



UNIVERSITÉ DE LILLE
FACULTÉ DE MÉDECINE HENRI WAREMBOURG
Année : 2022

THÈSE POUR LE DIPLÔME D'ÉTAT
DE DOCTEUR EN MÉDECINE

**Evaluation du bénéfice audioprothétique en audiométrie vocale
dans le bruit dans les surdités légères et moyennes du premier
groupe appareillées**

Présentée et soutenue publiquement le 4 mars 2022 à 18 heures
au Pôle Formation
par **Juliette BOCQUET**

JURY

Président :

Monsieur le Professeur Christophe VINCENT

Assesseurs :

Monsieur le Professeur Dominique CHEVALIER

Monsieur le Professeur Pierre FAYOUX

Madame le Docteur Fanny GAUVRIT

Directeur de thèse :

Monsieur le Professeur Christophe VINCENT

Avertissement

« La Faculté n'entend donner aucune approbation aux opinions émises dans les thèses : celles-ci sont propres à leurs auteurs. »

Table des matières

A. INTRODUCTION	9
I. Physiologie de l'audition	10
1. Le système auditif périphérique	11
2. Le nerf cochléaire.....	17
3. Physiologie des centres auditifs	18
II. Appareillage auditif conventionnel.....	20
1. Principe général	20
2. Classification des aides auditives.....	20
3. Contour d'oreille	21
4. Appareillage intra auriculaire	21
5. Dynamique auditive et gain audioprothétique	21
6. Remboursement et prise en charge médicosociale.....	23
III. Audiométrie dans le bruit.....	24
1. Intérêt et principe de l'audiométrie dans le bruit.....	24
2. Le test Vocal Rapide dans le Bruit	25
IV. Objectif de l'étude.....	26
B. MATERIEL ET METHODE	28
I. Population.....	28
II. Déroulement du test	28
1. Audiométrie dans le silence	28

2.	Audiométrie Vocale Rapide dans le Bruit	28
III.	Recueil des données	29
IV.	Analyse des données	30
C.	RESULTATS	32
I.	Description de la population.....	32
II.	Critère de jugement principal : perte de RSB sans et avec appareillage.....	37
III.	Analyse des aires sous la courbe	39
IV.	Critère de jugement secondaire : recherche de facteur de corrélation	42
D.	DISCUSSION	44
E.	CONCLUSION	49
F.	BIBLIOGRAPHIE.....	50
G.	ANNEXES	54

Table des illustrations

Figure 1 : Le diagramme de Wegel.	11
Figure 2 : Anatomie du système auditif périphérique.....	12
Figure 3 : Anatomie de la cochlée	14
Figure 4 : Organe de Corti.....	15
Figure 5 : Représentation de la tonotopie cochléaire	16
Figure 6 : Schématisation de la tonotopie dans le nerf cochléaire.....	18
Figure 7 : Voies auditives centrales.....	19
Figure 8 : Illustration de la méthode du préréglage	22
Figure 9 : Vocale Rapide dans le Bruit (VRB). Interface du logiciel informatique.	26
Figure 10 : Flow Chart.....	33
Figure 11 : Etiologies.....	33
Figure 12 : Moyenne des audiométries tonales au casque dans la population avec surdité légère.....	35
Figure 13 : Moyenne des audiométries tonales au casque dans la population avec surdité moyenne du premier groupe.....	37
Figure 14 : Perte de RSB dans la population étudiée sans et avec appareillage	38
Figure 15 : Perte de RSB chez les patients avec surdité légère, sans et avec appareillage.....	39
Figure 16 : Perte de RSB chez les patients avec surdité moyenne, sans et avec appareillage.....	39
Figure 17 : Moyenne des courbes VRB (avec IC à 95%) sans et avec appareillage dans la population étudiée.....	40

Figure 18 : Moyenne des courbes VRB (avec IC à 95%) sans et avec appareillage
chez les patients avec surdité légère..... 41

Figure 19 : Moyenne des courbes VRB (avec IC à 95%) sans et avec appareillage
chez les patients avec surdité moyenne du premier groupe..... 41

Table des annexes

Annexe 1 : Fiche d'anamnèse 54

Annexe 2 : Spécifications techniques minimales et listes d'options A et B pour le classement des aides auditives, données issues du journal officiel de la république française 56

Liste des abréviations

APHAB : *Abbreviated profile of hearing aid benefit*

ATT : *Aérateur trans-tympanique*

CCE : *Cellules ciliées externe*

CCI : *Cellules ciliées internes*

dB : *Décibel*

DS : *Déviat ion standard*

ERSA : *Evaluation du Retentissement de la Surdit é chez l'Adulte*

FIST : *French Intelligibility Sentence Test*

HHIE : *Hearing Handicap Inventory for the Elderly*

HHIE-S : *Hearing Handicap Inventory for the Elderly Screening*

HINT : *Hearing in noise test*

HL : *Hearing Level*

Hz : *Hertz*

IQR : *Intervalle interquartile*

ITT : *Injection trans-tympanique*

IV : *Voie intraveineuse*

MBAA : *Marginal Benefit from Acoustic Amplification*

OMS : *Organisation mondiale de la santé*

ORL : *Oto-rhino-laryngologie*

PAM : *Perte auditive moyenne*

QuickSIN : *Quick Speech-in-noise Test*

RIC : *Receiver in the canal*

RITE : *Receiver in the ear*

RSB : *Rapport signal de parole / niveau de bruit*

SADL : *Satisfaction with Amplification in Daily Life*

SEP : *Sclérose en plaque*

SNC : *Système nerveux central*

SPL : *Sound Pressure Level*

VRB : *Vocale rapide dans le bruit*

A. INTRODUCTION

Selon l'organisation mondiale de la santé (OMS), 1,5 milliard de personnes dans le monde sont atteintes d'une déficience auditive tout degré confondu(1). On estime qu'en 2050, près de 2,5 milliards de personnes seront atteintes d'une déficience auditive. Les étiologies sont variées, incluant les facteurs génétiques, les infections (intra-utérines ou au cours de la vie), les événements néonataux (anoxie, hyperbilirubinémie, oxygénothérapie...), la dégénérescence liée à l'âge, les traitements ototoxiques, l'otite chronique ou encore les traumatismes.

430 millions de personnes atteintes d'une surdité ont besoin d'une réhabilitation auditive. Seul 17% des personnes ayant besoin d'une aide auditive en utilisent effectivement une. Cette absence d'appareillage entraîne un retentissement socio-professionnel en altérant la communication et la participation à la vie en communauté, pouvant aboutir à un isolement social, une dépression ou encore un déclin cognitif chez les sujets âgés(2–7).

Cependant il existe parfois un laps de temps assez long entre le début de la gêne auditive ressentie et la consultation médicale aboutissant au diagnostic de surdité ainsi qu'à sa réhabilitation, d'autant plus si la surdité est légère et donc sous-estimée.

Les surdités légères et moyennes du 1^{er} groupe correspondent respectivement à une perte auditive moyenne de 21 à 40 dB et de 41 à 55 dB en audiométrie tonale au casque qui est l'examen de référence dans l'évaluation de la surdité(8). Elles représentent une grande part des surdités, néanmoins celles-ci ne sont peu ou pas appareillées, l'audiométrie tonale ou vocale dans le silence étant parfois relativement peu altérée. Cependant l'audiométrie dans le silence ne représente pas la majorité des situations d'écoute du patient, c'est pourquoi il apparaît nécessaire d'estimer la gêne

ressentie par celui-ci notamment sa compréhension dans le bruit car il s'agit là de la première difficulté ressentie. Le manque de compréhension dans le bruit fait d'ailleurs partie des critères de prise en charge de l'appareillage auditif (9).

