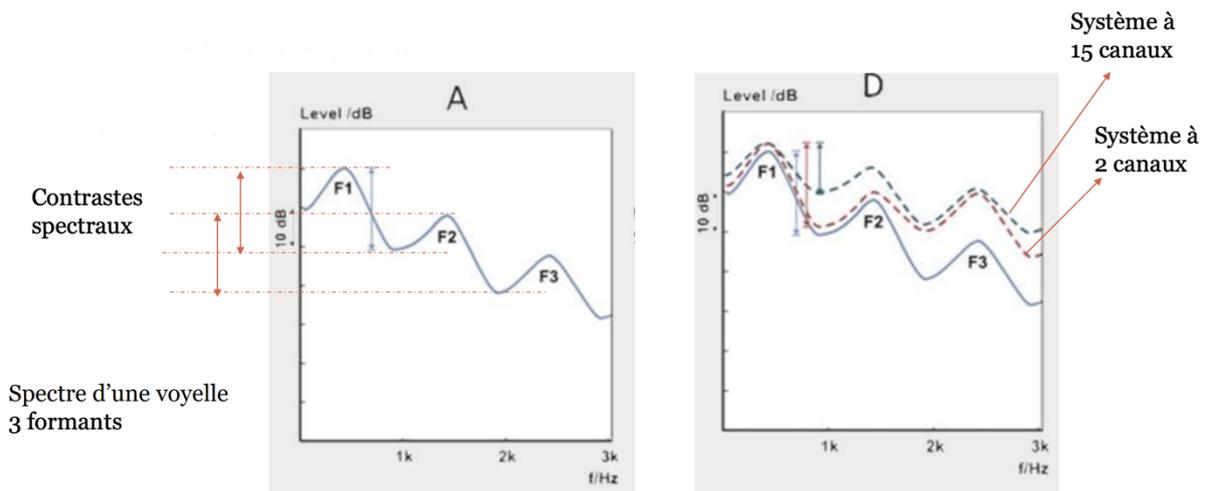


Figure 2 : Effet de la compression à 2 et 15 canaux sur les contrastes spectraux d'une voyelle à 3 formants (source : Kuk 2015).

Un lissage des contrastes spectraux peut entraîner une perte d'informations fréquentielles, une difficulté à discriminer les sons similaires et une diminution des détails et des contours acoustiques. Lorsqu'il y a un lissage des contrastes spectraux, cela peut donc avoir un impact négatif sur l'intelligibilité de la parole.

De plus, il est important de souligner que l'utilisation de nombreux canaux de compression peut entraîner également une distorsion de l'enveloppe temporelle (Plomp, 1988 ; Stone et Moore, 2008 ; Souza, 2016). Cette distorsion temporelle peut altérer les consonnes et perturber le rythme et la prosodie, rendant ainsi la reconnaissance de la parole plus difficile, notamment en environnements bruyants.

Certaines études présentent des résultats divergents quant à l'effet du nombre de canaux sur la reconnaissance de la parole. Certaines d'entre elles ont montré qu'une augmentation du nombre de canaux améliore la reconnaissance vocale jusqu'à un certain point, mais au-delà de ce seuil, aucun effet significatif supplémentaire n'est observé (Yund et Buckles, 1995). D'autres recherches, quant à elles, n'ont pas trouvé d'effet significatif lorsque les paramètres de compression étaient adaptés à chaque auditeur (Salorio-Corbetto *et al.*, 2020).

Ces divergences dans les résultats obtenus peuvent être attribuées aux différences d'approches et de paramètres de compression utilisés dans les différentes études.

## **2 Matériels et méthodes**

Cette étude observationnelle en groupe parallèle vise à explorer le lien entre les résultats de tests évaluant la performance de perception temporelle et de structure fine chez les patients, et leurs résultats audioprothétiques, en relation avec le nombre de canaux des appareils. Les tests d'enveloppe temporelle et de structure fine choisis pour ce mémoire sont les tests de seuils de modulation d'amplitude (AM) et les tests de seuils de modulation de fréquence (FM).

### **2.1 Les objectifs**

#### **2.1.1 Objectif principal**

L'objectif principal de l'étude est de répondre à la question suivante : le nombre de canaux à compression rapide affecte-il la compréhension de la parole chez les patients à sensibilité spectrale ?

Nous considérons deux critères de jugement principaux : la mesure du SRT avec les appareils et le gain vocal. La sensibilité spectrale est évaluée par un test de seuil FM.

#### **2.1.2 Objectifs secondaires**

Nous avons également défini deux objectifs secondaires : tout d'abord, analyser l'impact du nombre de canaux des appareils auditifs sur la compréhension de la parole en relation – cette fois – avec la sensibilité temporelle des patients évaluée par un test de seuil AM ; ensuite, étudier le lien entre les mesures de seuils AM et FM et les résultats audioprothétiques en relation ou non avec le nombre de canaux.

### **2.2 La population étudiée : les critères d'inclusion et d'exclusion**

L'étude a été réalisée dans les centres auditifs Phonème Audioprothésiste. Le recrutement des patients a été effectué sur les centres de Ploufragan et de Plancoët de février à mai 2023. Les patients ont été contactés soit par téléphone, soit lors de leur passage au laboratoire.

#### **2.2.1 Critères d'inclusion**

Les malentendants, hommes ou femmes majeurs, devaient présenter une perte bilatérale, symétrique (c'est-à-dire avec une différence de perte tonale moyenne  $< 15$  dB entre chaque oreille), avec tous degrés de surdité. L'appareillage bilatéral devait dater de plus de 6 mois pour tenir compte de la période d'adaptation nécessaire.

### 2.2.2 Critères d'exclusion

Les patients présentant une surdité asymétrique (>15 dB), une surdité mixte, des troubles cognitifs et des neuropathies n'ont pas été inclus dans l'étude.

### 2.2.3 Description de la population

Le nombre total de participants dans cette étude est de 36 sujets.

Les participants ont été recrutés dans une large fourchette d'âges allant de 20 ans à 88 ans. L'âge moyen des participants est de 75,5 ans avec un écart-type de 6,8 ans.

Vingt-et-un d'entre eux sont de sexe masculin (H), tandis que 15 sont de sexe féminin (F).

L'analyse de l'étiologie de la surdité révèle que la presbycousie est la cause principale de surdité chez la majorité des participants, soit 27 sujets. Cinq participants ont une surdité d'origine génétique, tandis que quatre autres présentent une surdité résultant de la combinaison de la presbycousie et d'une exposition au travail dans le bruit.

Les patients de cette étude présentent des surdités neurosensorielles allant de légères à moyennes. Parmi les participants, selon la classification du BIAP (Bureau International d'Audiophonologie), sept présentent une surdité légère, 15 présentent une surdité moyenne de degré 1 et 14 présentent une surdité moyenne de degré 2.



Figure 3 : Répartition des patients.

## 2.3 Le matériel

### 2.3.1 Le protocole établi

Chaque rendez-vous débutait par une phase de nettoyage et de contrôle des appareils auditifs (avec une écoute et un passage en chaîne de mesure), suivi d'une otoscopie pour vérifier l'absence de bouchon ou d'anomalie dans le conduit auditif externe et le tympan.

Un contrôle des appareils était également effectué pour s'assurer que les taux de compressions n'excédaient pas 3.

Juste avant le début des mesures, les participants étaient invités à remplir un formulaire d'information et de consentement, permettant d'obtenir leur accord éclairé pour participer aux tests, notamment en ce qui concerne la confidentialité des données.

Après avoir expliqué les objectifs de l'étude, les tests des seuils de détection de modulation d'amplitude et de modulation de fréquence étaient réalisés sur chacune des deux oreilles, en présence et en l'absence des appareils auditifs.

Ensuite, les mesures audioprothétiques des patients étaient collectées. En ce qui concerne l'audiométrie tonale, si l'audition n'avait pas été testée récemment, un nouveau test aux inserts était réalisé. Le gain prothétique tonal était généralement récent (< 1 an) et n'avait dans ce cas pas besoin d'être refait. Un gain prothétique vocal était systématiquement effectué en utilisant la même liste de mots, la liste dissyllabique de Lafon, une liste équilibrée en fréquence, afin de permettre une comparaison homogène entre les différents patients.

Initialement, j'avais prévu de collecter des données de tests dans le bruit auprès de tous les participants. Cependant, étant consciente du caractère éprouvant des tests de l'étude pour certains patients, j'ai pris la décision de ne pas tous les surcharger davantage en leur demandant de conduire des tests dans le bruit pendant leur rendez-vous. Par conséquent, j'ai finalement recueilli les résultats des tests dans le bruit (Framatrix, pour French Matrix Test) pour 11 des 36 participants.

La durée moyenne de chaque rendez-vous était d'environ une heure, sachant que les tests de seuils pouvaient être parfois exigeants pour les patients. Dans un souci de bien-être du patient, une attention particulière était portée pour rendre ce moment aussi confortable que possible. C'est dans cette optique que le questionnaire IOI-HA, composé de seulement 7 questions, avait été choisi pour évaluer le ressenti des patients vis-à-vis de leur appareillage et couvrir efficacement l'ensemble des problématiques liées à l'appareillage auditif.

### 2.3.2 Le matériel vocal

Afin d'évaluer la capacité d'écoute des participants, deux tests auditifs vocaux ont été utilisés dans l'étude.

Tout d'abord, nous avons réalisé une audiométrie vocale dans le silence, en utilisant la liste dissyllabique de Lafon. Cette liste de mots à deux syllabes, équilibrée en fréquence, nous a permis

de mesurer les SRT des participants, avec et sans appareils. Cette évaluation fournit une mesure de leur intelligibilité dans des environnements silencieux.

Ensuite, le test du Framatrix a été utilisé pour évaluer l'intelligibilité de la parole dans des environnements bruyants, toujours avec et sans appareil. Ce test comporte des phrases dont la structure syntaxique est fixée, mais la sémantique reste imprévisible. Le niveau du signal vocal est fixé à 65 dB SPL, tandis que notre logiciel ajuste automatiquement le niveau de bruit (bruit stationnaire) en fonction des réponses des participants. Ce test mesure le SIB 50, c'est-à-dire le rapport signal sur bruit pour lequel le participant répète correctement 50 % des mots (la valeur de référence du SRT est de -6 dB SNR) (Joly *et al.* 2022).

### 2.3.3 Présentation des tests de seuils de modulation d'amplitude et de modulation de fréquences.

#### 2.3.3.1 Description du matériel nécessaire à la passation des tests de seuils de modulation d'amplitude et de modulation de fréquences.



*Figure 4 : Matériel utilisé dans cette étude.*

Le matériel utilisé dans cette étude comporte un ordinateur MacBook Pro, un logiciel Ableton Live 11 suite, une carte son Fast Track Pro et une enceinte Ultimate Ears.

#### 2.3.3.2 Les tests AM et FM

Il s'agit de mesures monaurales effectuées en champs libre, avec et sans appareil. Pendant la mesure, l'oreille controlatérale a été obstruée par un insert.

Le travail de C. Lorenzi et de son équipe m'a permis de construire ces tests sur Max MSP, un logiciel de synthèse sonore développé par l'Ircam (Institut de recherche et coordination acoustique/musique) dans les années 1980, et de choisir les paramètres.

Le choix d'une seule fréquence de porteuse à 500 Hz permet de tester le rôle des mécanismes de phase locking et de se situer dans une zone où le seuil différentiel de fréquence est optimal.

Le choix du niveau de stimulation été fixé, grâce à un sonomètre, à 65 dB SPL à 1 mètre de l'enceinte.

Afin de faciliter la passation, les différents stimuli ont été enregistrés en fichiers audio, puis importés dans une session du logiciel Ableton Live permettant de les diffuser facilement. Le temps de présentation des stimuli ayant une influence et ne pouvant pas fabriquer exactement le modèle décrit dans la littérature, j'ai arbitrairement choisi une durée des signaux fixe de 2,5 s de manière à pouvoir à obtenir 5 cycles de modulation complets.

### 2.3.3.2.1 Test de seuil de modulation d'amplitude (AM)

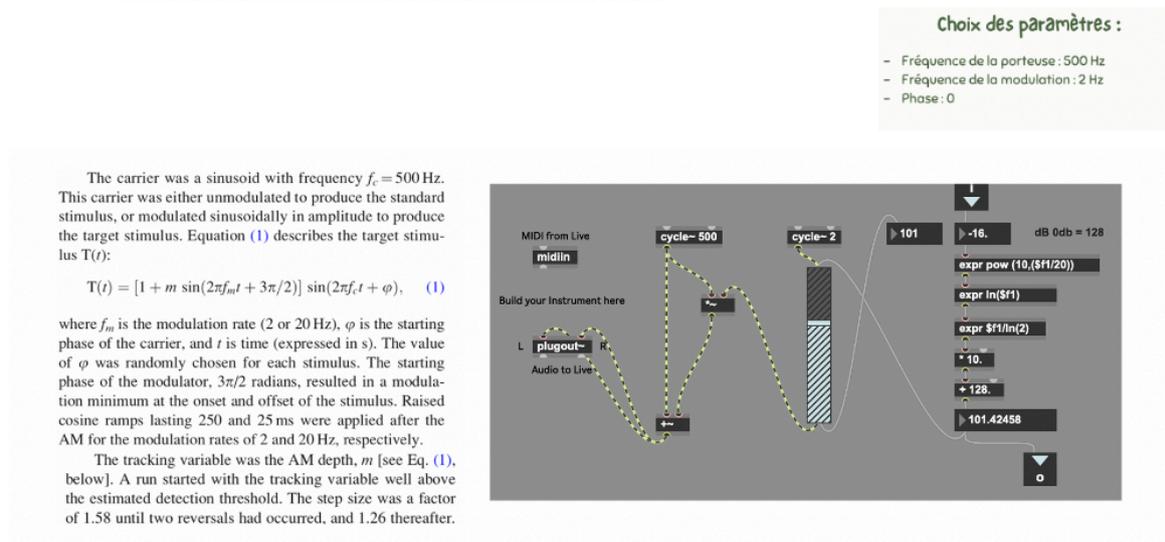


Figure 5 : à gauche, extrait de “Sensorineural hearing loss enhances auditory sensitivity and temporal integration for amplitude modulation” (Wallaert et al., 2017) ; à droite, patch Max MSP codant la modulation d'amplitude.

La partie de droite du patch illustré en Fig. 5 permet de convertir la profondeur de modulation  $m$  codée en midi à sa valeur en décibels.

La variable de suivi est la profondeur de modulation d'amplitude  $m$ , donnée en décibel Full Scale (dBFS), pour la mesure de seuil de modulation d'amplitude.

Pour des raisons pratiques, l'évolution de la profondeur de modulation est fixée arbitrairement à des pas de 3 dBFS.

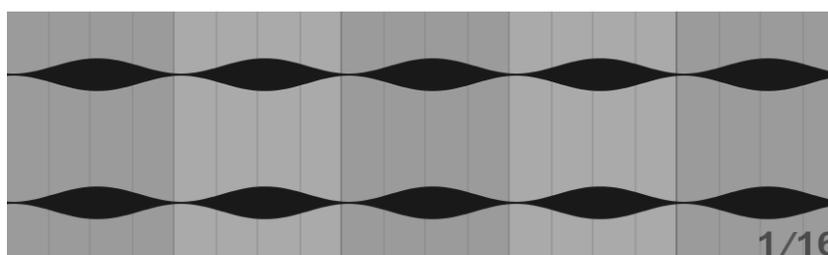


Figure 6 : Allure d'un stimulus de 2,5 s présentant une profondeur de modulation maximale de 0 dBFS.

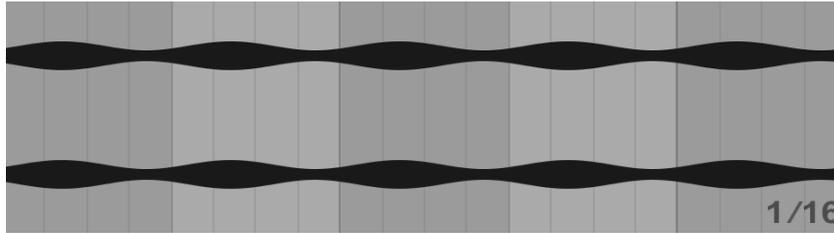


Figure 7 : Allure d'un stimulus de 2,5 s présentant une profondeur de modulation de 6 dBFS.