Dans cette introduction nous ferons dans un premier temps un rappel de la physiologie auditive, du système périphérique aux voies auditives centrales, puis nous aborderons les bases du fonctionnement de l'appareillage auditif conventionnel. Enfin nous reprendrons les principes généraux de l'audiométrie vocale rapide dans le bruit.

I. Physiologie de l'audition

Chez l'adulte, l'audition joue un rôle fondamental dans la communication mais elle sert aussi de dispositif d'alerte et permet l'orientation dans l'espace(10).

Une onde sonore est caractérisée par sa variation de pression acoustique et sa fréquence(11).

Les variations de pression acoustique auxquelles l'oreille humaine est sensible sont très larges. En effet chez un sujet sain, la plus faible pression sonore perceptible (20 micropascals) est un million de fois plus petite que la pression donnant lieu à une sensation douloureuse (20 Pascals). L'écart est tel, qu'il est nécessaire d'utiliser une échelle logarithmique pour mesurer les niveaux sonores : le décibel (dB).

Il a été convenu que le niveau de référence de 0 dB dit Sound Pressure Level (SPL) correspond à une pression acoustique de 20 microPa.

La fréquence de l'onde sonore est mesurée en Hertz (Hz). La gamme fréquentielle audible chez l'homme est comprise entre 20 Hz et 20 kHz. Cependant la sensibilité de l'oreille humaine n'étant pas la même pour toutes les fréquences, une échelle en dB Hearing Level (HL) a été choisie pour simplifier la mesure de l'audition en audiométrie

tonale. Dans cette échelle, le 0 dB HL est ajusté pour être identique quelle que soit la fréquence du son.

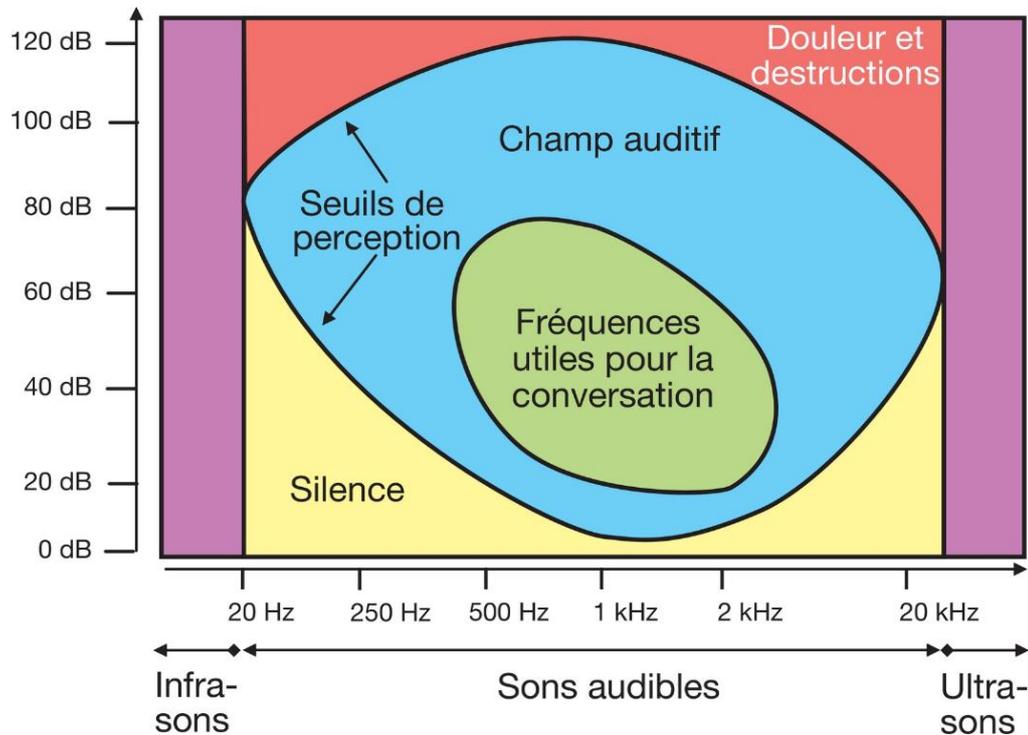


Figure 1 : Le diagramme de Wegel. (In : Vibert J.-F. et al. Neurophysiologie. De la physiologie à l'exploration fonctionnelle. 2 e édition. Collection Campus illustré. Paris : Elsevier-Masson ; 2011)

1. Le système auditif périphérique

Le système auditif périphérique a pour mission de capter les informations sonores et de les transformer en influx nerveux. Il est constitué de l'oreille externe, moyenne et interne.

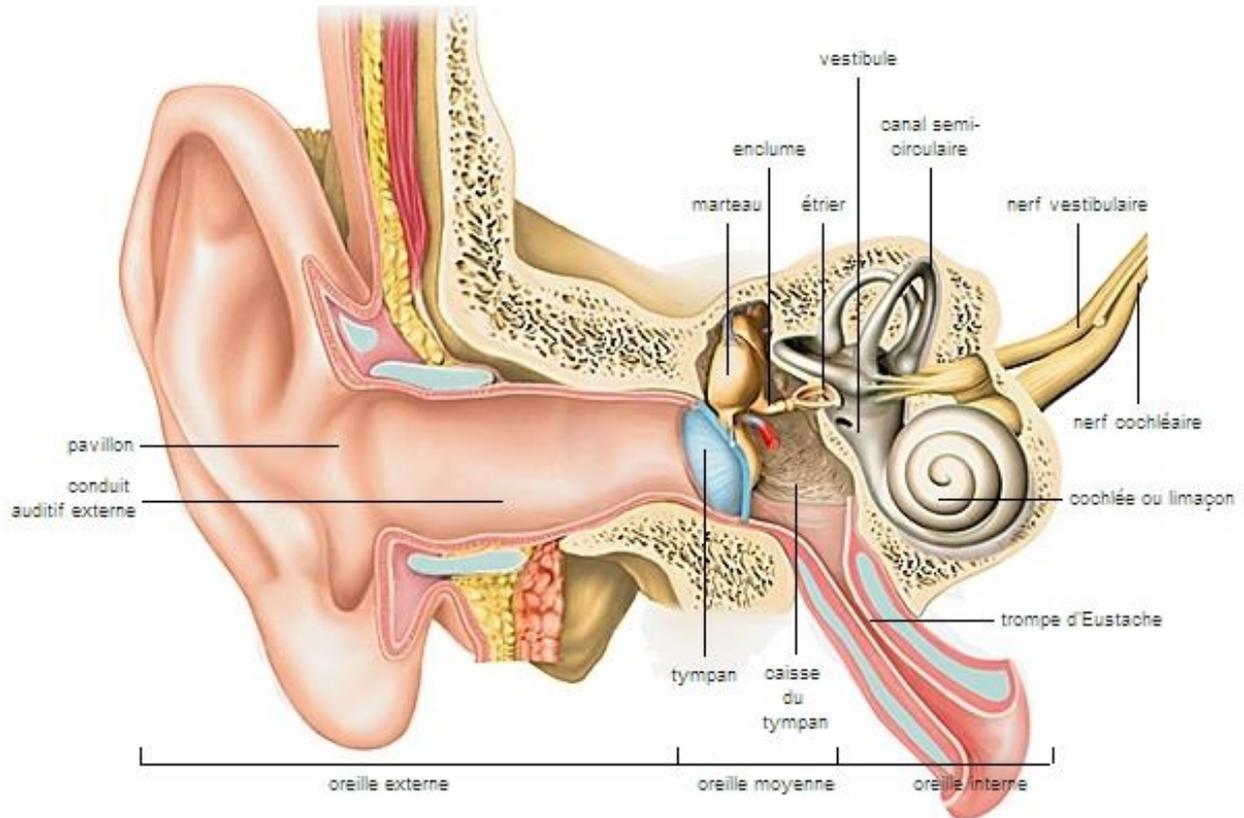


Figure 2 : Anatomie du système auditif périphérique, d'après Larousse

L'oreille externe comprend le pavillon et le conduit auditif externe. Elle agit comme une antenne acoustique transmettant de manière discriminative les ondes sonores à l'oreille moyenne(10). Les phénomènes de résonance dans le conduit auditif externe donnent lieu à une amplification sélective de certaines fréquences notamment celles entre 2 et 4 kHz, l'amplification maximale étant de l'ordre de 20 dB pour les fréquences entre 2 et 3kHz(12). Ceci explique la perte prédominante dans ces fréquences en cas d'exposition sonore traumatique. Deux voies acoustiques sont empruntées par les vibrations aériennes, l'une passant par la conque, l'autre par l'hélix et l'anthélix. Cette différence de trajet entre les deux voies entraîne un délai d'arrivée de l'onde sonore de 0.2ms permettant la localisation verticale de la source sonore. Le pavillon joue également un rôle de brise vent en créant des turbulences d'air, évitant un effet acoustique constant avec l'air en mouvement. Il permet également de protéger l'oreille moyenne.

L'oreille moyenne est constituée de la membrane tympanique et de la caisse du tympan contenant entre autres la chaîne ossiculaire. Le rôle majeur de l'oreille moyenne est de transformer les vibrations sonores aériennes en variations de pression dans les compartiments liquidiens de l'oreille interne. Ceci est possible en adaptant l'impédance entre le milieu extérieur aérien et le milieu interne liquidien(12).

La membrane tympanique permet le recueil des sons telle une membrane de microphone qui seront ensuite transmis à la fenêtre ovale via la chaîne ossiculaire. Elle permet également de protéger la fenêtre ronde des vibrations sonores. En effet sans cela, le liquide péri lymphatique serait à la fois déplacé par la platine au niveau de la fenêtre ovale ainsi qu'au niveau de la fenêtre ronde entraînant un mouvement contrebalancé des liquides ayant pour conséquence une moins bonne stimulation cochléaire(10).

Le rôle de transformateur d'impédance de l'oreille moyenne consiste à transformer les vibrations de basses pressions et grands déplacements de l'air en des vibrations de haute énergie avec de faibles déplacements permettant une conduction dans les liquides labyrinthiques. Pour cela, trois facteurs entrent en jeu :

- La membrane tympanique en elle-même dans une faible mesure.
- Le rapport de surface : la surface de la platine est environ 20 à 30 fois plus petite que la surface de la membrane tympanique, permettant un accroissement de pression proportionnel à ce rapport de surface.
- Le bras de levier de la chaîne ossiculaire : le manche du marteau apparaît plus long que la branche descendante de l'enclume (facteur 1.15 à 2.5). Le déplacement transmis à l'étrier par l'enclume est donc inférieur au déplacement engendré par la vibration du marteau.

Sans cette adaptation d'impédance, 99% de l'énergie acoustique serait perdue ce qui correspond à une atténuation sonore d'environ 30 dB.

L'oreille moyenne possède également une fonction de protection vis-à-vis de l'oreille interne. D'une part, via le réflexe stapédien correspondant à la contraction du muscle stapédien en cas d'exposition sonore supérieure à 80 dB, entraînant une rigidification de la chaîne ossiculaire. D'autre part, en adaptant l'articulation de la chaîne ossiculaire en cas de modification de la pression atmosphérique afin d'éviter le déplacement excessif de la platine.

L'oreille interne comprend le labyrinthe postérieur impliqué dans la fonction de l'équilibre et le labyrinthe antérieur ou cochlée qui est l'organe de l'audition.

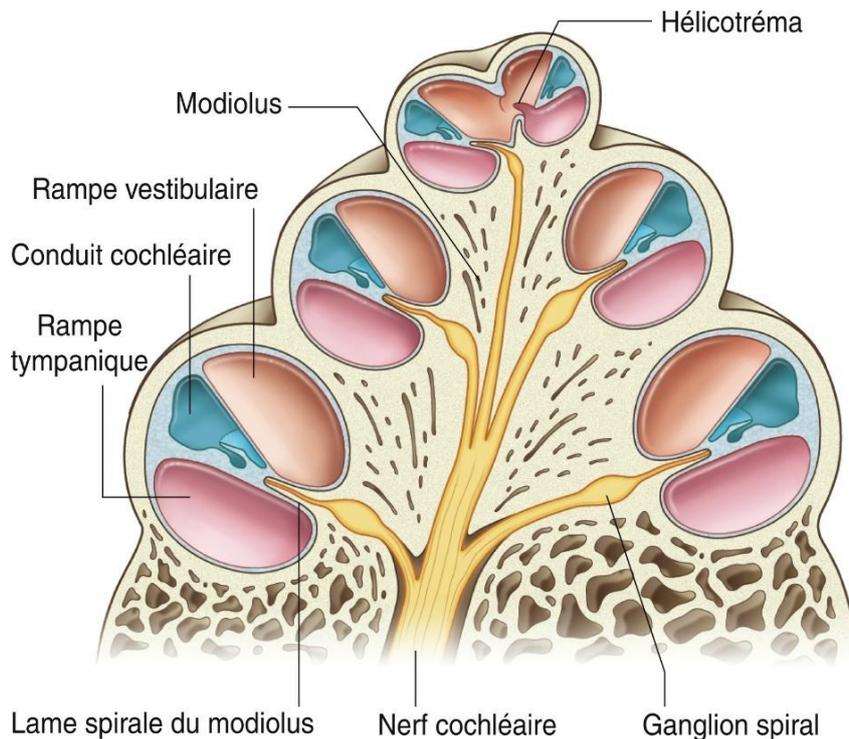


Figure 3 : Anatomie de la cochlée, Gray's Anatomie

La cochlée est entourée d'une paroi osseuse très dense : la capsule otique. Elle est formée de 3 rampes enroulées en spirales autour d'un axe osseux : le modiolus. Les rampes vestibulaires et tympaniques, remplies de périlymphe communiquent entre

elles à l'apex de la cochlée par l'hélicotrème et sont isolées de l'oreille moyenne respectivement par la fenêtre ovale et la fenêtre ronde(12). Elles entourent le canal cochléaire qui est rempli d'endolymphe, riche en potassium. Le canal cochléaire est délimité par la membrane de Reissner, la strie vasculaire et l'organe de Corti comprenant les cellules ciliées, siège de la mécanotransduction. Les liquides péri et endolymphatiques diffèrent par leur contenu ionique et cette différence entraîne la formation d'un potentiel endolympatique appelé potentiel endo cochléaire d'environ +80 mV.