### 2.3.3.3 Test de seuil de modulation de fréquence

For the FMDTs measured with interfering AM, the standard stimulus contained AM but not FM. The target stimulus contained both AM and FM. Equation (1) describes the target stimulus  $T(t)$ ,

$$T(t) = AM(t) \sin[(2\pi f_c t + \Phi) + \beta(\sin(2\pi f_m t + \varphi))], \quad (1)$$

with  $AM(t) = [1 + m \sin(2\pi f_m t + 3\pi/2)]$  with  $m = 0.33$  and  $\beta = \Delta f / f_m$ , where  $\Delta f$  is the frequency excursion in Hz,  $f_m$  is the modulation rate (2 or 20 Hz),  $\varphi$  is the starting phase of the FM,  $f_c$  is the carrier frequency (500 Hz),  $\Phi$  is the starting phase of the carrier, and  $t$  is time in s. The values of  $\varphi$  and  $\Phi$  were randomly and independently chosen for each stimulus. The interfering AM had a fixed modulation index of 0.333, corresponding to a peak-to-valley ratio of 6 dB, as in Moore and Glasberg (1989). It was chosen to be large enough to disrupt cues for FM detection based on changes in excitation level, but not so large that it would induce substantial level-related pitch shifts (Verschuure and van Meeteren, 1975; Emmerich *et al.*, 1989). Although the starting phase of the AM was fixed, its phase relative to that of the FM was random (because  $\varphi$  was chosen randomly), so the AM should still have been effective in disrupting the use of temporal-envelope cues. For the standard stimulus,  $\Delta f$  was set to 0. For the FMDTs measured without interfering AM, the value of  $m$  was set to 0.

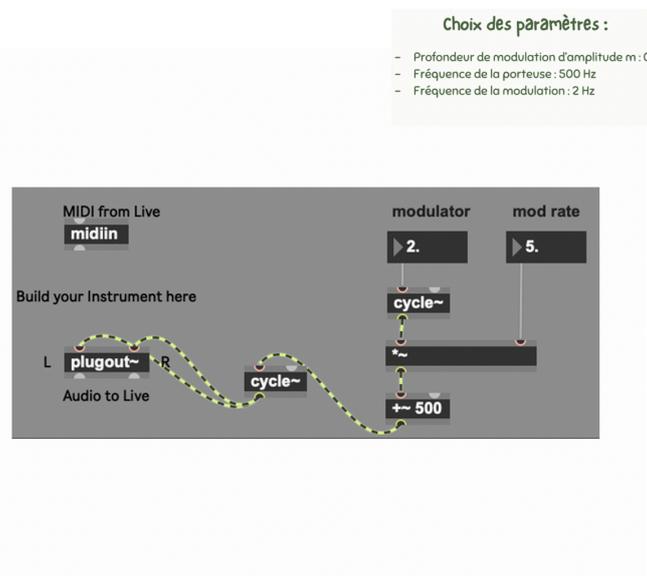


Figure 8 : à gauche, extrait de "Sensorineural hearing loss impairs sensitivity but spares temporal integration for detection of frequency modulation" (Wallaert *et al.*, 2018) ; à droite, patch Max MSP codant la modulation de fréquence.

La variable de suivi est l'excursion fréquentielle en Hertz (Hz) pour la mesure de seuil de modulation de fréquence.

Il m'a semblé difficile pour la passation d'expliquer la différence d'écoute entre la sensation de variation provoquée par la modulation d'amplitude et par celle provoquée par la modulation de fréquence. Ainsi, j'ai choisi de ne pas appliquer de modulation d'amplitude sur ce test.

L'excursion fréquentielle  $\Delta f$  étant codée dans le patch Max MSP par des points midi ; elle a été convertie en Hz grâce à une mesure avec un Tuner.



Figure 9 : Capture d'écran d'une mesure en cours faite par le Tuner du logiciel Ableton Live pour la mesure du  $\Delta f$  en Hertz.

MIDI	10	9	8	7	6	5	4	3,5	3	2,5	2	1,5	1	0,5	0,4	0,3	0
Delta f (Hz)	20	18	16	14	11	10	8	7	6	5	4	3	2	1	0,4	0,3	0

Figure 10 : Table des  $\Delta f$  en relation avec ses valeurs en midi.

#### 2.3.3.4 Passation des tests :

Après avoir fait entendre le son pur de 500 Hz (le son témoin), les tests commencent par la présentation du son avec la plus grande modulation.

Les participants reçoivent la consigne suivante : « Signalez-moi lorsque vous percevez que le son devient continu et que vous ne percevez plus du tout de vagues ».

La profondeur de modulation est alors progressivement réduite à intervalles réguliers. Une fois que le patient identifie le premier son qui lui semble continu, il est comparé au son réellement continu. La réponse est confirmée lorsque les deux sons sont perçus de la même manière.

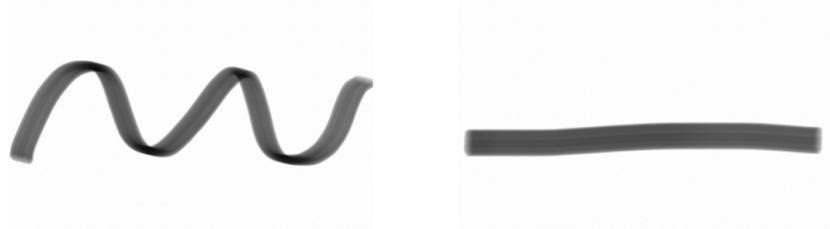


Figure 11 : Supports graphiques pour les tests AM et FM.

Les deux graphiques en Figure 11 ont été utilisés comme support lors du test. S'il le souhaitant, le patient pouvait indiquer s'il percevait le son comme continu ou modulé en pointant le graphique correspondant.

#### 2.3.4 [Le test IOI-HA ou IIPBAA](#)

Afin de prendre en compte la vision et le ressenti du patient, nous avons utilisé dans cette étude l'Inventaire International portant sur les Bénéfices des Aides Auditives (IIPBAA ou IOI-HA en anglais).

Les questions posées dans le questionnaire permettent au patient d'exprimer ses propres perceptions et expériences quant à l'utilisation des aides auditives.

En évaluant des aspects tels que l'aide apportée dans les situations où le patient souhaite entendre mieux, les difficultés résiduelles ressenties, l'intérêt perçu de l'appareillage auditif, l'impact sur les activités quotidiennes et l'interaction avec l'entourage, le questionnaire reflète la manière dont le patient perçoit les avantages et les bénéfices liés à son appareillage auditif.

#### 2.3.5 [Les tests statistiques](#)

Les données ont été recueillies et traitées grâce aux logiciels Excel et DataTab. L'analyse de ces données a été réalisée à l'aide de différents tests statistiques. Le test de Shapiro-Wilk a été utilisé pour vérifier la distribution normale des données, condition nécessaire à l'utilisation de tests statistiques de type paramétriques. Quand cette condition était vérifiée, (1) le coefficient de corrélation de Pearson a été utilisé pour mesurer la corrélation linéaire entre deux variables, et (2) le test de Student (ou « test t ») a été utilisé pour comparer les moyennes de deux échantillons indépendants. Quand la condition de normalité des données n'était pas vérifiée ou quand les échantillons étaient de petite taille (i.e. d'une taille inférieure à 30 observations), (1) la corrélation de Spearman a été utilisé pour mesurer la corrélation entre deux variables, et (2) le test non-paramétrique de Mann-Whitney a été utilisé pour comparer les moyennes de deux échantillons indépendants. Pour les comparaisons de moyennes entre trois échantillons et plus, le test non-paramétrique de Kruskal-Wallis a été utilisé du fait du nombre réduit d'observations par groupes. Enfin, le test du Khi-deux a été utilisé pour évaluer l'indépendance entre deux variables catégorielles et déterminer s'il existait une association significative entre les catégories de ces variables.

### 3 Résultats

#### 3.1 Mesure de l'impact du nombre de canaux sur le SRT et sur le gain vocal chez les patients ayant une bonne résolution spectrale

La mesure du seuil FM peut être considérée comme un indicateur indirect de la préférence spectrale des patients.

Dans cette première partie de l'étude, l'ensemble des participants a été divisé en deux groupes en utilisant la médiane du seuil FM comme critère arbitraire de séparation.

Les participants avec un seuil FM moyen inférieur à la médiane (0,57) ont été considérés comme les sujets ayant une préférence spectrale (groupe n1=18), et les autres, les sujets sans préférence spectrale (groupe n2=18).

Afin d'assurer un effectif adéquat dans chaque groupe en vue de comparaisons ultérieures, les nombres de canaux des appareils ont été regroupés comme suit : 10 et 12 canaux, 14 et 16 canaux, ainsi que 20 et 24 canaux.

##### 3.1.1 Préambule : Étude du lien entre les seuils FM (avec appareils et sans appareils) et les résultats audioprothétiques

###### 3.1.1.1 Étude du lien entre les seuils FM et le SRT avec appareils

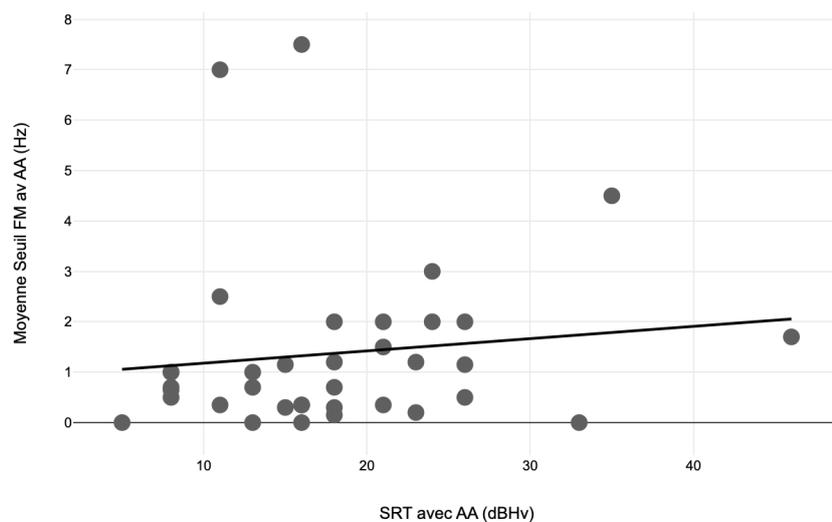


Figure 12 : Corrélation entre les moyennes des résultats du test de FM avec appareils auditifs et le SRT avec appareils.

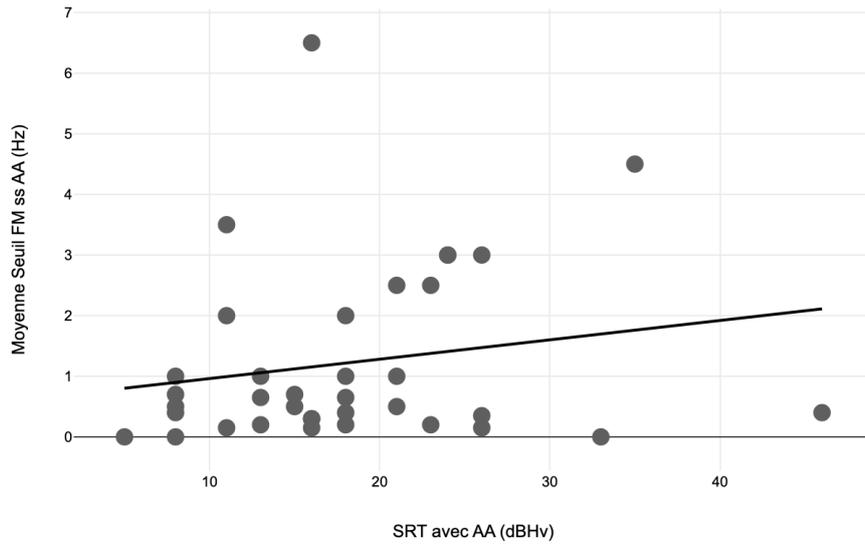


Figure 13 : Corrélation entre les moyennes des résultats du test de FM oreilles nues et le SRT avec appareils.

Les coefficients de corrélations obtenus par le test de Pearson sont  $r=0,12$  et  $r=0,19$  (respectivement Figures 12 et 13). Les p-valeurs (0,486 et 0,28 respectivement) dépassent le seuil de 0,05, indiquant une absence de corrélation statistiquement significative entre les seuils FM (avec ou sans appareils) et SRT.

### 3.1.1.2 Étude du lien entre les seuils FM et le gain vocal

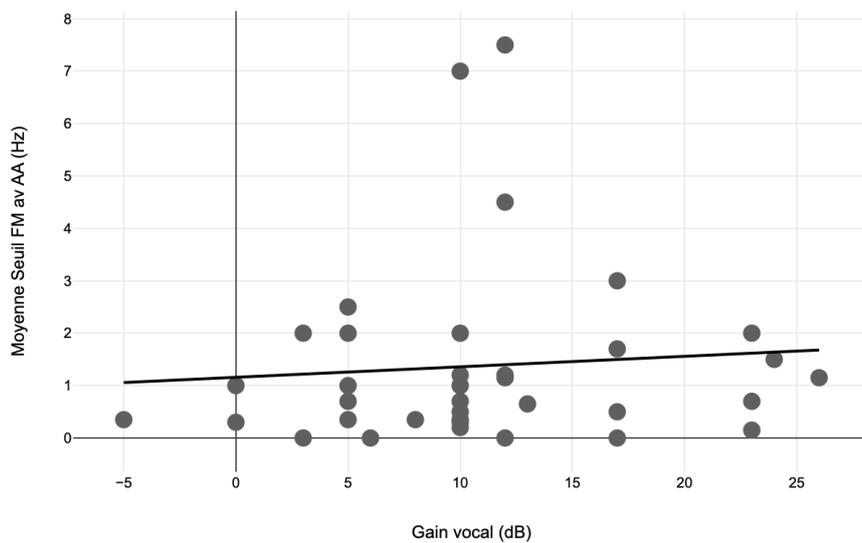


Figure 14 : Corrélation entre les moyennes des résultats du test de FM avec appareils auditifs et le gain vocal.



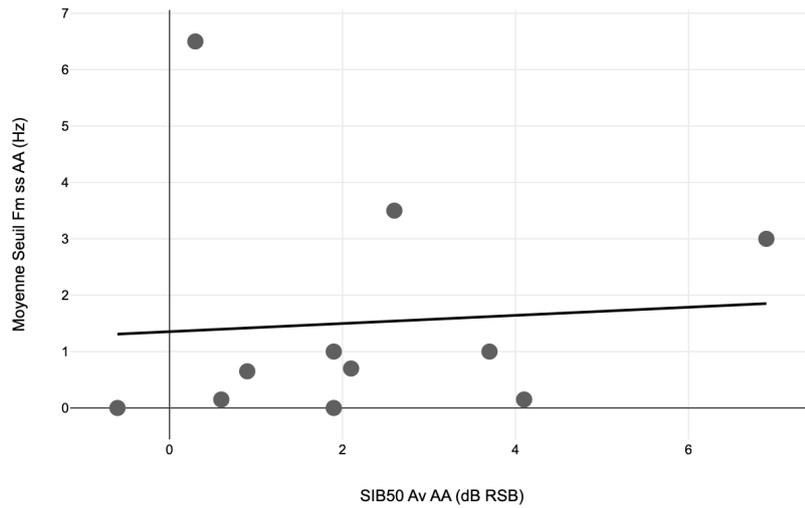


Figure 17 : Corrélation entre les moyennes des résultats du test FM oreilles nues et le SIB50 avec appareils.

### 3.1.1.4 Étude du lien entre les seuils FM les avec appareils et la différence de RSB

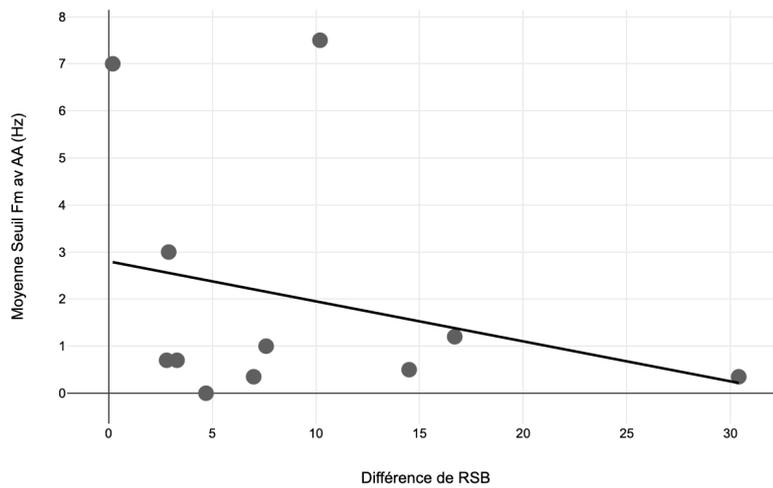


Figure 18 : Corrélation entre les moyennes des résultats du test FM avec appareils et la différence de RSB.