Coupe passant par une spire de la cochlée

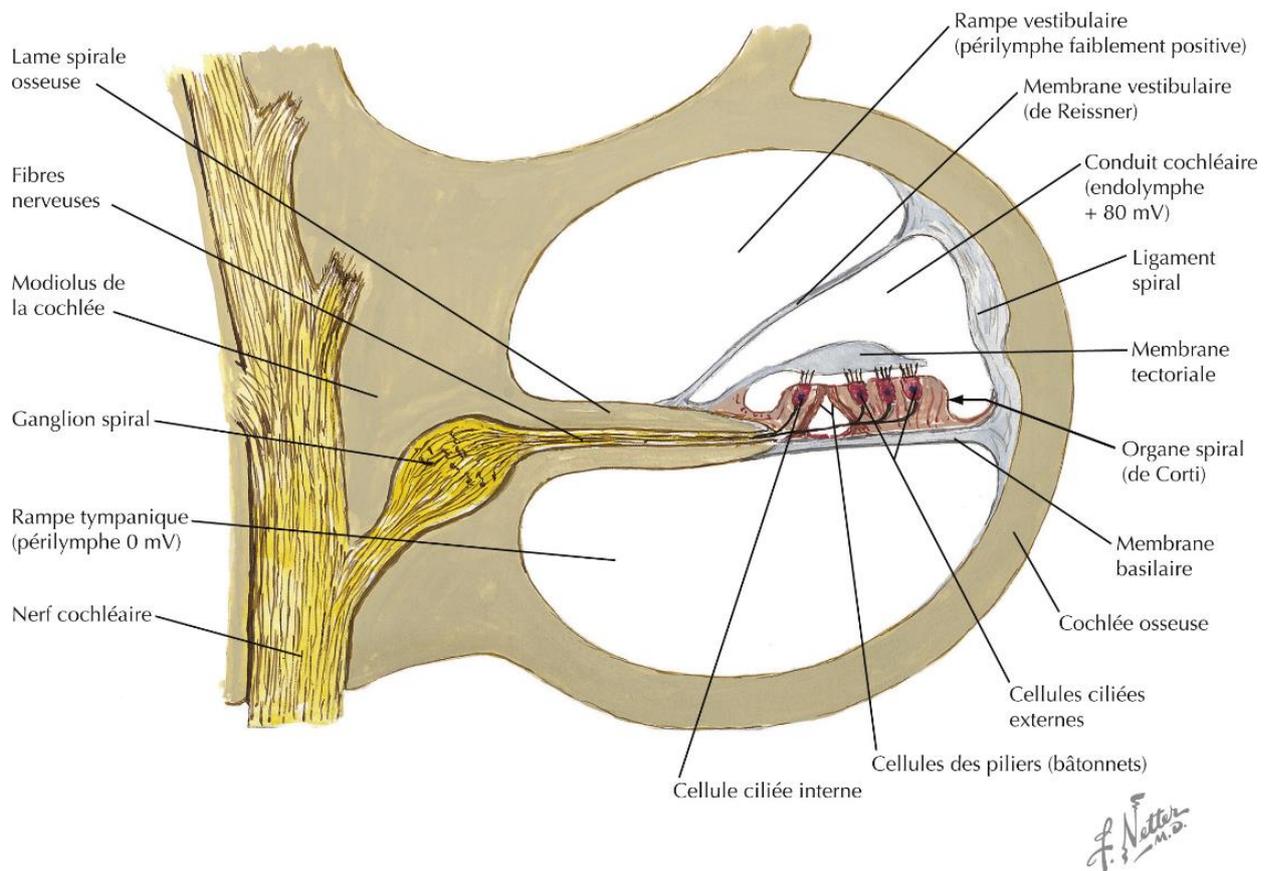


Figure 4 : Organe de Corti, d'après Netter

Les ondes sonores transmises par la platine de l'étrier à la périlymphe donnent naissance à des ondes propagées au niveau de la membrane basilaire. Chaque fréquence entraîne une déflexion maximale de cette membrane en un point précis

permettant une analyse fréquentielle passive. C'est le phénomène de tonotopie cochléaire, les fréquences aiguës étant localisées au niveau de la base de la cochlée et les fréquences graves au niveau de l'apex(13).

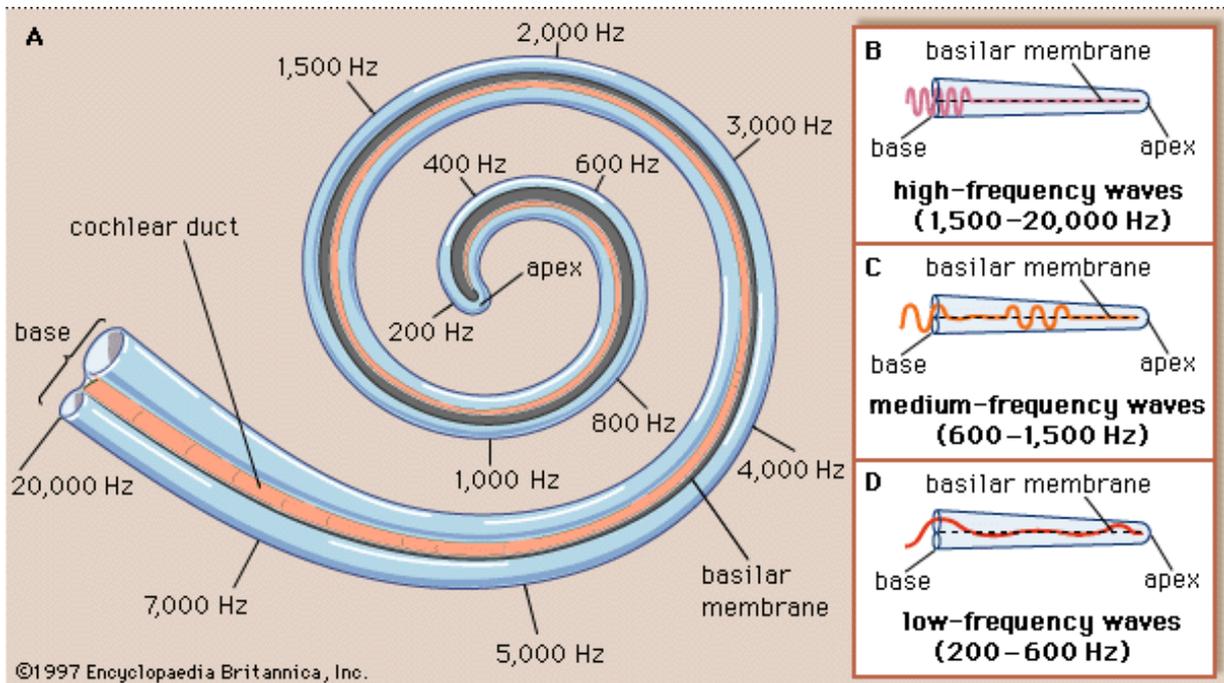


Figure 5 : Représentation de la tonotopie cochléaire, d'après Encyclopaedia Britannica

La vibration de la membrane basilaire va permettre la contraction des cellules ciliées externes (CCE) qui vont augmenter considérablement (d'un facteur 100 environ) les déplacements des structures entraînant l'excitation des cellules ciliées internes (CCI) : c'est le phénomène d'amplification cochléaire (14,15). Ces cellules ciliées externes présentent une très haute sélectivité fréquentielle, cependant ce sont les cellules les plus fragiles de la cochlée. Les cellules ciliées internes quant à elles assurent la transduction de la vibration mécanique en signal électrique. Elles permettent la création du potentiel d'action en libérant un neurotransmetteur, le glutamate, qui stimule les fibres du nerf cochléaire.

La cochlée assure également un codage temporel du son. Les noyaux cochléaires ont la capacité de décharger leur potentiel d'action en se synchronisant sur la périodicité

du stimulus, c'est ce que l'on appelle le calage de phase (ou phase locking en anglais). Ce codage temporel n'est possible que pour des fréquences inférieures à 5 kHz.

Le codage de l'intensité dépend quant à lui du taux de potentiels d'actions véhiculé par les fibres nerveuses d'une région spécialisée. Cependant la dynamique d'un neurone, c'est-à-dire la différence entre l'intensité entraînant une augmentation de son activité de base et l'obtention d'une saturation est de l'ordre de 40 dB, bien loin de notre dynamique audible dans une oreille saine. Afin d'augmenter cette dynamique neuronale, la membrane basilaire couplée aux cellules ciliées externes possède un comportement compressif permettant une croissance réduite de 0.2 à 0.3 dB par dB de son extérieur. On comprend alors qu'en cas d'atteinte des CCE, cette compression disparaît entraînant un recrutement de sonie correspondant à une distorsion de la sensation de force sonore, celle-ci croissant trop vite une fois le seuil auditif franchi. L'existence de neurones ayant des activités spontanées élevées, moyennes, ou basses, dont le seuil d'activation dépend de l'intensité sonore permet également d'adapter ce codage d'intensité. Les neurones d'activités spontanées basses, activés lors des sons forts sont indispensables pour coder les signaux dans le bruit. Or ils disparaissent les premiers en cas de traumatisme sonore. Cela explique en partie la plainte initiale des patients de manquer d'intelligibilité dans le bruit malgré une audition dans le silence respectée(16–18).

2. Le nerf cochléaire

Chez l'homme le nerf cochléaire est composé d'environ 35 000 neurones afférents rejoignant les noyaux cochléaires ipsilatéraux dans le tronc cérébral(19). 95% des fibres nerveuses font synapses avec les cellules ciliées internes et 5% avec les cellules ciliées externes(20). L'organisation tonotopique est conservée au sein du nerf cochléaire(21).

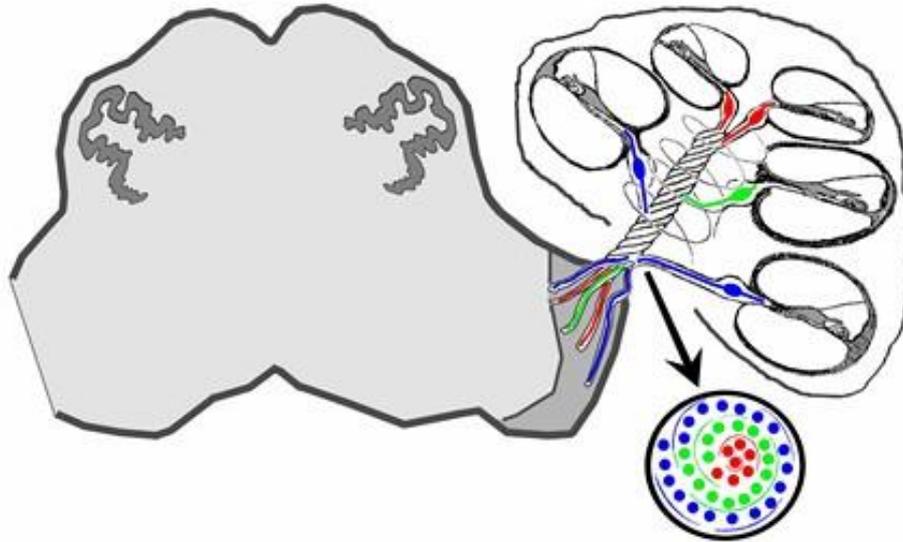


Figure 6 : Schématisation de la tonotopie dans le nerf cochléaire, d'après P. Gil-Loyzaga, <http://www.cochlea.eu/cerveau-auditif/tronc-cerebral>

3. Physiologie des centres auditifs

Le système auditif central commence dans le tronc cérébral au niveau des noyaux cochléaires. L'information auditive va cheminer à travers le complexe olivaire supérieur, le colliculus inférieur puis le corps géniculé médian(22,23). Elle atteint ensuite le cortex auditif principalement contralatéral dans le lobe temporal. Il existe des décussations aux différents niveaux dans le système auditif central ce qui permet aux données issues des deux oreilles d'être regroupées et comparées. Les voies auditives centrales conservent également une organisation tonotopique.

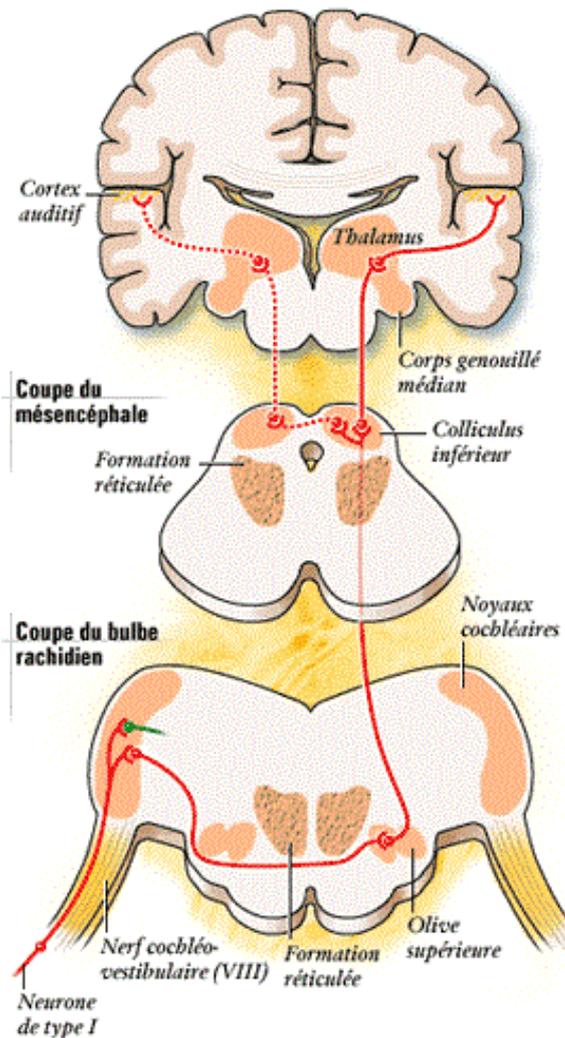


Figure 7 : Voies auditives centrales, d'après Rémy Pujol, <http://www.cochlea.eu/cerveau-auditif>

La tâche du système nerveux central est de séparer les signaux auditifs et de permettre leurs reconnaissances à deux niveaux : la localisation (d'où vient le son ?) et la forme acoustique (de quel son s'agit-il ?).

La localisation sonore s'appuie principalement sur l'information auditive binaurale traitée dans le tronc cérébral, l'oreille la plus proche allant être stimulée plus précocement et plus intensément que la plus éloignée. Ce système n'ayant pas besoin d'identifier la nature du son, il est possible de localiser plusieurs sources sonores simultanément.

La reconnaissance de la forme acoustique consiste à identifier et à dénommer la source sonore. Elle met en jeu une fonction cérébrale cognitive utilisant l'expérience et l'apprentissage. L'identification nécessite de séparer l'information auditive « désirée » des autres sources sonores (le bruit). Cette reconnaissance est dynamique et transitoire.

II. Appareillage auditif conventionnel

L'appareillage auditif conventionnel permet une stimulation acoustique contrairement à la stimulation électrique apportée par les implants cochléaires ou encore la stimulation mécanique dans les implants d'oreille moyenne ou à ancrage osseux(24).