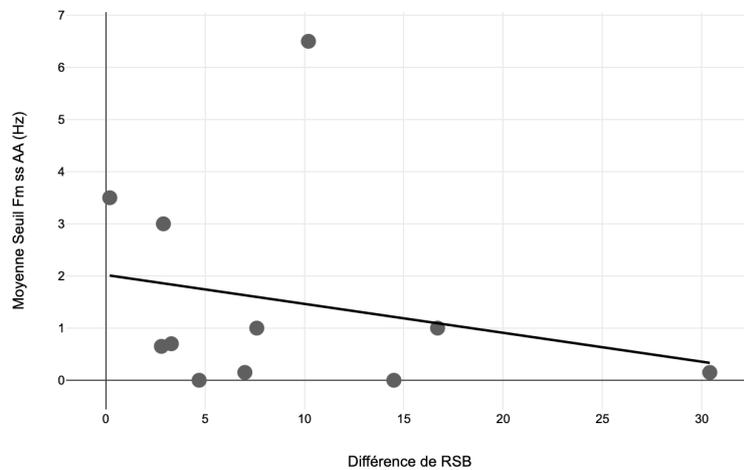


Figure 19 : Corrélation entre les moyennes des résultats du test FM sans appareils et la différence de RSB.

Les corrélations observées ne sont pas statistiquement significatives (tests de Spearman :  $p=0,415$ ;  $\rho=-0,27$  et  $p=0,48$  ;  $\rho=-0,24$  en Figures 18 et 19, respectivement), et elles ne démontrent pas de relation significative entre les seuils FM (avec ou sans appareils) et la différence de RSB entre les deux conditions (avec et sans appareils).

⇒ En conclusion, **les mesures de seuils FM dans les deux conditions (avec et sans appareils) ne semblent pas prédire les performances d'écoute dans le silence et dans le bruit avec les appareils.**

### 3.1.2 Étude entre les deux groupes de préférence d'écoute (FM)

Nous souhaitons étudier la différence de SRT avec les appareils ainsi que la différence de gain vocal entre les deux types de profils d'écoute.

#### 3.1.2.1 Description des groupes (FM)

##### 3.1.2.1.1 Groupe 1

Dix-huit patients représentent le groupe 1 ayant un type d'écoute à préférence spectrale. La moyenne d'âge de ce groupe est de 71,5 ans et l'écart type est de 15 ans.

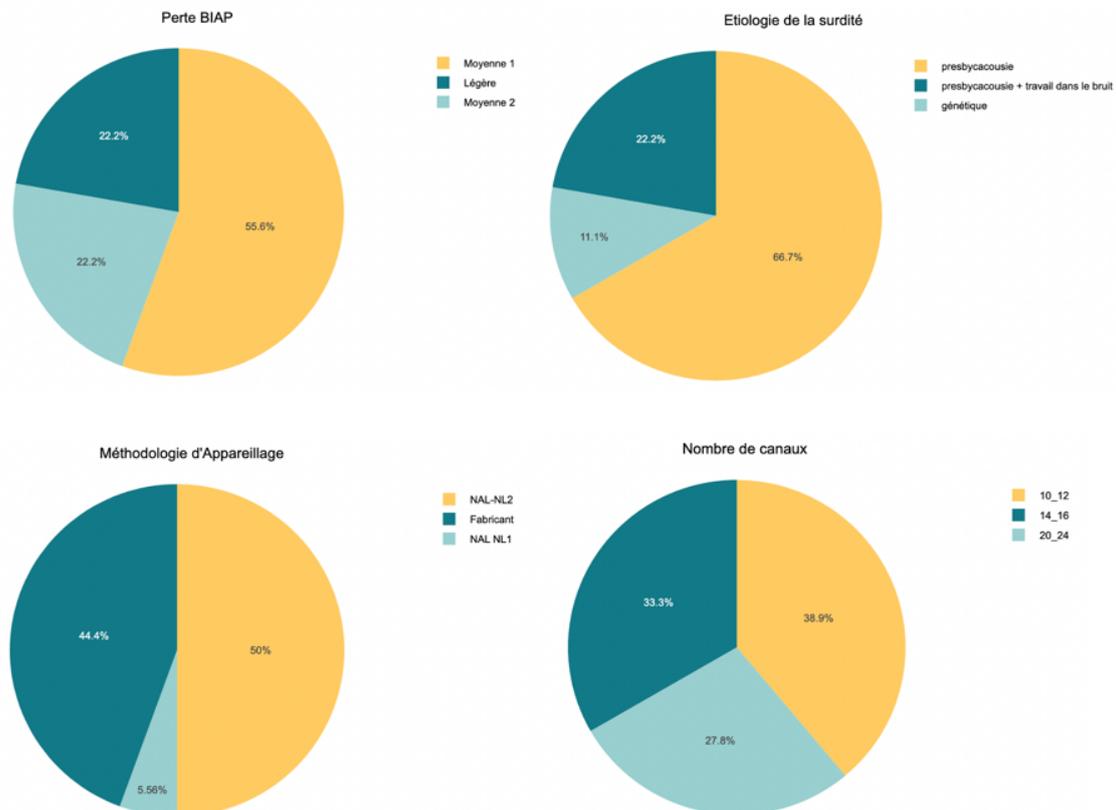


Figure 20 : Répartition des patients du groupe 1 (FM)

Le groupe 1 (FM) comprend une représentation complète de toutes les étiologies, de tous les degrés de surdité et de tous les groupes de canaux.

### 3.1.2.1.2 Groupe 2

Dix-huit personnes représentent le groupe 2 n'ayant pas de type d'écoute à préférence spectrale. La moyenne d'âge de ce groupe est de 78,5 ans, et l'écart type est de 7 ans.

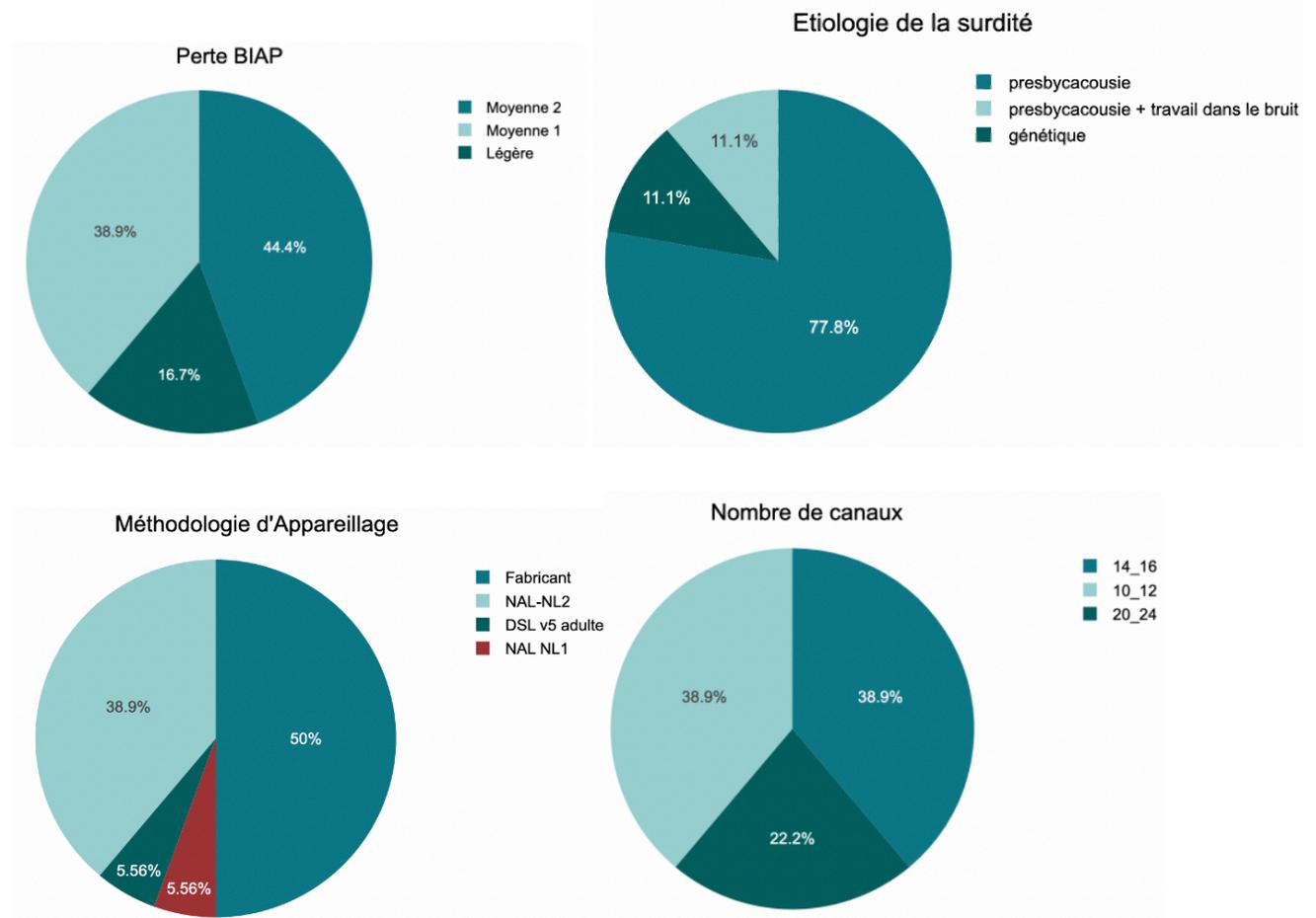


Figure 21 : Répartition des patients du groupe 2 (FM)

De la même manière, le groupe 2 (FM) comprend également une représentation complète de toutes les étiologies, de tous les degrés de surdité et de tous les groupes de canaux.

### 3.1.2.2 Tests de normalité

Afin de vérifier l'adéquation à la normalité des données, le test de **Shapiro-Wilk** a été utilisé.

Les données du SRT avec les aides auditives (pour le groupe 1  $p=0,07$ , pour le groupe 2  $p=0,523$ ) et du gain vocal (pour le groupe 1  $p=0,752$ , pour le groupe 2  $p=0,081$ ) respectent l'hypothèse de normalité au seuil de 5 %. Ainsi, nous pouvons appliquer un **t-test** pour comparer les moyennes entre les deux groupes.

Tableau 1 : Résultats des tests dans le bruit.

	ID	Perte BIAP	Nombre de canaux de gain	SIB50 ss AA (dB RSB)	SIB50 Av AA (dB RSB)	Différence de RSB	Groupe	Groupe de Canaux
1	Alain44	Moyenne 2	14	10,5	0,3	10,2	2	B
2	Monique38	Moyenne 1	12	9,8	6,9	2,9	2	A
3	Bernard37	Moyenne 1	16	9,5	1,9	7,6	2	B
4	Hervé53	Moyenne 1	16	34,5	4,1	30,4	1	B
5	Michel36	Moyenne 2	20	3,7	0,9	2,8	2	C
6	Pierre48	Moyenne 1	16	2,8	2,6	0,2	2	B
7	Michel41	Moyenne 2	16	20,4	3,7	16,7	2	B
8	Yves44	Légère	20	5,3	-0,6	4,7	1	C
9	Hervé45	Légère	12	5,4	2,1	3,3	2	A
10	Jacqueline52	Légère	16	16,4	1,9	14,5	1	B
11	Robert50	Légère	20	7,6	0,6	7	1	C

Pour les tests dans le bruit, il convient de rappeler que les effectifs des groupes sont limités. Sur un échantillon de 11 patients ayant effectué un Framatrix, quatre sont inclus dans le groupe 1, sept dans le groupe 2. Dans le groupe 2, 2 participants font partie du groupe A, 4 participants font partie du groupe B et 1 participant constitue le groupe C. Dans le groupe 1, 2 participants font partie du groupe B et 1 du groupe C. Nous n'avons pas de participants dans le groupe A. Malgré cela, nous avons procédé à des tests pour comparer les groupes et détecter d'éventuelles différences significatives.

### 3.1.2.3 Comparaisons des mesures de SRT avec appareils, de gain vocal, de SIB50 avec appareils, de différence de RSB entre les deux groupes de préférence d'écoute.

Les analyses statistiques, utilisant le t-test pour groupe parallèle pour le SRT et le gain vocal, ont révélé des p-values respectives de  $p=0,939$  (moyenne du groupe 1 = 18,17 dB HV et moyenne du groupe 2 = 17,94 dB Hv) et 0,441 (gain du groupe 1 = 9,89 dB et gain du groupe 2 = 11,78 dB), suggérant l'absence de différences significatives entre les groupes pour ces deux mesures. En somme, ces résultats indiquent qu'aucune différence significative n'a été observée entre les deux groupes, tant pour le SRT que pour le gain vocal.

Dans le bruit, les résultats du test de Mann-Whitney indiquent que les deux ensembles de données (SIB50 avec appareils et différence de RSB entre les deux conditions) ne présentent pas de différence statistiquement significative. En effet, les valeurs de p sont de 0,412 (moyenne du groupe 1 = 1,5 dB RSB et moyenne du groupe 2 = 2,1 dB RSB) pour le premier ensemble et de 0,23 (moyenne de différence de RSB pour le groupe 1 = 14,15 dB et pour le groupe 2 = 6,24 dB) pour le deuxième, toutes deux supérieures au seuil de 5%.

⇒ **En conclusion, les résultats ne permettent pas d'affirmer qu'il existe une différence dans les résultats audioprothétiques entre les deux groupes** (préférence spectrale ou non).

### 3.1.3 Étude sur le groupe à préférence spectrale :

L'objectif de cette section est d'étudier la différence de SRT avec les appareils ainsi que la différence de gain vocal entre les trois groupes de canaux afin d'évaluer l'influence du nombre de canaux de compression rapide sur la compréhension de la parole pour le sous-groupe d'auditeurs ayant une préférence d'écoute de type spectrale (i.e. groupe n°1).

### 3.1.3.1 Comparaisons des mesures de SRT avec appareils et de gain vocal entre les 3 groupes de canaux

Les résultats du test de Kruskal-Wallis ont révélé que pour le SRT avec appareils, la p-value était de 0,641 indiquant l'absence de différence significative entre les groupes de canaux (Fig. 22).

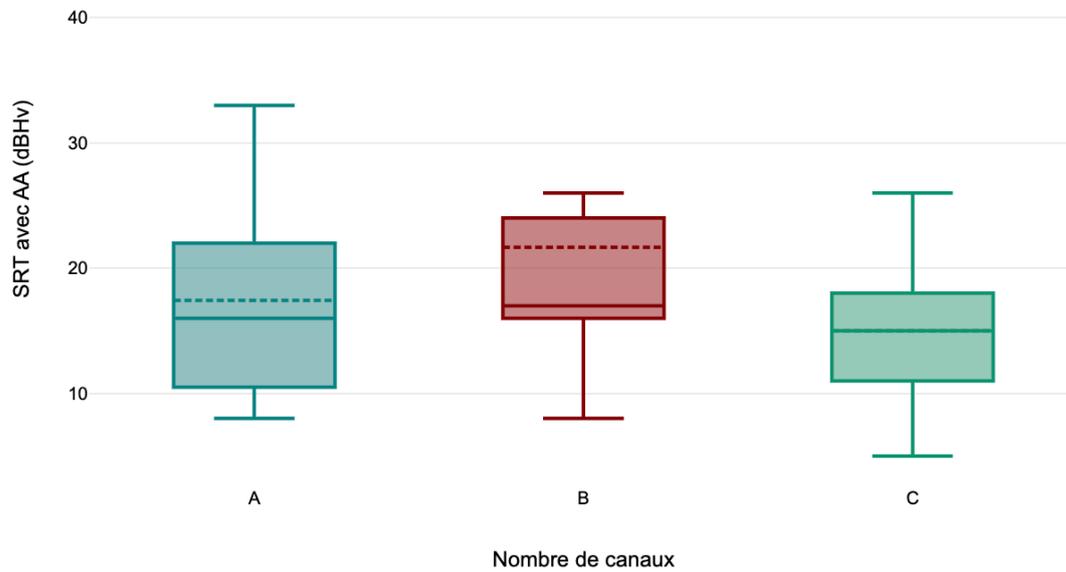


Figure 22 : Représentation des résultats des SRT avec appareils en fonction des 3 groupes de canaux : 10-12 (A), 14-16 (B), 20-24 (C) ; pour le groupe à préférence spectrale.

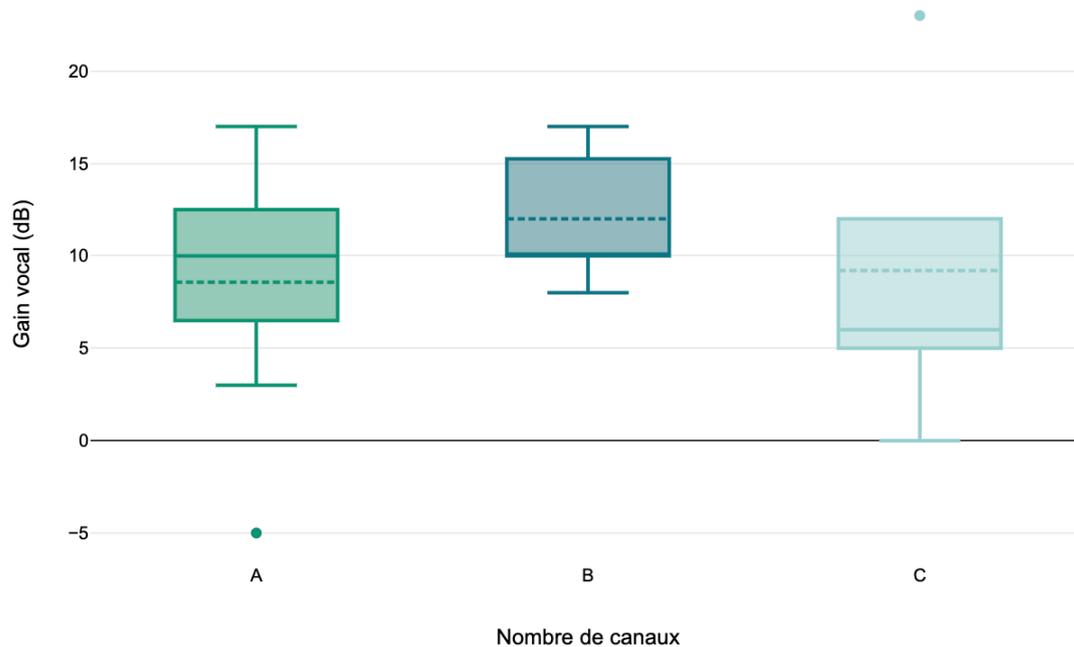


Figure 23 : Représentation des résultats du Gain vocal en fonction des 3 groupes de canaux : 10-12 (A), 14-16 (B), 20-24 (C) ; pour le groupe à préférence spectrale.

De la même manière, les résultats du test de Kruskal-Wallis ont révélé que pour le gain vocal, la p-value était de 0,717 indiquant l'absence de différence significative entre les groupes de canaux (Fig. 23).

En résumé, ces résultats suggèrent qu'il n'y a pas de variation significative du SRT ni du gain vocal entre les différents groupes de canaux. Ainsi, **une similarité des performances dans le silence est observée, quel que soit le nombre de canaux, pour le groupe à préférence spectrale.**

### 3.1.3.2 Évaluation du ressenti des patients vis-à-vis de leur appareillage à l'aide du questionnaire IOI-HA-IIPBA.

Nous avons utilisé le test du Khi deux pour comparer les résultats du IOI HA entre les 3 groupes.

#### 3.1.3.2.1 Première question

L'analyse des données avec le test du Khi deux pour la première question du questionnaire IOI-HA-IIPBA, portant sur le nombre d'heures d'utilisation de l'appareillage auditif, a donné une p-value de 0,702 ( $\text{Chi}^2=2,18$  ;  $\text{df}=4$ ).

#### 3.1.3.2.2 Deuxième question

Pour la deuxième question du questionnaire IOI-HA-IIPBA, évaluant l'aide apportée par l'appareillage auditif dans une situation particulière, le test du Khi deux a révélé une p-value de 0,224 ( $\text{Chi}^2=8,19$  ;  $\text{df}=6$ ).

#### 3.1.3.2.3 Troisième question

L'analyse des données à l'aide du test du Khi deux avec la troisième question du questionnaire IOI-HA-IIPBA, qui porte sur les difficultés restantes, vis-à-vis d'une situation particulière, malgré l'appareillage auditif, a donné une p-value de 0,235 ( $\text{Chi}^2=10,4$  ;  $\text{df}=8$ ).

#### 3.1.3.2.4 Quatrième question

L'analyse des données à l'aide du test du Khi deux avec la quatrième question du questionnaire IOI-HA-IIPBA, qui évalue l'intérêt perçue par le patient de l'appareillage auditif, a donné une p-value de 0,403 ( $\text{Chi}^2=6,19$  ;  $\text{df}=6$ ).

#### 3.1.3.2.5 Cinquième question

L'analyse des données avec le test du Khi deux pour la cinquième question du questionnaire IOI-HA-IIPBA, portant sur les difficultés restantes qui affectent le quotidien malgré l'appareillage auditif, a révélé une p-value de 0,855 ( $\text{Chi}^2=2,61$  ;  $\text{df}=6$ ).

#### 3.1.3.2.6 Sixième question

L'analyse des données à l'aide du test du Khi deux avec la sixième question du questionnaire IOI-HA-IIPBA, qui évalue dans quelle mesure les difficultés auditives avec l'appareillage ont ennuyé les autres, a révélé une p-value de 0,543 ( $\text{Chi}^2=6,95$  ;  $\text{df}=8$ ).

### 3.1.3.2.7 Septième question

L'analyse des données à l'aide du test du Khi deux avec la septième question du questionnaire IOI-HA-IIPBA, qui évalue le changement dans la vie et les plaisirs des patients depuis l'obtention de leur appareillage auditif, a révélé une p-value de 0,421 ( $\text{Chi}^2=6,02$  ;  $\text{df}=0,421$ ).

Pour le groupe à préférence spectrale, **l'évaluation du ressenti des patients envers leur appareillage auditif à l'aide du questionnaire IOI-HA-IIPBA ne révèle aucune dépendance entre les réponses du questionnaire et le nombre de canaux, selon toutes les p-values mesurées.** Cette constatation souligne l'importance de prendre en compte les perceptions individuelles des patients lors de l'évaluation des bénéfices des aides auditives.

- ⇒ **Le nombre de canaux n'apparaît pas être corrélé à la compréhension de la parole dans le silence** pour le groupe à préférence spectrale.
- ⇒ **L'hypothèse selon laquelle un nombre de canaux élevé pourrait être délétère pour les auditeurs à préférence spectrale n'est pas validée dans cette étude.**

## 3.2 Mesure de l'impact du nombre de canaux sur le SRT et sur le gain vocal chez les patients ayant une bonne résolution temporelle

Étant donné l'absence de résultats significatifs dans la première partie de l'étude, une nouvelle perspective est explorée dans cette section : l'influence du nombre de canaux des appareils sur les résultats audioprothétiques des patients présentant une bonne résolution temporelle.

### 3.2.1 Préambule : Étude du lien entre les seuils AM et les résultats audioprothétiques

#### 3.2.1.1 Étude du lien entre les seuils AM et le SRT avec appareils

Les corrélations observées ne sont pas statistiquement significatives (tests de Pearson :  $p=0,183$ ;  $r=0,23$  et  $p=0,361$ ;  $r=0,16$  en Figure 24 et 25, respectivement), et elles ne révèlent pas de relation significative entre les seuils AM (avec ou sans appareils) et les seuils SRT avec appareils.

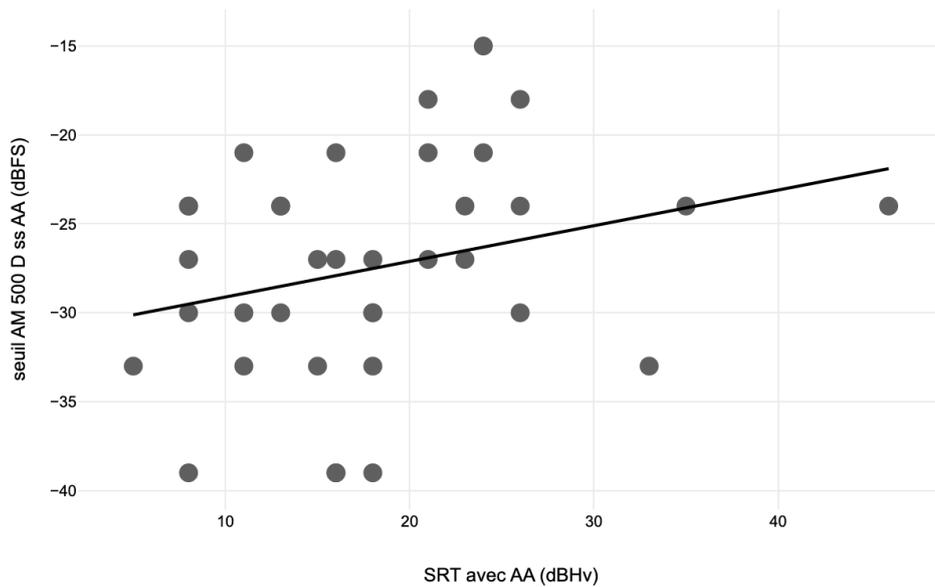


Figure 24 : Corrélation entre les moyennes des résultats du test d'AM oreilles nues et le SRT avec appareils.

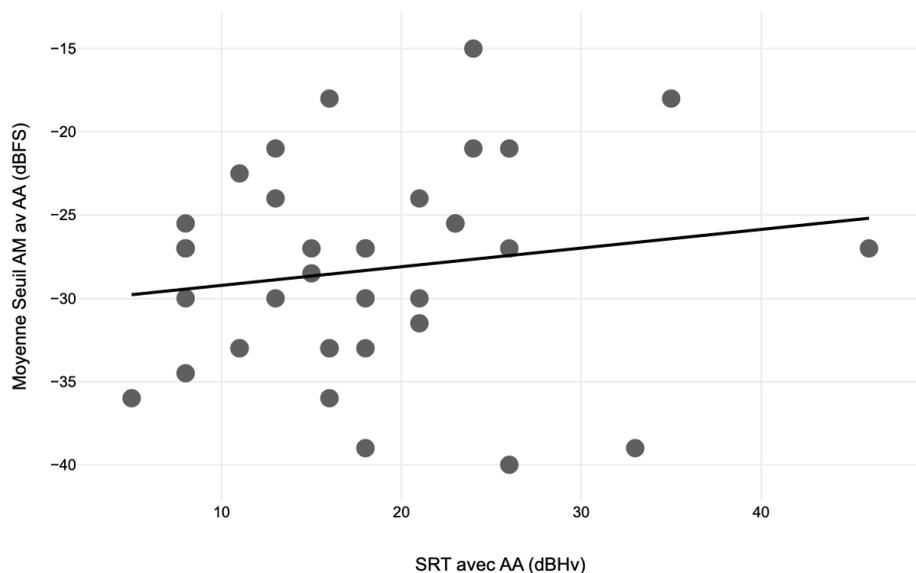


Figure 25 : Corrélation entre les moyennes des résultats du test d'AM avec appareils et le SRT avec appareils.

### 3.2.1.2 Étude du lien entre les seuils AM et le gain vocal

Les corrélations observées ne sont pas statistiquement significatives (tests de Pearson :  $p=0,635$ ;  $r=-0,08$  et  $p=0,821$ ;  $r=-0,04$ ), et elles n'indiquent pas de relation significative entre les seuils AM (avec ou sans appareils) et le gain vocal.

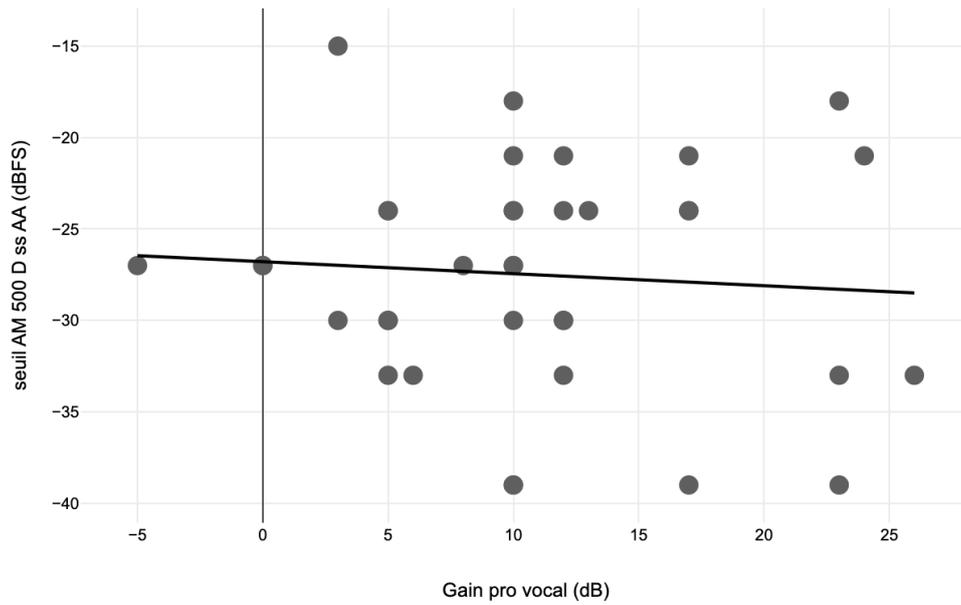


Figure 26 : Corrélation entre les moyennes des résultats du test d'AM oreilles nues et le gain vocal.

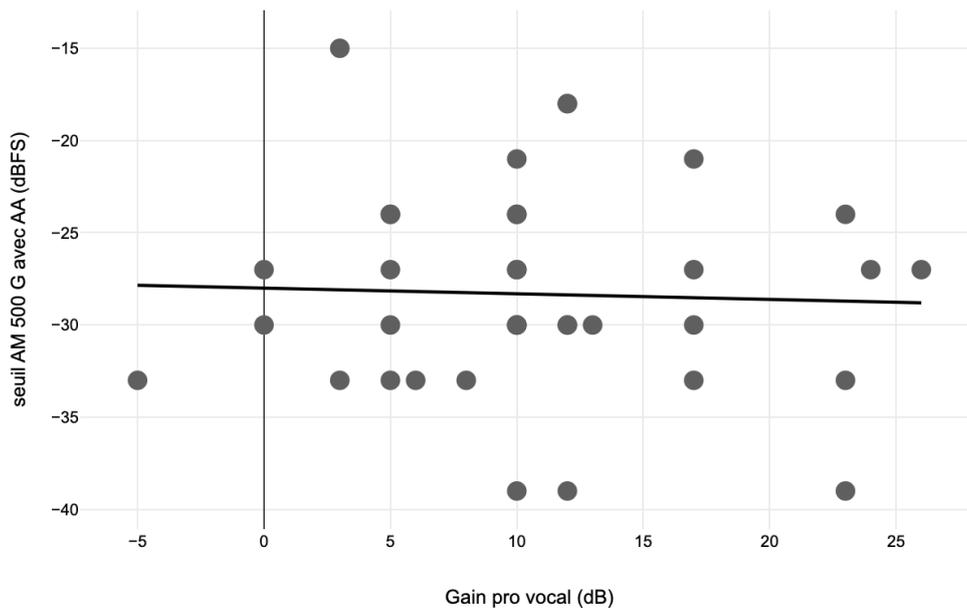


Figure 27 : Corrélation entre les moyennes des résultats du test d'AM avec appareils et le gain vocal.

### 3.2.1.3 Étude du lien entre les seuils AM et le SIB50 avec appareils

Les corrélations observées ne sont pas statistiquement significatives (tests de Spearman :  $p=0,664$ ;  $\rho=0,15$  et  $p=0,529$ ;  $\rho=0,21$ ), et elles ne démontrent pas de relation significative entre les seuils AM (avec ou sans appareils) et le SIB50 avec appareils.

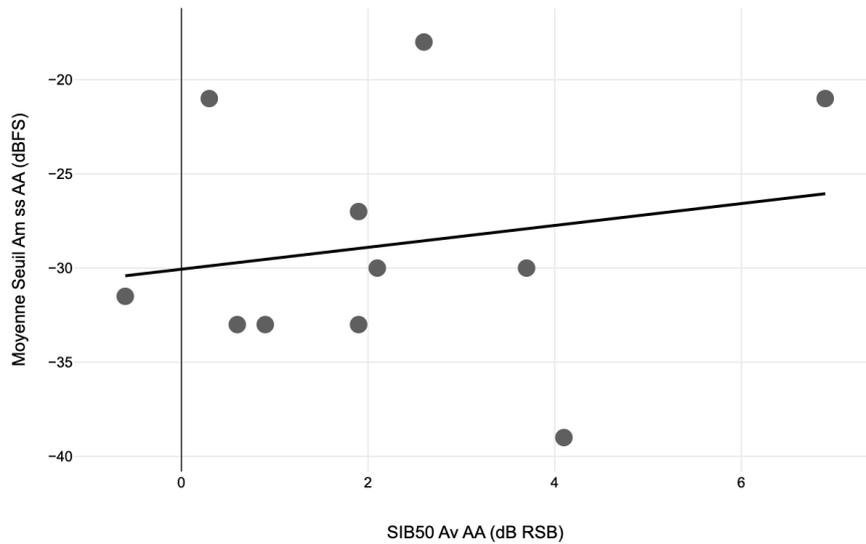


Figure 25 : Corrélation entre les moyennes des résultats du test d'AM oreilles nues et le SIB50 avec appareils.