Il est le plus utilisé, convenant quel que soit le type de surdité, permettant aussi le traitement des acouphènes ou encore l'hyperacousie.

1. Principe général

Le signal acoustique va être capté par un ou plusieurs microphones et sera traité selon l'importance de la perte auditive. Ce signal sonore traité et amplifié va engendrer une stimulation acoustique délivrée au patient via l'intermédiaire d'un transducteur de sortie ou écouteur.

Il existe différentes formes selon les caractéristiques de la surdité, l'anatomie du patient ou encore son mode de vie et ses attentes. Certains dispositifs peuvent aussi être intégrés dans les branches de lunettes pour plus de discrétion.

2. Classification des aides auditives

Il en existe 2 groupes : les appareils de classe I et de classe II selon les caractéristiques techniques. La classification dépend du nombre et du type d'options répertoriées en liste A et liste B(25). Cependant une liste de techniques spécifiques minimale est requise (Voir annexe 2).

3. Contour d'oreille

Placé en arrière du pavillon, il est relié à un embout sur mesure grâce à un tube. L'embout va obturer au moins partiellement le conduit auditif externe permettant des amplifications sonores très élevées. Ils sont robustes et faciles à manipuler. Leur principal inconvénient est d'entraîner un effet d'occlusion du conduit auditif externe responsable de phénomènes de résonance principalement des sons graves. Ceci est amélioré grâce à un système d'évent pour diminuer cette sensation.

Il existe également des contours d'oreille dit « ouvert », miniaturisé avec un microtube relié à un dôme dans le conduit auditif externe qui reste bien aéré évitant l'effet d'occlusion. La stimulation acoustique est ainsi plus naturelle.

Certains contours d'oreille possèdent un écouteur déporté dans le conduit auditif externe (receiver in the canal : RIC ou receiver in the ear : RITE en anglais) permettant d'éviter les phénomènes de distorsion acoustique, de limiter les besoins d'amplification (par sa position dans le fond du conduit auditif externe) et de réduire l'effet larsen en augmentant la distance entre le microphone et l'écouteur.

4. Appareillage intra auriculaire

Composé d'une coque sur mesure, tous les composants sont inclus dans cette dernière. Cela donne un rendu plus discret et permet la réhabilitation des surdités prédominantes sur les fréquences graves, le conduit étant fermé, l'amplification est mieux contrôlée. En revanche ce dispositif intra auriculaire augmente l'effet larsen et la sensation d'occlusion du conduit avec ses phénomènes de résonance.

5. Dynamique auditive et gain audioprothétique

La dynamique auditive s'étend du seuil d'audition binaurale au seuil d'inconfort en champ libre. Le niveau moyen de la parole correspond à peu près au milieu de la

dynamique de l'audition du patient normo-entendant, la médiane de la dynamique statique de l'entendant étant environ égale à 55 dB HL (plus ou moins 2 dB selon les fréquences)(26).

Chez le sujet malentendant, cette dynamique se réduit, le seuil auditif étant abaissé sans variation proportionnelle du seuil subjectif d'inconfort. Il faut donc estimer la médiane théorique de la dynamique (c'est-à-dire le milieu de la dynamique résiduelle du malentendant) qui va servir à déterminer le gain prothétique.

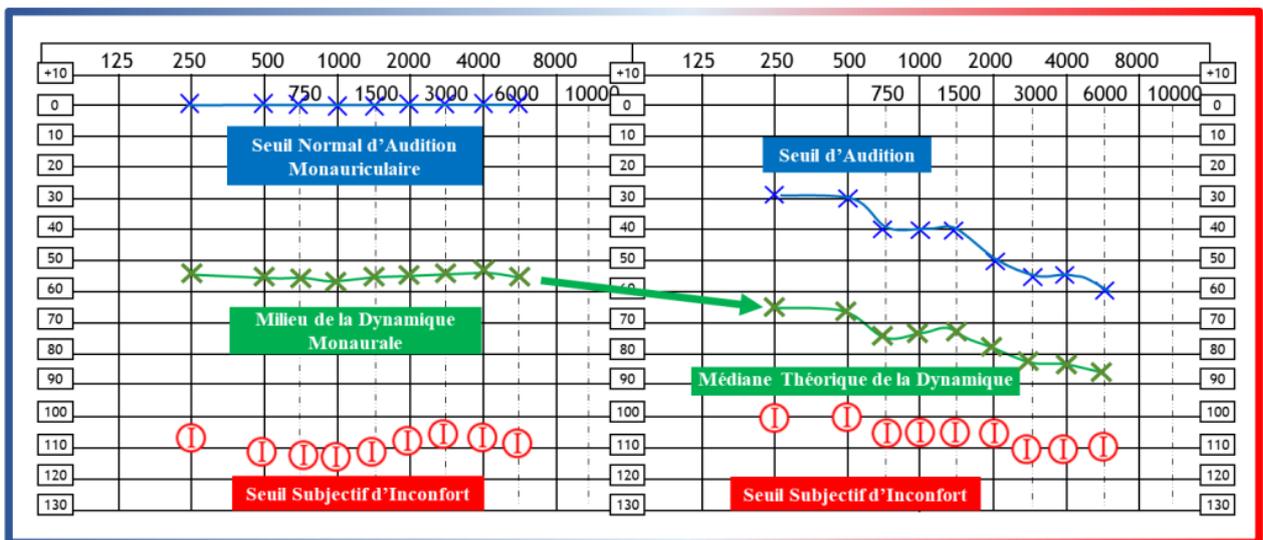


Figure 8 Illustration de la méthode du pré réglage, d'après X. Renard

Le principe du pré réglage est de transférer, par le gain de la prothèse, le milieu de la dynamique statistique de l'audition du normo-entendant au milieu de la dynamique résiduelle de l'audition du malentendant tout en interdisant à tout signal amplifié (parole ou bruit) d'atteindre et à fortiori de dépasser les niveaux des seuils d'inconfort du malentendant.

Autrement dit, le but est de répartir l'énergie différentielle d'une parole faible à forte de façon régulière dans cette dynamique résiduelle.

Pour cela, 2 procédés sont utilisés :

- L'écrêtage ou peak clipping : supprime les signaux de sortie de forte amplitude lorsqu'ils dépassent une valeur seuil fixée par l'audioprothésiste. Le principal défaut de ce réglage est la distorsion qu'engendre l'atténuation brutale des sons.
- La compression de dynamique : permet d'adapter la dynamique de sortie de la prothèse à la dynamique résiduelle du malentendant.

Le facteur (ou ratio ou encore taux) de compression va déterminer dans quelle proportion le signal d'entrée sera comprimé. Au plus la dynamique auditive du sujet malentendant est réduite, au plus ce facteur sera élevé.

6. Remboursement et prise en charge médicosociale

Depuis le 1^{er} janvier 2021, l'offre 100% santé permet un meilleur accès à l'appareillage auditif. En effet, le patient peut acquérir un appareillage auditif conventionnel de classe I entièrement pris en charge par la sécurité sociale(25).

La prise en charge est assurée chez les patients avec une surdité unilatérale ou bilatérale, pour chaque oreille si au moins l'une des conditions suivantes est remplie :

- Surdité avec perte auditive moyenne (PAM) supérieure à 30dB (calculée selon la méthode du bureau international d'audiophonologie), mesurée au casque dans une cabine insonorisée
- Seuil d'intelligibilité dans le silence supérieur à 30dB, mesuré au casque
- Dégradation significative de l'intelligibilité en présence de bruit défini par un écart du rapport signal de parole / niveau de bruit (RSB en dB) de plus de 3 dB par rapport à la norme

- Perte auditive dans les fréquences aiguës supérieures à 30 dB à partir de 2000 Hz (dont le STM est inférieur à 30 dB), avec un seuil d'intelligibilité supérieur à 30 dB dans le silence (et/ou significativement dégradé dans le bruit).