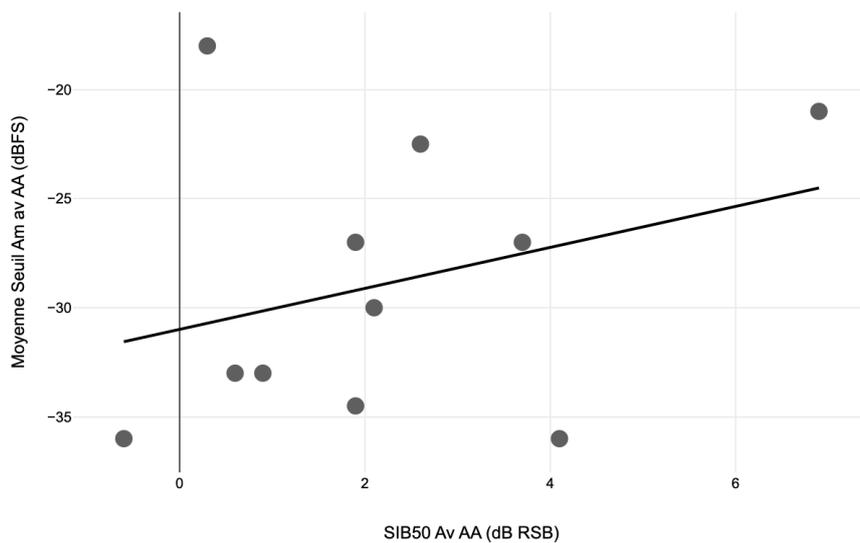


Figure 26 : Corrélation entre les moyennes des résultats du test d'AM avec appareils et le SIB50 avec appareils.

#### 3.2.1.4 Étude du lien entre les seuils AM les avec appareils et la différence de RSB

Les corrélations observées ne sont pas statistiquement significatives (tests de Spearman :  $p=0,188$  ;  $\rho=-0,43$  et  $p=0,406$  ;  $\rho=-0,28$ ) et ne soutiennent pas l'existence d'une relation significative entre les seuils AM (avec ou sans appareils) et la différence de RSB entre les deux conditions (avec et sans appareils). Cependant, la Figure 28 pourrait suggérer l'existence d'une corrélation. Une collecte plus étendue de mesures dans le bruit aurait probablement permis une exploration plus approfondie de cette relation.

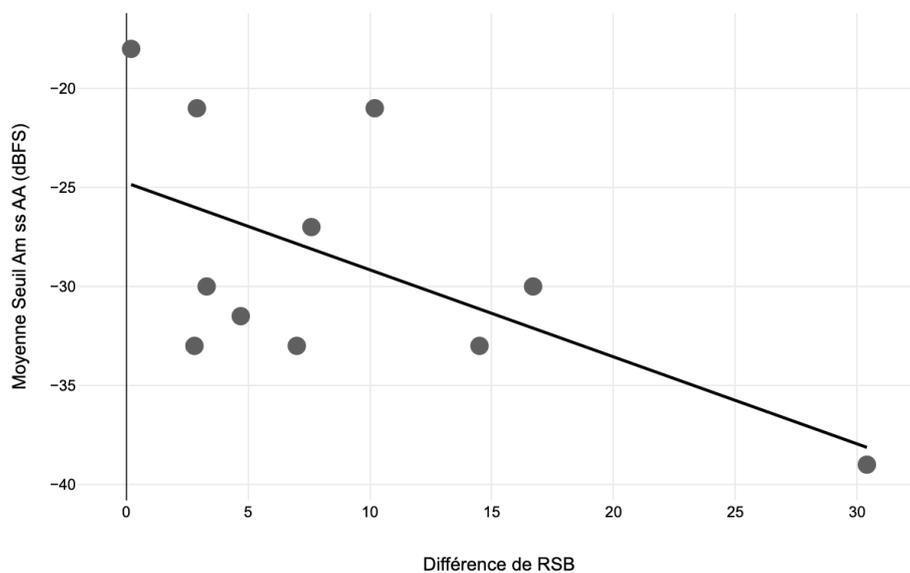


Figure 28 : Corrélation entre les moyennes des résultats du test d'AM oreilles nues et la différence de RSB

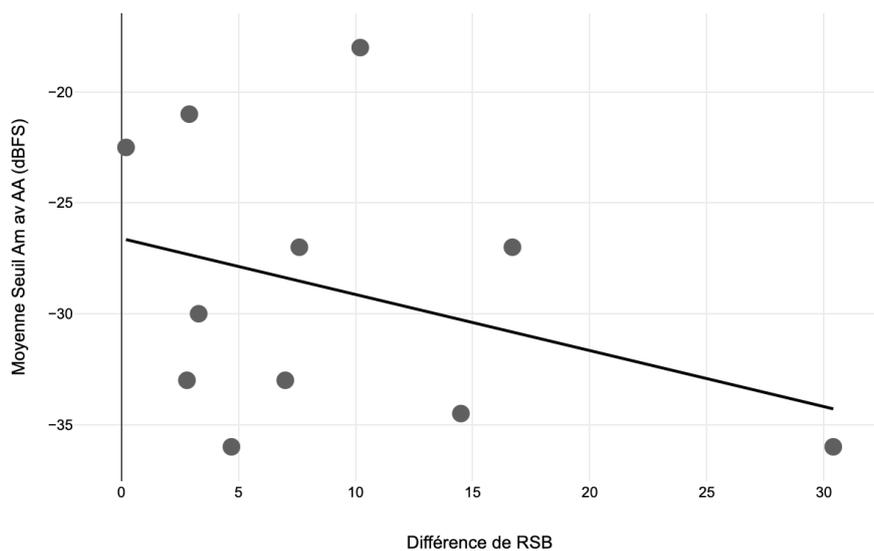


Figure 29 : Corrélation entre les moyennes des résultats du test d'AM avec appareils et la différence de RSB.

⇒ En conclusion, **les mesures de seuils AM dans cette étude, dans les deux conditions considérées (avec et sans appareils) ne semblent pas prédire les performances d'écoute dans le silence et dans le bruit.**

### 3.2.2 Étude du lien entre les seuils AM et les seuils FM

#### 3.2.2.1 Étude du lien entre les seuils AM et les seuils FM oreilles nues

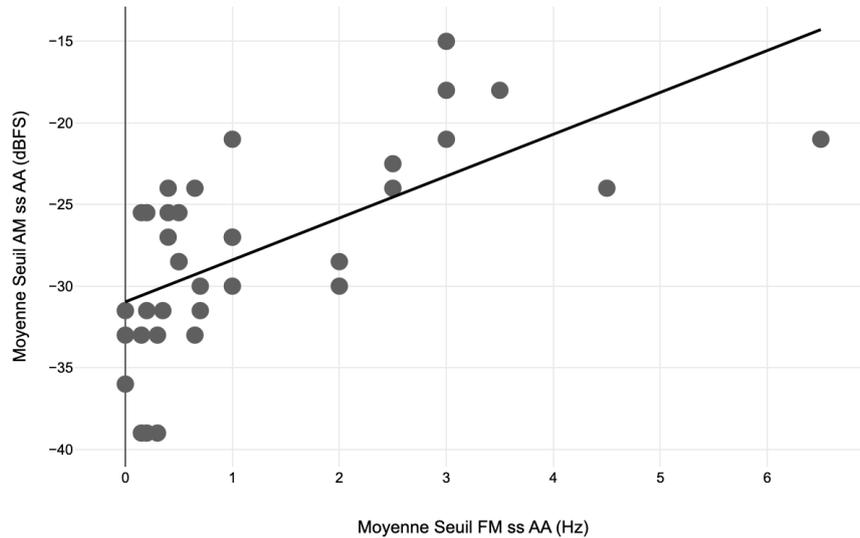


Figure 30 : Corrélation entre les seuils AM et FM sans appareils.

L'analyse statistique, réalisée à l'aide du test de corrélation de Pearson, a révélé une corrélation significative forte entre les deux variables de seuils AM et FM oreilles nues ( $r = 0,6$  et  $p < 0,001$ ).

#### 3.2.2.2 Étude du lien entre les seuils AM et les seuils FM avec appareils

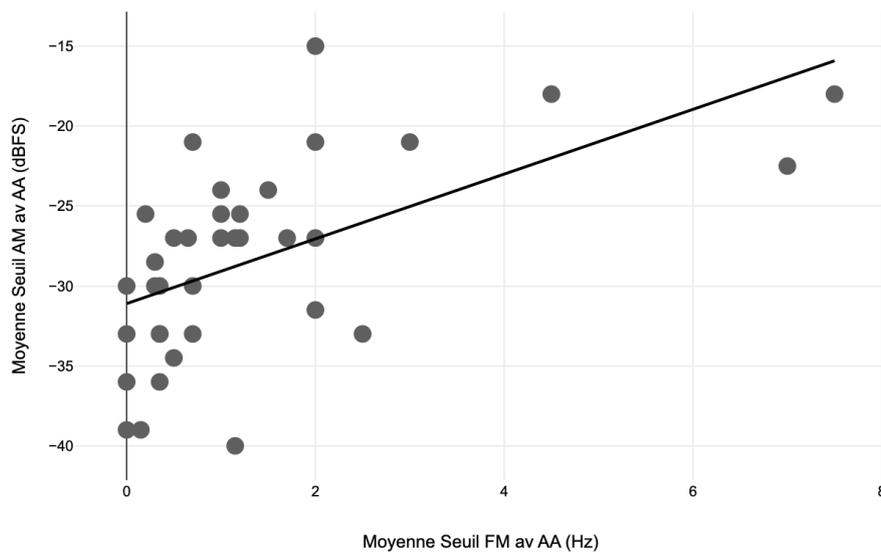


Figure 31 : Corrélation entre les seuils AM et FM avec appareils.

L'analyse statistique, réalisée à l'aide du test de corrélation de Pearson, a révélé une corrélation significative correcte entre les deux variables de seuils AM et FM avec appareils auditifs ( $r = 0,57$  et  $p < 0,001$ ).

Du fait de la corrélation existante entre les seuils AM et FM, la division des patients en deux groupes sur la base de la médiane des valeurs de AM mène à des groupes très similaires à ceux créés précédemment (cf. Section 3.1). De fait, les tendances observées entre le nombre de canaux et la compréhension dans le silence pour le groupe à préférence temporelle sont les mêmes que celles précédemment décrites pour le groupe à préférence spectrale (i.e. absence de relations statistiquement significatives), et ne sont donc pas présentées dans ce rapport.

⇒ **Le nombre de canaux n'apparaît pas être corrélé à la compréhension de la parole dans le silence** pour le groupe à préférence temporelle.

### 3.3 Mesure de l'impact du nombre de canaux sur le SRT et sur le gain vocal

Pour terminer, nous examinerons dans cette section l'impact du nombre de canaux sur l'ensemble des sujets.

#### 3.3.1 Étude du lien entre le nombre de canaux et le SRT avec appareils

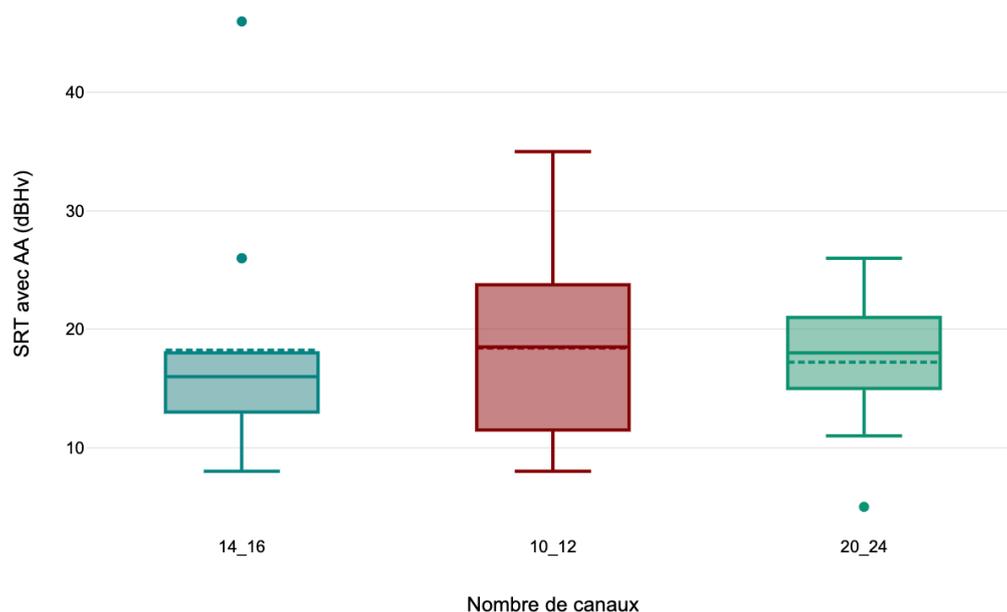


Figure 32 : Représentation des SRT avec appareils en fonction du groupe de canaux.

Les résultats du test de Kruskal-Wallis ont révélé que pour le SRT avec appareils, la p-value était de 0,961 (moyenne du SRT avec appareils pour le groupe 10-12 = 18,5 dB Hv ; pour le groupe 14-16 = 16 dB Hv et pour le groupe 20-24 = 18 dB Hv) indiquant l'absence de différence significative entre les groupes de canaux.

### 3.3.2 Étude du lien entre le nombre de canaux et le gain vocal

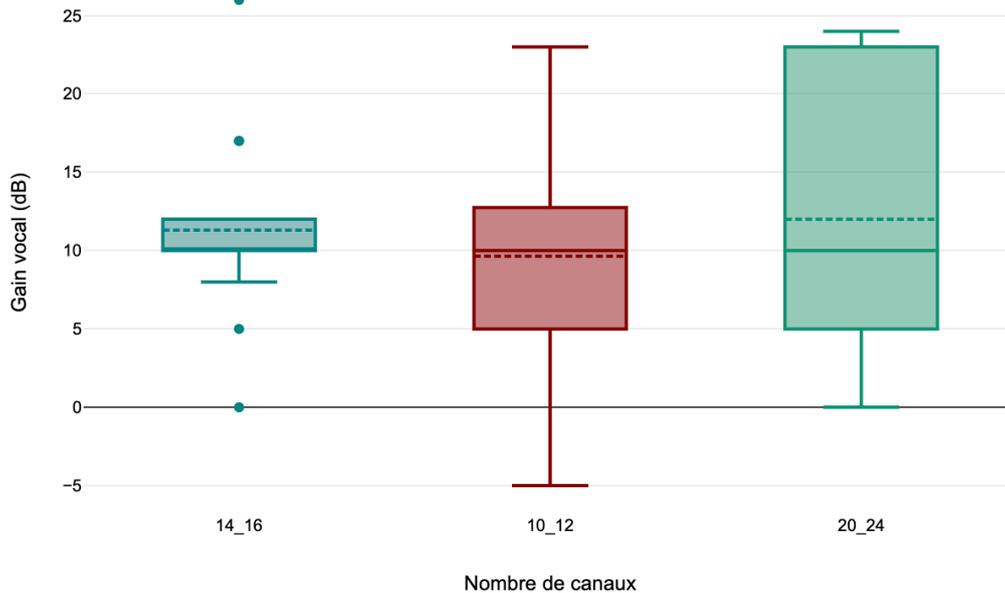


Figure 33 : Représentation du gain vocal en fonction du groupe de canaux.

Les résultats du test de Kruskal-Wallis ont révélé que pour le gain vocal, la p-value était de 0,885 (les moyennes des trois groupes sont égales à 10 dB) indiquant l'absence de différence significative entre les groupes de canaux.

#### 3.3.2.1 Évaluation du ressenti des patients vis-à-vis de leur appareillage à l'aide du questionnaire IOI-HA-IIPBA.

Nous avons utilisé le test du Khi deux pour comparer les résultats du IOI HA entre les 3 groupes. Au vu des résultats (Tableau 2), on peut conclure que l'évaluation du ressenti des patients envers leur appareillage auditif à l'aide du questionnaire IOI-HA-IIPBA ne révèle aucune dépendance entre les réponses du questionnaire et le nombre de canaux.