La prise en charge est également assurée dans les cas spécifiques et exceptionnels de neuropathie auditive et de troubles centraux de l'audition.

Le coût d'une prothèse auditive n'apparaît donc plus autant comme un frein à l'acquisition d'une audioprothèse pour les sujets malentendants.

III. Audiométrie dans le bruit

1. Intérêt et principe de l'audiométrie dans le bruit

Bien que l'audiométrie dans le silence reste l'examen de référence dans l'évaluation de l'audition, celle-ci ne reflète pas la vie réelle du patient et ne représente qu'une légère partie de ses situations d'écoute. L'audiométrie dans le bruit permet une approche plus concrète des difficultés auditives des patients. Elle permet également de dépister plus précocement les difficultés de compréhension avec notamment le concept de surdité cachée(27).

L'audiométrie dans le bruit consiste à mesurer l'intelligibilité de la parole lorsque celle-ci est mêlée à un bruit de fond ambiant(28). Celle-ci est évaluée selon un rapport signal sur bruit (RSB), rapport entre l'intensité sonore de la parole et l'intensité du bruit, l'un étant fixe et l'autre modulable.

Les premiers tests dans le bruit ont été développés dans la fin des années 1970(29).

En français plusieurs tests sont disponibles :

- le French Intelligibility Sentence Test (FIST) (30): inspiré du test Hearing-in-noise test (HINT) en langue anglaise(13) il consiste en la répétition de phrases dans un bruit de fond constant.

- le FrMatrix test(31) : consiste en la répétition de phrases ayant toujours la même syntaxe (nom-verbe-nombre-objet-couleur) avec un bruit de fond variable. Les mots sont issus d'une matrice permettant d'éviter la prédictibilité. La procédure est adaptative selon les résultats obtenus par le patient.
- le French digit triplet test(32): composé de listes de 27 triplets de chiffre de 1 à 9 à répéter dans un bruit de fond constant.

Ces différents tests ont pu être comparés dans une étude multicentrique de Jansen(31) incluant 118 patients. Il n'a pas été retrouvé de différence significative entre les différents tests, les 3 étant performants pour l'évaluation de l'audition dans le bruit chez le sujet normo-entendant ou atteint de surdité.

2. Le test Vocal Rapide dans le Bruit

Le test vocal rapide dans le bruit (VRB) a été développée en français au sein de notre équipe et validée lors d'une étude en 2018(33). Il s'inspire du Quick Speech-in-noise Test (QuickSIN)(34) et consiste en la répétition de phrases en environnement bruyant, le rapport signal sur bruit se modifiant de façon automatique et standardisée à chaque nouvelle phrase (1 phrase dans le silence puis 8 dans le bruit).

Les phrases sont issues du corpus « Marginal Benefit from Acoustic Amplification » (MBAA). Au total, 127 phrases ont été sélectionnées, claires, concises, limitant toute confusion ainsi que le recours à la suppléance mentale, excluant les phrases interrogatives et exclamatives.

La voix utilisée est celle d'une orthophoniste parlant français à vitesse normale sans accent régional à une intensité fixe de 65 dB SPL (environ 50.5 dB HL).

Le bruit masquant est une boucle de 8 secondes extraite de l'onde vocale globale. Il s'agit d'un mélange de 4 voix correspondant à une discussion de deux couples, l'un

conversant en français, l'autre en anglais. C'est un bruit non stationnaire c'est-à-dire qui présente des fluctuations temporelles, plus représentatif des situations bruyantes de la vie quotidienne.

Le test consiste à identifier 3 mots clés dans chaque phrase, chacun apportant un point s'il est correctement répété par le patient.



Figure 9 : Vocale Rapide dans le Bruit (VRB). Interface du logiciel informatique.

Le test ayant été calibré à partir de sujets normo-entendants, la valeur 0 dB de perte de RSB correspond au seuil de discrimination vocale soit 50% de bonnes réponses chez les sujets normo-entendants. Tout comme l'audiométrie dans le silence, la perte de RSB augmente en fonction de l'âge(35).

IV. Objectif de l'étude

L'audiométrie dans le silence n'étant pas toujours suffisante pour évaluer l'audition et l'apport des aides auditives chez les patients avec une surdité légère ou moyenne, une

mesure de l'audition dans le bruit nous apparait nécessaire afin de mieux caractériser le bénéfice de l'appareillage auditif.

L'objectif principal de cette étude est d'évaluer le bénéfice audioprothétique dans les surdités légères et moyennes du premier groupe appareillées en audiométrie vocale dans le bruit.

Notre objectif secondaire est de rechercher d'éventuels facteurs prédictifs du bénéfice audioprothétique dans notre population de patients.

B. MATERIEL ET METHODE

I. Population

Nous avons réalisé notre étude à partir d'une base de données recueillie auprès de patients suivis dans des laboratoires d'audioprothèses du Nord-Pas-de-Calais de janvier 2019 à janvier 2021. Il s'agissait de patients de plus de 18 ans présentant une surdité légère ou moyenne du premier groupe, bilatérale, classée selon leur meilleure oreille, bénéficiant d'un appareillage auditif depuis plus de 6 mois avec bilan ORL et contrôle otoscopique (normal ou avec pathologie otologique stabilisée). Étaient exclues les surdités asymétriques, définies par une différence inter-aurale de plus de 15 dB, les patients avec neuropathie auditive, acouphènes invalidants, défaut d'intelligibilité majeur ou mauvaise compréhension des consignes.

II. Déroulement du test

1. Audiométrie dans le silence

L'intégralité des tests ont été réalisés en une seule séance. Les patients bénéficiaient dans un premier temps d'une audiométrie tonale dans le silence au casque avec étude des fréquences 500, 1000, 2000, 4000, 6000 et 8000 Hz puis d'une audiométrie vocale dans le silence en champ libre avec la répétition de deux listes de Lafon à 65 dB SPL oreilles nues sans l'aide de la lecture labiale.

2. Audiométrie Vocale Rapide dans le Bruit

Les patients réalisaient ensuite une audiométrie vocale dans le bruit (test VRB) : 5 listes oreilles nues puis 5 listes avec leur appareillage auditif dont le réglage correspond à leur mode d'utilisation habituelle. Chaque liste comprend une phrase dans le silence puis huit phrases dans le bruit avec une intensité croissante du bruit de fond sonore par pas de 3 dB. L'intensité de la parole reste fixe à 65 dB SPL (soit

environ à 50,5dB HL). Pour chaque phrase, le patient doit répéter 3 mots clés, chacun apportant un point par seuil de RSB.

Une moyenne des scores obtenus sur les 5 listes était calculée pour obtenir un pourcentage de bonnes réponses dans le silence puis à chaque seuil de RSB sans et avec appareillage. L'examen se déroulait en champ libre à l'aide de 5 hauts parleurs placés à 0°, 60°, 120°, -60° et -120° par rapport au patient, le haut-parleur central délivrant à la fois le bruit de fond et la phrase à répéter.