⇒ **Le nombre de canaux n'apparaît pas être corrélé à la compréhension de la parole dans le silence pour l'ensemble de la cohorte.**

Tableau 2 : Résultat du Khi deux entre les deux variables catégorielles : IOI-HA et le nombre de canaux.

Khi deux / Nombres de canaux	p-value	Chi <sup>2</sup>	Df
Question 1	0,691	3,89	6
Question 2	0,317	9,3	8
Question 3	0,108	13,1	8
Question 4	0,602	4,55	6
Question 5	0,345	6,64	6
Question 6	0,739	5,17	8
Question 7	0,167	9,12	6

## 4 Discussion

Dans cette étude, nous nous sommes intéressés à l'impact du nombre de canaux à compression rapide sur la compréhension de la parole chez les auditeurs à sensibilité spectrale (obj. principal), temporelle (obj. secondaire) ainsi que sur les liens entre mesures de seuils AM et FM et résultats audioprothétiques (obj. secondaire). Les analyses, conduites sur un échantillon de 36 patients, n'ont pas mis en évidence d'impact statistiquement significatif. Ci-après, je discute ces résultats au regard de la littérature ainsi que des limites de l'étude.

*Influence du nombre de canaux de compression rapide sur la compréhension de la parole dans le silence et le bruit pour l'ensemble des auditeurs, pour les auditeurs à préférence spectrale et pour les auditeurs à préférence temporelle*

Les résultats n'ont montré aucun effet du nombre de canaux de compression sur l'intelligibilité de la parole dans le silence.

Sous l'hypothèse que nous ayons, dans notre étude, réussi à cibler précisément les groupes présentant une préférence spectrale ou temporelle, nos résultats se rapprocheraient alors davantage des conclusions de l'étude menée par Salorio-Corbetto *et al.* en 2020, plutôt qu'aux observations rapportées par Bor. *et al.* en 2008 ou encore à celles de Wood *et al.* en 2006.

En effet, les résultats de l'étude de Salario-Corbetto *et al.* suggèrent que lorsqu'on parvient à atteindre avec précision la réponse en fréquence souhaitée pour la parole à un niveau moyen (prédite par la méthodologie d'appareillage) il n'y a pas d'avantage à augmenter le nombre de canaux au-delà de trois. Dans cette étude, les taux de compression ont été calculés individuellement et les paramètres ont été sélectionnés de manière à être représentatifs de ceux utilisés dans la pratique réelle. L'étude montre qu'il n'y a aucun effet du nombre de canaux de compression ni de la vitesse de compression sur l'intelligibilité de la parole. Selon Salario-Corbetto *et al.*, lorsque le nombre de canaux est limité, il devient plus complexe d'atteindre la réponse en fréquence souhaitée en ajustant le gain dans chaque canal. Dans notre étude, puisque nous ne mettons pas en évidence l'effet du nombre de canaux sur l'intelligibilité de la parole, il

est possible que les réglages aient abouti à l'atteinte de la réponse en fréquence souhaitée prédite par la méthodologie d'appareillage ou à au moins s'en approcher.

En revanche, dans l'étude menée par Bor *et al.* (2008), les auteurs ont constaté que l'utilisation d'un grand nombre de canaux – c'est-à-dire plus de 8 canaux – lissait les contrastes spectraux, et entraînait une diminution de l'intelligibilité de la parole. Il est important de noter que dans l'étude de Bor *et al.*, les taux de compression n'ont pas été choisis en fonction de la perte auditive des participants mais ont été fixés à 3 dans tous les canaux. L'apparition des contrastes spectraux est sans doute plus rapide et plus importante dans leur étude que dans la nôtre, où les taux ont été choisis de manière adaptée au patient et de façon à ne pas dépasser 3.

A l'inverse, Wood *et al.* (2006) affirment que l'aide auditive est généralement meilleure lorsqu'un plus grand nombre de canaux est utilisé (Woods *et al.*, 2006). Cependant, le nombre maximum de canaux utilisé dans cette étude était de 5. Si les conclusions de cette étude diffèrent de celles de Salorio-Corbetto *et al.* (i.e. pas d'intérêt à augmenter le nombre de canaux au-delà de trois), elles ne sont pas directement comparables aux nôtres puisque nous avons considéré des gammes de canaux bien plus importantes (le nombre minimum de canaux considérés étant de 10), ou encore à celles de Bor *et al.* (2008) où l'effet négatif du nombre de canaux apparaissait à partir de 8 canaux.

Enfin, d'après Crain et Yund (1995), ce sont les taux de compression trop élevés qui pourraient être à l'origine des effets délétères de la compression rapide. Or dans notre étude observationnelle, qui se veut assez représentative de la réalité, les taux de compression ont été encadrés par la méthodologie d'appareillage et adaptés au patient par l'audioprothésiste, ne dépassant jamais 3. Il est donc possible que le paramétrage adéquat du taux de compression de notre étude explique l'absence d'effet observé entre le nombre de canaux et l'intelligibilité de la parole.

Il semble essentiel que les recherches futures sur l'effet du nombre de canaux sur l'intelligibilité de la parole considèrent des gammes de nombre de canaux plus large. Enfin, il est grandement possible que d'autres facteurs plus déterminants que le nombre de canaux influencent les résultats audioprothétiques. Parmi ces facteurs, on peut mentionner le degré de perte auditive, le réglage de l'appareil et l'adaptation individuelle du patient.

#### *Étude du lien entre les mesures de seuils AM et FM et les résultats audioprothétiques*

Les mesures de seuils AM et FM de cette étude, dans les deux conditions (avec et sans appareils) ne semblent pas prédire les performances d'écoute dans le silence et dans le bruit avec les appareils (Fig. 12 à et 19 et 24 à 29).

Cependant, les résultats obtenus dans cette étude – à savoir l'absence de corrélation statistiquement significative entre seuils AM et FM et performances d'écoute – ont été fortement influencés par quelques réponses. Par exemple, la Fig. 12 illustre les résultats obtenus pour la relation entre seuils FM et SRT avec appareils (dans les deux cas). Ces deux variables ne montrent

pas de corrélation statistiquement significative quand on considère l'ensemble des patients ( $r=0,12$  et  $p=0,486$ ). En Fig. 12, on constate cependant que deux patients sont caractérisés par des valeurs de seuil SRT et FM différentes des autres. En écartant ces deux patients, une corrélation significative entre seuils SRT et FM apparaît (test de Pearson :  $r=0,41$ ,  $p=0,015$ ). Il est possible que ces deux patients n'aient pas donné des réponses reproductibles aux différents tests réalisés.

Ces résultats soulignent le caractère subjectif des réponses des patients aux tests réalisés, problème inhérent à ce type de travail.

#### *Limites de l'étude*

La passation du test a été adaptée pour faciliter la manipulation, écartant ainsi la mise en place d'un test adaptatif à choix forcé ou d'un test comportant une variation du nombre de cycles. Par conséquent, la précision des mesures s'en trouve affectée, notamment en raison de l'intervalle choisi entre chaque possibilité (3 dBFS pour le test AM et des intervalles irréguliers pour le test FM, puisque mesurés grâce à un tuner).

Le choix du niveau de stimulation joue un rôle important. Dans cette étude, les mesures des seuils ont été fixées à un même niveau SPL afin de tester les sujets dans les deux conditions (avec ou sans appareil). Il aurait été intéressant de réitérer les tests avec un niveau de confort, comme ce qui a été réalisé dans les travaux de Wallaert *et al.* (2016, 2017) avec un niveau de sensation de 40 dB SL. Il est probable que les résultats auraient été différents (plus corrélés). Cependant, l'absence de matériel et de temps n'a permis de mettre en place ce type de test.

Après avoir questionné la méthodologie dans la construction des tests, il est important de reconnaître la nature arbitraire du choix de diviser la population de 36 patients en deux groupes de taille égale pour identifier les sujets à préférence spectrale. Les 18 patients aux seuils FM le plus faible pourrait ne pas représenter adéquatement ce type d'écoute et l'étude pourrait ne pas avoir ciblé spécifiquement les participants ayant cette préférence.

D'autre part, il est également important de prendre en compte la nature subjective des mesures de seuils, qui exigent une certaine concentration de la part des patients. J'ai progressivement affiné la présentation des consignes et l'exécution des tests au cours de la période de collecte de données. Toutefois, l'expérience de l'opérateur, comme dans la pratique de l'audiométrie classique, peut influencer les résultats. Ainsi, il se peut que les premières mesures n'aient pas été aussi rigoureusement guidées.

Enfin, le protocole mis en place dans cette étude ne permet malheureusement pas d'évaluer les effets de l'appareillage sur la transmission des contrastes spectraux, car les signaux utilisés (sons purs modulés en amplitude ou en fréquence) sont à bande étroite. Pour explorer cet aspect, il aurait été nécessaire de recourir à d'autres tests utilisant des signaux à large bande (comme la détection de modulations spectrales).

Enfin, une étude croisée, impliquant plusieurs appareils testés sur le même sujet, aurait été la démarche idéale pour aborder cette problématique dans le silence et dans le bruit.

## **5 Conclusion**

Ce mémoire avait pour objectif d'explorer la question de la compression mise en place dans les aides auditives, en interrogeant l'utilisation de la WDRC à compression rapide et en considérant la possibilité d'une distorsion de l'enveloppe temporelle et d'un lissage des contrastes spectraux lors de leur utilisation.

Les analyses, conduites sur un échantillon de 36 patients atteints d'une surdité neurosensorielle symétrique légère à moyenne, n'ont pas mis en évidence d'impact statistiquement significatif du nombre de canaux des appareils.

Les études du lien entre les seuils FM et AM et les résultats audioprothétiques ont montré que les mesures de seuils dans les deux conditions (avec et sans appareils) ne semblaient pas prédire les performances d'écoute dans le silence, avec les appareils, mais observent toutefois des tendances significatives.

En conclusion de cette étude, il apparaît qu'acquérir une connaissance approfondie des outils audioprothétiques se révèle d'une importance significative pour la pratique. Et enfin, il en ressort que ce qui est important reste le choix, le réglage et l'adaptation de l'appareil auditif au patient.

## Bibliographie

- Bacon, S.P., Viemeister, N.F., 1985. Temporal modulation transfer functions in normal-hearing and hearing-impaired listeners. *Audiology* 24, 117–134.
- Békézy, von, G., 1960. *Experiments in Hearing*, McGraw-Hill Book Company. New York.
- Boemio, A., Fromm, S., Braun, A., Poeppel, D., 2005. Hierarchical and asymmetric temporal sensitivity in human auditory cortices. *Nat Neurosci* 8, 389–395. <https://doi.org/10.1038/nn1409>
- Bor, S., Souza, P., Wright, R., 2008. Multichannel compression: effects of reduced spectral contrast on vowel identification. *J Speech Lang Hear Res* 51, 1315–1327. [https://doi.org/10.1044/1092-4388\(2008/07-0009\)](https://doi.org/10.1044/1092-4388(2008/07-0009))
- Coetz, A., 2015. La méthodologie NAL. *La Revue du Collège National d'Audioprothèse, Les cahiers de l'Audition* 28, 17.
- Cox, R.M., Alexander, G.C., Xu, J., 2014. Development of the Device-Oriented Subjective Outcome (DOSO) Scale. *J Am Acad Audiol* 25, 727–736. <https://doi.org/10.3766/jaaa.25.8.3>
- Crain, T.R., Yund, E.W., 1995. The effect of multichannel compression on vowel and stop-consonant discrimination in normal-hearing and hearing-impaired subjects. *Ear Hear* 16, 529–543. <https://doi.org/10.1097/00003446-199510000-00010>
- Davies-Venn, E., Souza, P., Brennan, M., Stecker, G.C., 2009. Effects of Audibility and Multichannel Wide Dynamic Range Compression on Consonant Recognition for Listeners with Severe Hearing Loss. *Ear and hearing* 30, 494–504. <https://doi.org/10.1097/AUD.0b013e3181aec5bc>
- Friesen, L.M., Shannon, R.V., Baskent, D., Wang, X., 2001. Speech recognition in noise as a function of the number of spectral channels: comparison of acoustic hearing and cochlear implants. *J Acoust Soc Am* 110, 1150–1163. <https://doi.org/10.1121/1.1381538>
- Gatehouse, S., Naylor, G., Elberling, C., 2006a. Linear and nonlinear hearing aid fittings--1. Patterns of benefit. *Int J Audiol* 45, 130–152. <https://doi.org/10.1080/14992020500429518>
- Gatehouse, S., Naylor, G., Elberling, C., 2006b. Linear and nonlinear hearing aid fittings--2. Patterns of candidature. *Int J Audiol* 45, 153–171. <https://doi.org/10.1080/14992020500429484>
- Gatehouse, S., Naylor, G., Elberling, C., 2003. Benefits from hearing aids in relation to the interaction between the user and the environment. *Int J Audiol* 42 Suppl 1, S77-85. <https://doi.org/10.3109/14992020309074627>
- Hansen, M., 2002. Effects of multi-channel compression time constants on subjectively perceived sound quality and speech intelligibility. *Ear Hear* 23, 369–380. <https://doi.org/10.1097/00003446-200208000-00012>
- Heng, J., Cantarero, G., Elhilali, M., Limb, C.J., 2011. Impaired perception of temporal fine structure and musical timbre in cochlear implant users. *Hear Res* 280, 192–200. <https://doi.org/10.1016/j.heares.2011.05.017>
- Hickok, G., Poeppel, D., 2000. Towards a functional neuroanatomy of speech perception. *Trends Cogn Sci* 4, 131–138. [https://doi.org/10.1016/s1364-6613\(00\)01463-7](https://doi.org/10.1016/s1364-6613(00)01463-7)
- Hopkins, K., Moore, B.C.J., 2010. The importance of temporal fine structure information in speech at different spectral regions for normal-hearing and hearing-impaired subjects. *J Acoust Soc Am* 127, 1595–1608. <https://doi.org/10.1121/1.3293003>
- Hopkins, K., Moore, B.C.J., Stone, M.A., 2008. Effects of moderate cochlear hearing loss on the ability to benefit from temporal fine structure information in speech. *J Acoust Soc Am* 123, 1140–1153. <https://doi.org/10.1121/1.2824018>

- Jansen, S., 2018. Compression lente pour les personnes qui présentent une perte d'audition sévère profonde. Phonak Insight.
- Joly, C.-A., Reynard, P., Mezzi, K., Bakhos, D., Bergeron, F., Bonnard, D., Borel, S., Bouccara, D., Coez, A., Dejean, F., Del Rio, M., Leclercq, F., Henrion, P., Marx, M., Mom, T., Mosnier, I., Potier, M., Renard, C., Roy, T., Sterkers-Artières, F., Venail, F., Verheyden, P., Veuillet, E., Vincent, C., Thai-Van, H., 2022. Recommandations de la Société française d'ORL et de chirurgie de la face et du cou (SFORL) et de la Société française d'audiologie (SFA) pour la pratique de l'audiométrie vocale dans le bruit chez l'adulte. *Annales françaises d'Oto-rhino-laryngologie et de Pathologie Cervico-faciale* 139, 20–27. <https://doi.org/10.1016/j.aforl.2021.03.004>
- Lorenzi, C., 2019. Chapitre 4. La perception auditive : notions fondamentales et applications audiologiques, in: Denis, M. (Ed.), *La psychologie cognitive*, Cogniprisme. Éditions de la Maison des sciences de l'homme, Paris, pp. 143–164. <https://doi.org/10.4000/books.editionsmssh.14790>
- Lorenzi, C., Gilbert, G., Carn, H., Garnier, S., Moore, B.C.J., 2006. Speech perception problems of the hearing impaired reflect inability to use temporal fine structure. *Proc Natl Acad Sci U S A* 103, 18866–18869. <https://doi.org/10.1073/pnas.0607364103>
- Lunner, T., 2003. Cognitive function in relation to hearing aid use. *Int J Audiol* 42 Suppl 1, S49-58. <https://doi.org/10.3109/14992020309074624>
- Lunner, T., Sundewall-Thorén, E., 2007. Interactions between cognition, compression, and listening conditions: effects on speech-in-noise performance in a two-channel hearing aid. *J Am Acad Audiol* 18, 604–617. <https://doi.org/10.3766/jaaa.18.7.7>
- Merchan-Perez, A., Liberman, M.C., 1996. Ultrastructural differences among afferent synapses on cochlear hair cells: correlations with spontaneous discharge rate. *J Comp Neurol* 371, 208–221. [https://doi.org/10.1002/\(SICI\)1096-9861\(19960722\)371:2<208::AID-CNE2>3.0.CO;2-6](https://doi.org/10.1002/(SICI)1096-9861(19960722)371:2<208::AID-CNE2>3.0.CO;2-6)
- Moore, B.C., Glasberg, B.R., 2001. Temporal modulation transfer functions obtained using sinusoidal carriers with normally hearing and hearing-impaired listeners. *J Acoust Soc Am* 110, 1067–1073. <https://doi.org/10.1121/1.1385177>
- Moore, B.C.J., 2016. Effects of Age and Hearing Loss on the Processing of Auditory Temporal Fine Structure. *Adv Exp Med Biol* 894, 1–8. [https://doi.org/10.1007/978-3-319-25474-6\\_1](https://doi.org/10.1007/978-3-319-25474-6_1)
- Moore, B.C.J., 2008. The Choice of Compression Speed in Hearing Aids: Theoretical and Practical Considerations and the Role of Individual Differences. *Trends Amplif* 12, 103–112. <https://doi.org/10.1177/1084713808317819>
- Moore, B.C.J., Füllgrabe, C., Stone, M.A., 2011. Determination of preferred parameters for multichannel compression using individually fitted simulated hearing AIDS and paired comparisons. *Ear Hear* 32, 556–568. <https://doi.org/10.1097/AUD.0b013e31820b5f4c>
- Moore, B.C.J., Søk, A., 2016. Preferred Compression Speed for Speech and Music and Its Relationship to Sensitivity to Temporal Fine Structure. *Trends Hear* 20, 2331216516640486. <https://doi.org/10.1177/2331216516640486>
- Paquier, M., 2013. Traitement du bruit et de la parole par le système auditif chez l'entendant et le déficient auditif. *La Revue du Collège National d'Audioprothèse, Les cahiers de l'Audition* 26, 17–20.
- Plomp, R., 1988. The negative effect of amplitude compression in multichannel hearing aids in the light of the modulation-transfer function. *J Acoust Soc Am* 83, 2322–2327. <https://doi.org/10.1121/1.396363>

- Popelka, G.R., Moore, B.C.J., Fay, R.R., Popper, A.N. (Eds.), 2016. Hearing Aids, Springer Handbook of Auditory Research. Springer International Publishing, Cham. <https://doi.org/10.1007/978-3-319-33036-5>
- Qin, M.K., Oxenham, A.J., 2003. Effects of simulated cochlear-implant processing on speech reception in fluctuating maskers. *J Acoust Soc Am* 114, 446–454. <https://doi.org/10.1121/1.1579009>
- Renard, C., Azéma, B., Bizaguet, E., Bischoff, H., 2008. Précis d'Audioprothèse : Production, phonétique acoustique et perception de la parole, Masson. ed, Précis d'Audioprothèse.
- Rosen, S., Carlyon, R.P., Darwin, C.J., Russell, I.J., 1997. Temporal information in speech: acoustic, auditory and linguistic aspects. *Philosophical Transactions of the Royal Society of London. Series B: Biological Sciences* 336, 367–373. <https://doi.org/10.1098/rstb.1992.0070>
- Salorio-Corbetto, M., Baer, T., Stone, M.A., Moore, B.C.J., 2020. Effect of the number of amplitude-compression channels and compression speed on speech recognition by listeners with mild to moderate sensorineural hearing loss. *J Acoust Soc Am* 147, 1344. <https://doi.org/10.1121/10.0000804>
- Shannon, R.V., Zeng, F.G., Kamath, V., Wygonski, J., Ekelid, M., 1995. Speech recognition with primarily temporal cues. *Science* 270, 303–304. <https://doi.org/10.1126/science.270.5234.303>
- Souza, P., Jenstad, L., Folino, R., 2005. Using Multichannel Wide-Dynamic Range Compression in Severely Hearing-Impaired Listeners: Effects on Speech Recognition and Quality. *Ear and hearing* 26, 120–31. <https://doi.org/10.1097/00003446-200504000-00002>
- Souza, P., Rosen, S., 2009. Effects of envelope bandwidth on the intelligibility of sine- and noise-vocoded speech. *J Acoust Soc Am* 126, 792–805. <https://doi.org/10.1121/1.3158835>
- Souza, P.E., 2002. Effects of Compression on Speech Acoustics, Intelligibility, and Sound Quality. *Trends in Amplification* 6, 131–165. <https://doi.org/10.1177/108471380200600402>
- Souza, P.E., Sirow, L., 2014. Relating working memory to compression parameters in clinically-fit hearing aids. *Am J Audiol* 23, 394–401. [https://doi.org/10.1044/2014\\_AJA-14-0006](https://doi.org/10.1044/2014_AJA-14-0006)
- Souza, P.E., Wright, R.A., Blackburn, M.C., Tatman, R., Gallun, F.J., 2015. Individual Sensitivity to Spectral and Temporal Cues in Listeners With Hearing Impairment. *J Speech Lang Hear Res* 58, 520–534. [https://doi.org/10.1044/2015\\_JSLHR-H-14-0138](https://doi.org/10.1044/2015_JSLHR-H-14-0138)
- Staff, H.R., 2011. Auditory Neuropathy Spectrum Disorder and Hearing Aids: Rethinking Fitting Strategies. *The Hearing Review*. URL <https://hearingreview.com/hearing-loss/hearing-disorders/apd/auditory-neuropathy-spectrum-disorder-and-hearing-aids-rethinking-fitting-strategies> (accessed 7.10.23).
- Stone, M.A., Moore, B.C.J., 2008. Effects of spectro-temporal modulation changes produced by multi-channel compression on intelligibility in a competing-speech task. *J Acoust Soc Am* 123, 1063–1076. <https://doi.org/10.1121/1.2821969>
- Temporal envelope and fine structure, 2023. . Wikipedia.
- Viemeister, N.F., 1979. Temporal modulation transfer functions based upon modulation thresholds. *J Acoust Soc Am* 66, 1364–1380. <https://doi.org/10.1121/1.383531>
- Wallaert, N., Moore, B.C.J., Ewert, S.D., Lorenzi, C., 2017. Sensorineural hearing loss enhances auditory sensitivity and temporal integration for amplitude modulation. *The Journal of the Acoustical Society of America* 141, 971–980. <https://doi.org/10.1121/1.4976080>
- Wallaert, N., Varnet, L., Moore, B.C.J., Lorenzi, C., 2018. Sensorineural hearing loss impairs sensitivity but spares temporal integration for detection of frequency modulation. *The Journal of the Acoustical Society of America* 144, 720–733. <https://doi.org/10.1121/1.5049364>

- Wingfield, A., 1996. Cognitive factors in auditory performance: context, speed of processing, and constraints of memory. *J Am Acad Audiol* 7, 175–182.
- Woods, W.S., Van Tasell, D.J., Rickert, M.E., Trine, T.D., 2006. SII and fit-to-target analysis of compression system performance as a function of number of compression channels. *Int J Audiol* 45, 630–644. <https://doi.org/10.1080/14992020600937188>
- Yund, E.W., Buckles, K.M., 1995. Discrimination of Multichannel-Compressed Speech in Noise: Long-Term Learning in Hearing-Impaired Subjects. *Ear and Hearing* 16, 417.

# Annexes

N°	ID	sexe	âge	durée de l'appareillage	PTM (dB HL)	Perte BIAP	Étiologie de la surdité	SRT (dB Hv)	SRT avec AA (dB Hv)	Gain proth Tonal (dB)	Seuil Tonal (dB HL)	Gain pro vocal (dB)
1	Jacky52	H	71	15	57,5	Moyenne 2	presbycousie + travail dans le bruit	36	26	21,7	31,66	10
2	Serge35	H	88	11	59,375	Moyenne 2	presbycousie	21	24	15	35	3
3	Gilles51	H	72	10	51,25	Moyenne 1	presbycousie	23	35	16,67	31,66	12
4	Alain44	H	79	25	58,75	Moyenne 2	génétique	28	16	22,67	31,66	12
5	Jeanne03	F	20	6	34,375	Légère	génétique	16	21	23,3	20	-5
6	Monique38	F	85	5	45,25	Moyenne 1	presbycousie	41	24	6,67	28,33	17
7	Bernard37	H	85	4	45,5	Moyenne 1	presbycousie	26	8	6,7	23,33	0
8	Danièle46	F	76	4	40	Moyenne 1	presbycousie	18	13	6,7	23,33	5
9	Paul45	H	78	4	61	Moyenne 2	presbycousie	28	18	5	38,33	10
10	Alain52	H	70	4	50	Moyenne 1	presbycousie	43	26	3,33	35	17
11	Josiane39	F	83	5	55	Moyenne 2	presbycousie	33	16	3,34	31,66	17
12	Annick40	F	82	3	47	Moyenne 1	presbycousie	41	15	18,33	30	26
13	Hervé53	H	69	6	47	Moyenne 1	presbycousie	26	16	5	30	10
14	Michel36	H	86	40	65	Moyenne 2	génétique	41	18	20	26,6	23
15	Martine50	F	72	3	51	Moyenne 1	presbycousie	41	18	26,7	28,33	23
16	JeanPierre56	H	66	25	57	Moyenne 2	génétique	38	26	25	28,33	12
17	Colette39	F	84	9	58,5	Moyenne 2	presbycousie	45	21	8,33	40	24
18	Yvon48	H	74	3	42	Moyenne 1	presbycousie + travail dans le bruit	18	8	8,3	25	10
19	Nadine57	F	65	2	35	Légère	presbycousie + travail dans le bruit	16	11	6,6	30	5
20	JeanClaude40	H	83	10	59,5	Moyenne 2	presbycousie	63	46	25	30	17
21	Pierre48	H	74	3	46	Moyenne 1	presbycousie	21	11	5,06	31,66	10
22	Françoise48	F	74	3	41,5	Moyenne 1	presbycousie	16	16	8,34	35	8
23	Josette36	F	86	6	47	Moyenne 1	presbycousie	21	8	8,33	28,33	13
24	Michel41	H	81	3	58	Moyenne 2	presbycousie	30	18	11,7	33,33	12
25	Yves44	H	78	2	34	Légère	presbycousie	5	5	5	21,66	6
26	Hervé45	H	77	1	32	Légère	presbycousie	18	8	0	16,66	10
27	Guy43	H	80	2	48	Moyenne 1	presbycousie	23	18	10	25	5
28	Jacqueline52	F	70	3	36,5	Légère	presbycousie	18	8	5	20	10
29	Yvon57	H	66	1	66,5	Moyenne 2	presbycousie	44	21	25	28,33	23
30	Danièle42	H	81	2	35,5	Légère	presbycousie	15	13	2	25	5
31	Gérard57	H	65	2	44	Moyenne 1	presbycousie + travail dans le bruit	16	13	6,66	25	3
32	Robert50	H	65	0,5	34	Légère	presbycousie	16	11	6,66	15	5
33	Marcel36	H	87	7	49,5	Moyenne 1	presbycousie	15	15	5	30	0
34	Alban56	H	66	10	47	Moyenne 1	presbycousie + travail dans le bruit	33	23	13,34	31,66	10
35	Henri38	H	84	20	51	Moyenne 1	presbycousie + travail dans le bruit	21	33	8,33	40	12
36	André41	H	81	7	68	Moyenne 2	presbycousie	33	23	16,67	18,33	10

Colonnes	ID	Type	Marque	Modèle	GainMax/NiveauMax	BP	méthodologie d'appareillage	nombre de canaux de gain	embout OD	embout OG	écouteur
1	Jacky52	contour tube fin	Signia	Motion 13 Mix	56/126	100-7800	Nx Fit Power	16	manchon fermé avec évent	manchon fermé avec évent	néant
2	Serge35	contour tube fin	Unitron	T stride dura 600 P BTE	55/123	100-6500	DSL v6 adulte	10	manchon fermé avec évent	manchon fermé avec évent	néant
3	Gilles51	écouteur déporté	Unitron	T Moxi Fit 600 xS RIC	47/111	100-8500	NAL-NL2	10	dôme fermé	dôme fermé	Standard
4	Alain44	contour tube fin	Unitron	Dx stride M5	58/122	100-6500	NAL-NL2	14	canule	canule	néant
5	Jeanne03	contour tube fin	Signia	Motion 13 Mix	48/117	100-7800	Nx Fit Expérimenté	12	canule épaulement	canule épaulement	néant
6	Monique38	écouteur déporté	Signia	Pure Charge and Go 3 Nx M	60/119	100-10000	Nx Fit Power	12	manchon fermé	manchon fermé	M
7	Bernard37	contour tube fin	Rexton	Mosaic M60 EC	53/116	100-8100	Smart Fit Power	16	tulipe	tulipe	néant
8	Danièle46	écouteur déporté	Signia	Pure 312 5 Nx	44/108	100-8100	Nx Fit Power	16	mini dôme	mini dôme	Standard
9	Paul45	écouteur déporté	Hensaton	AQ Sound 580 7 5 xS Ric	46/111	100-8500	NAL-NL2	16	double dôme	double dôme	Standard
10	Alain52	contour tube fin	Unitron	T stride 700M BTE	56/122	100-6500	NAL-NL2	16	dôme fermé	dôme fermé	néant
11	Josiane39	contour tube fin	Unitron	T stride M 600	56/122	100-6500	NAL-NL2	10	dôme fermé	dôme fermé	néant
12	Annick40	écouteur déporté	Unitron	DX Moxi Move R 7 M RIC	50/114	100-8000	NAL-NL2	14	dôme fermé	dôme fermé	M
13	Hervé53	écouteur déporté	Rexton	Emerald 5 Go GC	60/119	100-8200	Smart Fit Power	16	dôme fermé	dôme fermé	M
14	Michel36	écouteur déporté	Phonak	Audéo M90 R	58/122	100-8000	Phonak Digital Adaptative	20	canule épaulement	canule épaulement	P
15	Martine50	écouteur déporté	Signia	Pure Charge and Go 7 Nx M	60/119	100-9400	NAL-NL1	20	mini dôme	mini dôme	M
16	JeanPierre56	Intra CIC	Starkey	Evolv Ai 2400 NW CIC	55/120	100-10000	e-Stat	24	néant	néant	néant
17	Colette39	écouteur déporté	Unitron	Moxi B7 R M	51/114	100-8000	NAL-NL2	20	dôme fermé	dôme fermé	M
18	Yvon48	écouteur déporté	Unitron	D Moxi jump RT 5 M Ric	50/114	100-8000	NAL-NL2	12	dôme fermé	dôme fermé	M
19	Nadine57	écouteur déporté	Signia	Pure Charge and Go 3 X M	60/119	100-9400	X Fit Power	12	dôme ouvert	dôme ouvert	M
20	JeanClaude40	écouteur déporté	Signia	Pure 312 5 NX	60/119	100-8200	Nx Fit Expérimenté	16	dôme ouvert	dôme ouvert	M
21	Pierre48	écouteur déporté	Signia	Pure Charge and Go 5X M	60/119	100-9400	X Fit Power	16	dôme manchon avec évent	dôme manchon avec événement	M
22	Françoise48	écouteur déporté	Unitron	DX Moxi Move R 7 M RIC	46/111	100-8000	NAL-NL2	16	dôme fermé	dôme fermé	S
23	Josette36	contour tube fin	Signia	Motion Charge and Go 3X	50/116	120-8300	X Fit Expérimenté	12	dôme tulipe	dôme tulipe	néant
24	Michel41	écouteur déporté	Phonak	Audéo M70 R	50/114	100-8000	Phonak Digital Adaptative	16	dôme obstruant	dôme obstruant	M
25	Yves44	écouteur déporté	Unitron	Moxi B7 RM	51/114	100-8000	NAL-NL2	20	dôme ouvert	dôme ouvert	M
26	Hervé45	écouteur déporté	Unitron	Dx Moxi Fit 3 M RIC	50/114	100-8000	NAL-NL2	12	dôme ouvert	dôme ouvert	M
27	Guy43	écouteur déporté	Unitron	Moxi B-R	51/114	100-8000	NAL-NL1	20	dôme fermé	dôme fermé	M
28	Jacqueline52	écouteur déporté	Phonak	Audéo M70 R	50/114	100-8000	Phonak Digital Adaptative	16	dôme ouvert	dôme ouvert	M
29	Yvon57	écouteur déporté	Unitron	Dx Moxi Fit 3 M RIC	50/114	100-8000	NAL-NL2	12	canule épaulement	canule épaulement	M
30	Danièle42	écouteur déporté	Unitron	T Moxi Fit 600 xS RIC	47/111	100-8500	NAL-NL2	10	dôme fermé	dôme fermé	S
31	Gérard57	écouteur déporté	Unitron	T Moxi Fit 600 xS RIC	47/111	100-8500	NAL-NL2	10	dôme ouvert	dôme ouvert	S
32	Robert50	écouteur déporté	Signia	Pure Charge and Go 7 Nx M	60/119	100-9500	Ax Fit Nouveau	20	dôme ouvert	dôme ouvert	M
33	Marcel36	écouteur déporté	Signia	Pure Charge and Go 7 Ax M	60/119	100-9500	Ax Fit Expérimenté	20	manchon fermé	manchon fermé	M
34	Alban56	écouteur déporté	Unitron	T Moxi Fit 600 xS RIC	47/111	100-8500	NAL-NL2	10	dôme fermé	dôme fermé	S
35	Henri38	contour tube fin	Unitron	T stride dura 600 P BTE	55/123	100-6500	NAL-NL2	10	canule épaulement	canule épaulement	néant
36	André41	écouteur déporté	Phonak	Audéo P90 R	51/114	100-8000	Phonak Digital Adaptative	20	dôme ouvert	dôme fermé	M

N°	ID	Perte sur le 500 OD (dBHL)	Perte sur le 500 OG	seuil FM 500 D ss AA (Hz)	seuil FM 500 D avec AA	Différence FM D	seuil FM 500 G ss AA	seuil FM 500 G av AA	Différence FM G
1	Jacky52	65	65	3	2	-1	3	2	-1
2	Serge35	45	40	3	2	-1	3	2	-1
3	Gilles51	45	40	8	7	-1	1	2	1
4	Alain44	50	50	6	7	1	7	8	1
5	Jeanne03	40	55	1	0,3	-0,7	0	0,4	0,4
6	Monique38	35	45	3	3	0	3	3	0
7	Bernard37	15	20	1	1	0	1	1	0
8	Danièle46	20	25	1	0,4	-0,6	0,3	1	0,7
9	Paul45	40	45	0,4	0,3	-0,1	0,4	0,3	-0,1
10	Alain52	45	40	0,3	1	0,7	0	0	0
11	Josiane39	45	40	0,3	0	-0,3	0,3	0	-0,3
12	Annick40	35	25	0,4	2	1,6	1	0,3	-0,7
13	Hervé53	35	35	0,3	0,4	0,1	0	0,3	0,3
14	Michel36	40	35	0,3	1	0,7	1	0,4	-0,6
15	Martine50	35	25	0,4	0	-0,4	0	0,3	0,3
16	JeanPierre56	40	45	0,4	2	1,6	0,3	0,3	0
17	Colette39	45	40	1	2	1	1	1	0
18	Yvon48	25	25	0	1	1	1	1	0
19	Nadine57	30	25	3	4	1	1	1	0
20	JeanClaude40	60	60	0,4	0,4	0	0,4	3	2,6
21	Pierre48	20	20	1	6	5	6	6	0
22	Françoise48	30	30	0,3	0,4	0,1	0,3	0,3	0
23	Josette36	25	30	0,4	0,3	-0,1	0,4	1	0,6
24	Michel41	45	40	1	0,4	-0,6	1	2	1
25	Yves44	20	20	0	0	0	0	0	0
26	Hervé45	20	20	0,4	0,4	0	1	1	0
27	Guy43	20	20	2	2	0	2	2	0
28	Jacqueline52	20	20	0	0	0	0	1	1
29	Yvon57	50	50	3	3	0	2	1	-1
30	Daniel42	25	25	1	1	0	1	1	0
31	Gérard57	25	20	0,4	0	-0,4	0	0	0
32	Robert50	20	15	0	0,3	0,3	0,3	0,4	0,1
33	Marcel36	15	25	1	0,3	-0,7	0	0,3	0,3
34	Albano56	55	50	0,4	0,4	0	0	0	0
35	Henri38	25	20	0	0	0	0	0	0
36	André41	35	55	1	0,4	-0,6	4	2	-2

N°	ID	Perte sur le 500 OD	Perte sur le 500 OG	seuil AM 500 D ss AA (dB)	seuil AM 500 D avec AA	Différence AM D	seuil AM 500 G ss AA	seuil AM 500 G avec AA	Différence AM G
1	Jacky52	65	65	-18	-21	-3	-18	-21	-3
2	Serge35	45	40	-15	-15	0	-15	-15	0
3	Gilles51	45	40	-24	-18	6	-24	-18	6
4	Alain44	50	50	-21	-18	3	-21	-18	3
5	Jeanne03	40	55	-27	-27	0	-30	-33	-3
6	Monique38	35	45	-21	-21	0	-21	-21	0
7	Bernard37	15	20	-27	-27	0	-27	-27	0
8	Danièle46	20	25	-24	-18	6	-24	-24	0
9	Paul45	40	45	-27	-30	-3	-27	-30	-3
10	Alain52	45	40	-24	-24	0	-27	-30	-3
11	Josiane39	45	40	-39	-33	6	-39	-33	6
12	Annick40	35	25	-33	-27	6	-30	-27	3
13	Hervé53	35	35	-39	-33	6	-39	-39	0
14	Michel36	40	35	-33	-33	0	-33	-33	0
15	Martine50	35	25	-39	-39	0	-39	-39	0
16	JeanPierre56	40	45	-30	-30	0	-33	-30	3
17	Colette39	45	40	-21	-21	0	-21	-27	-6
18	Yvon48	25	25	-24	-24	0	-27	-27	0
19	Nadine57	30	25	-30	-36	-6	-30	-30	0
20	JeanClaude40	60	60	-24	-27	-3	-24	-27	-3
21	Pierre48	25	20	-21	-21	0	-15	-24	-9
22	Françoise48	30	30	-27	-33	-6	-39	-33	6
23	Josette36	25	30	-24	-24	0	-27	-30	-3
24	Michel41	45	40	-30	-24	6	-30	-30	0
25	Yves44	20	20	-33	-39	-6	-30	-33	-3
26	Hervé45	20	20	-30	-30	0	-30	-30	0
27	Guy43	20	20	-30	-27	3	-27	-27	0
28	Jacqueline52	20	20	-39	-39	0	-27	-30	-3
29	Yvon57	50	50	-18	-39	-21	-30	-24	6
30	Daniel42	25	25	-24	-24	0	-30	-24	6
31	Gérard57	25	20	-30	-27	3	-33	-33	0
32	Robert50	20	15	-33	-33	0	-33	-33	0
33	Marcel36	15	25	-27	-27	0	-30	-30	0
34	Albano56	55	50	-27	-27	0	-24	-24	0
35	Henri38	25	20	-33	-39	-6	-39	-39	0
36	André41	35	55	-24	-24	0	-21	-27	-6

N°	ID	1) nbre d'heures	2) aide situations part	3) encore difficultés	4) intérêt de l'AA	5) gêne	6) ennui des autres	7) vie et plaisirs
1	Jacky52	plus de 8h/jour	beaucoup aidé	de nettes difficultés	un grand intérêt	légèrement gêné	pas du tout ennuyé	beaucoup mieux
2	Serge35	4 à 8h/jour	nettement aidé	des difficultés modérées	un net intérêt	légèrement gêné	pas du tout ennuyé	nettement mieux
3	Gilles51	plus de 8h/jour	jamais aidé	aucune difficulté	un grand intérêt	pas du tout gêné	pas du tout ennuyé	beaucoup mieux
4	Alain44	plus de 8h/jour	beaucoup aidé	de légères difficultés	un grand intérêt	légèrement gêné	pas du tout ennuyé	beaucoup mieux
5	Jeanne03	1 à 4h/jour	nettement aidé	des difficultés modérées	un intérêt modéré	modérément gêné	modérément ennuyé	légèrement mieux
6	Monique38	plus de 8h/jour	beaucoup aidé	aucune difficulté	un grand intérêt	légèrement gêné	pas du tout ennuyé	beaucoup mieux
7	Bernard37	plus de 8h/jour	nettement aidé	de légères difficultés	un net intérêt	légèrement gêné	pas du tout ennuyé	nettement mieux
8	Danièle46	plus de 8h/jour	beaucoup aidé	aucune difficulté	un grand intérêt	légèrement gêné	pas du tout ennuyé	beaucoup mieux
9	Paul45	4 à 8h/jour	légèrement aidé	de nettes difficultés	un léger intérêt	nettement gêné	nettement ennuyé	pas de changement
10	Alain52	plus de 8h/jour	beaucoup aidé	des difficultés modérées	un grand intérêt	pas du tout gêné	légèrement ennuyé	nettement mieux
11	Josiane39	plus de 8h/jour	beaucoup aidé	aucune difficulté	un grand intérêt	légèrement gêné	pas du tout ennuyé	beaucoup mieux
12	Annick40	plus de 8h/jour	beaucoup aidé	de légères difficultés	un grand intérêt	légèrement gêné	légèrement ennuyé	beaucoup mieux
13	Hervé53	plus de 8h/jour	nettement aidé	aucune difficulté	un grand intérêt	pas du tout gêné	pas du tout ennuyé	beaucoup mieux
14	Michel36	plus de 8h/jour	nettement aidé	de nettes difficultés	un grand intérêt	pas du tout gêné	pas du tout ennuyé	beaucoup mieux
15	Martine50	plus de 8h/jour	nettement aidé	des difficultés modérées	un net intérêt	modérément gêné	beaucoup ennuyé	nettement mieux
16	JeanPierre56	plus de 8h/jour	beaucoup aidé	des difficultés modérées	un grand intérêt	pas du tout gêné	pas du tout ennuyé	beaucoup mieux
17	Colette39	plus de 8h/jour	beaucoup aidé	de légères difficultés	un grand intérêt	pas du tout gêné	pas du tout ennuyé	beaucoup mieux
18	Yvon48	plus de 8h/jour	beaucoup aidé	des difficultés modérées	un grand intérêt	pas du tout gêné	pas du tout ennuyé	beaucoup mieux
19	Nadine57	plus de 8h/jour	nettement aidé	de légères difficultés	un net intérêt	pas du tout gêné	pas du tout ennuyé	nettement mieux
20	JeanClaude40	plus de 8h/jour	légèrement aidé	aucune difficulté	un grand intérêt	pas du tout gêné	légèrement ennuyé	beaucoup mieux
21	Pierre48	4 à 8h/jour	nettement aidé	aucune difficulté	un net intérêt	modérément gêné	pas du tout ennuyé	nettement mieux
22	Françoise48	plus de 8h/jour	beaucoup aidé	de nettes difficultés	un grand intérêt	légèrement gêné	pas du tout ennuyé	beaucoup mieux
23	Josette36	4 à 8h/jour	nettement aidé	aucune difficulté	un net intérêt	modérément gêné	pas du tout ennuyé	beaucoup mieux
24	Michel41	plus de 8h/jour	nettement aidé	de légères difficultés	un net intérêt	modérément gêné	modérément ennuyé	nettement mieux
25	Yves44	plus de 8h/jour	beaucoup aidé	de légères difficultés	un net intérêt	pas du tout gêné	pas du tout ennuyé	beaucoup mieux
26	Hervé45	moins d'1 heure/jour	modérément aidé	de nettes difficultés	un léger intérêt	modérément gêné	légèrement ennuyé	légèrement mieux
27	Guy43	plus de 8h/jour	nettement aidé	de légères difficultés	un net intérêt	pas du tout gêné	pas du tout ennuyé	nettement mieux
28	Jacqueline52	4 à 8h/jour	modérément aidé	des difficultés modérées	un net intérêt	modérément gêné	pas du tout ennuyé	nettement mieux
29	Yvon57	plus de 8h/jour	nettement aidé	des difficultés modérées	un net intérêt	modérément gêné	modérément ennuyé	légèrement mieux
30	Daniel42	plus de 8h/jour	modérément aidé	des difficultés modérées	un net intérêt	pas du tout gêné	pas du tout ennuyé	nettement mieux
31	Gérard57	plus de 8h/jour	nettement aidé	des difficultés modérées	un grand intérêt	pas du tout gêné	pas du tout ennuyé	nettement mieux
32	Robert50	4 à 8h/jour	nettement aidé	aucune difficulté	un grand intérêt	pas du tout gêné	pas du tout ennuyé	nettement mieux
33	Marcel36	plus de 8h/jour	nettement aidé	de légères difficultés	un grand intérêt	légèrement gêné	pas du tout ennuyé	nettement mieux
34	Albano56	plus de 8h/jour	nettement aidé	des difficultés modérées	un intérêt modéré	pas du tout gêné	légèrement ennuyé	légèrement mieux
35	Henri38	plus de 8h/jour	nettement aidé	des difficultés modérées	un grand intérêt	légèrement gêné	beaucoup ennuyé	nettement mieux
36	André41	plus de 8h/jour	nettement aidé	de nettes difficultés	un net intérêt	nettement gêné	légèrement ennuyé	nettement mieux

## INVENTAIRE INTERNATIONAL PORTANT SUR LES BÉNÉFICES DES AIDES AUDITIVES (IIPBAA)

1. Durant les deux dernières semaines, si vous avez utilisé votre(vos) appareil(s) auditif(s), indiquez combien d'heures par jour en moyenne.

jamais	moins d'une heure/jour	1 à 4 h/jour	4 à 8 h/jour	plus de 8 h/jour
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

2. Souvenez-vous des situations dans lesquelles vous aviez le plus envie d'entendre mieux avant d'avoir votre appareillage auditif. Durant les deux dernières semaines, votre appareillage vous a-t-il aidé dans ces situations?

jamais aidé	légèrement aidé	modérément aidé	Nettement aidé	beaucoup aidé
<input type="checkbox"/>				

3. Souvenez-vous des situations dans lesquelles vous aviez le plus envie d'entendre mieux. Quand vous utilisez maintenant votre appareillage auditif, avez-vous ENCORE des difficultés ?

beaucoup de difficultés	de nettes difficultés	des difficultés modérées	de légères difficultés	aucune difficulté
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

4. Tout compte fait, pensez-vous que votre appareillage auditif actuel présente un intérêt?

aucun intérêt	un léger intérêt	un intérêt modéré	un net intérêt	un grand intérêt
<input type="checkbox"/>				

5. Durant les deux dernières semaines, avec votre appareillage auditif actuel, à quel point vos difficultés auditives ont-elles gêné ou affecté les choses que vous pouvez faire?

beaucoup géné	nettement géné	modérément géné	légèrement géné	pas du tout géné
<input type="checkbox"/>				

6. Durant les deux dernières semaines, avec votre appareillage auditif actuel, à quel point pensez-vous que vos difficultés auditives ont ennuyé les autres?

beaucoup ennuyé	nettement ennuyé	modérément ennuyé	légèrement ennuyé	pas du tout ennuyé
<input type="checkbox"/>				

7. Tout compte fait, votre vie et ses plaisirs ont-ils changé depuis votre appareillage auditif ?

pire qu'avant	pas de changement	légèrement mieux	nettement mieux	beaucoup mieux
<input type="checkbox"/>				

French Version

### Formulaire d'information et de consentement

Tests de perception auditive : « mesure de seuil de détection de modulation d'amplitude » et « mesure de seuil de modulation de fréquence »

#### *Présentation de l'étude :*

Madame, Monsieur,

Dans le cadre de mon mémoire de fin d'étude d'audioprothèse et sous l'encadrement de Monsieur Denis Hébert, je souhaite étudier les résultats de tests évaluant les seuils de détection de modulation d'amplitude (AM) et de modulation de fréquence (FM) ; puis les mettre en lien avec le bénéfice des aides auditives suivant le nombre de canaux dont elles disposent.

En effet, une perte auditive neurosensorielle affecte le traitement de l'enveloppe temporelle et de structure spectro-temporelle fine. La méthode de mesure de ce traitement repose sur l'écoute de tests de seuil de modulation d'amplitude et de modulation de fréquence.

La séance dure moins d'une heure. Ce test est effectué en champ libre, oreille par oreille avec et sans appareils.

La totalité des données recueillies lors de l'étude seront confidentielles et anonymisées. Vous pouvez retirer votre consentement à tout moment.

Marie CHARLES  
Étudiante de 3ème année CPDA – CNAM Paris

#### *Signature :*

Je soussigné(e)

M/Mne.....

déclare avoir été bien informé(e) sur le mémoire de fin d'étude intitulé « Étude du lien entre les résultats de tests d'enveloppe temporelle et de structure fine et les résultats audioprothétiques de patients ayant des appareils auditifs à nombre de canaux réduits ou élevés. ». Je consens à participer à cette étude.

Date :

Signature :