III. Recueil des données

L'ensemble du dossier des patients a été étudié afin d'extraire les informations pertinentes. Concernant l'étiologie, nous nous sommes intéressés à la fiche d'anamnèse remplie lors de la première consultation chez l'audioprothésiste (cf annexe 1). Les étiologies étant assez variées nous avons choisi de les regrouper en différentes catégories expliquées dans le tableau 1.

Pour les données audioprothétiques nous avons choisi de prendre en compte le type d'embout ainsi que la dynamique auditive sur les fréquences 2000 et 4000 Hz qui nous l'avons vu précédemment correspond à l'amplitude entre le seuil de détection et le seuil subjectif d'inconfort. Pour cela, nous avons récupéré les facteurs de compression estimés lors du préréglage de l'appareil, cette donnée étant plus simple à chiffrer pour l'analyse de nos données. Le facteur de compression correspond donc au rapport entre la dynamique auditive du patient et celle du normo-entendant. Il est coté de 1 à 4. La dynamique est considérée comme normale si elle est inférieure à 1,5, pincée si elle se situe entre 1,5 et 2.5 et étroite au-delà.

Tableau 1 : Classement des étiologies

Catégorie d'étiologies	Précisions
Presbycusie	Patients de plus de 60 ans avec surdité bilatérale et symétrique prédominante sur les fréquences aiguës sans discordance tonale-vocale sans autre étiologie retrouvée
Otite chronique	Otite chronique cholestéatomateuse ou non, dysfonction tubaire, patient ayant bénéficié de paracentèse ou pose d'aérateur trans-tympanique à l'âge adulte (ATT)
Otospongiose	Opérée ou non
Toxique	Prise de traitement ototoxique par voie intraveineuse (IV) ou par injection trans-tympanique (ITT) : exemple gentamycine
Infectieux	Otités à répétition dans l'enfance, mastoïdite, méningite
Syndrome cochléo-vestibulaire	Surdité brusque, surdité bilatérale avec vertige retrouvée à l'anamnèse, syndrome de Minor
Congénitale	Cause génétique suspectée ou confirmée, malformation, surdité diagnostiquée dans l'enfance sans autre cause retrouvée
Traumatisme	Traumatisme sonore, barotraumatisme
Pathologie centrale	Tumeur du système nerveux central (SNC), post opératoire de neurochirurgie, sclérose en plaque (SEP)
Autres	Patients dont l'étiologie n'a pas pu être déterminée ou n'entrant dans aucune autre catégorie, sans notion d'exposition sonore professionnelle ou dans les loisirs

IV. Analyse des données

Les analyses statistiques ont été réalisées par l'équipe de biostatistiques de la Maison de la Recherche Clinique de Lille. Les logiciels utilisés pour les analyses étaient Excel[®] et R[®] version 4. 1. 1.

Les variables qualitatives ont été décrites par leur effectif et leur pourcentage, les variables quantitatives par la moyenne et l'écart type ou par la médiane et l'intervalle interquartile.

L'hypothèse de distribution normale des variables quantitatives a été testée par l'utilisation conjointe du test de Shapiro Wilk, d'un histogramme et d'une droite de Henry.

Les moyennes des variables numériques étaient comparées par le test t de Student en cas de répartition suivant une loi normale ou par le test de Wilcoxon dans le cas contraire.

Le seuil de significativité des données a été fixé à $p < 0.05$.

Nous avons choisi d'étudier la différence relative plutôt que la différence absolue dans l'analyse de notre critère de jugement principal (variation de la perte de RSB sans puis avec appareillage) afin de tenir compte de la valeur de perte de RSB initiale.

C. RESULTATS

I. Description de la population

347 patients ont été testés par des audioprothésistes de différents centres du Nord-Pas-de-Calais à l'aide du test VRB en vue de la réalisation d'une étude multicentrique nationale. Nous avons exclu de cette population les patients normo-entendants et les surdités moyennes du second groupe définies par un seuil tonal moyen supérieur à 55 dB sur la meilleure oreille. Un total de 216 patients a été inclus dans notre étude, 113 patients avec une surdité légère et 103 patients avec une surdité moyenne du premier groupe. L'âge médian était de 70 ans (IQR, intervalle interquartile : 60 ; 77) et 101 patients (47%) étaient des femmes. Concernant l'étiologie, 119 patients (58%) présentaient une presbycusie. La perte de RSB moyenne était de 11,1 dB (DS : déviation standard : 4,7) pour les presbycusies et 11,1 dB (DS : 5,1) pour les autres étiologies sans différence significative entre ces deux groupes ($p = 0,995$).

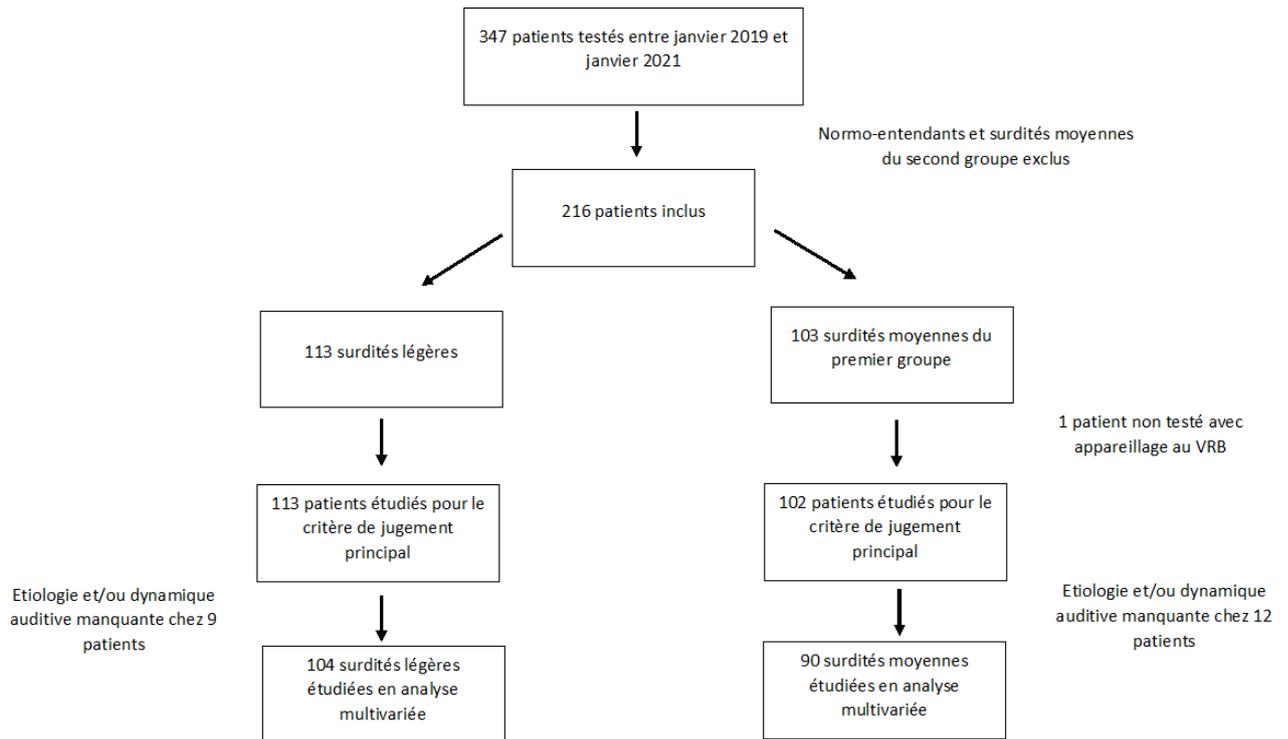


Figure 10 : Flow Chart

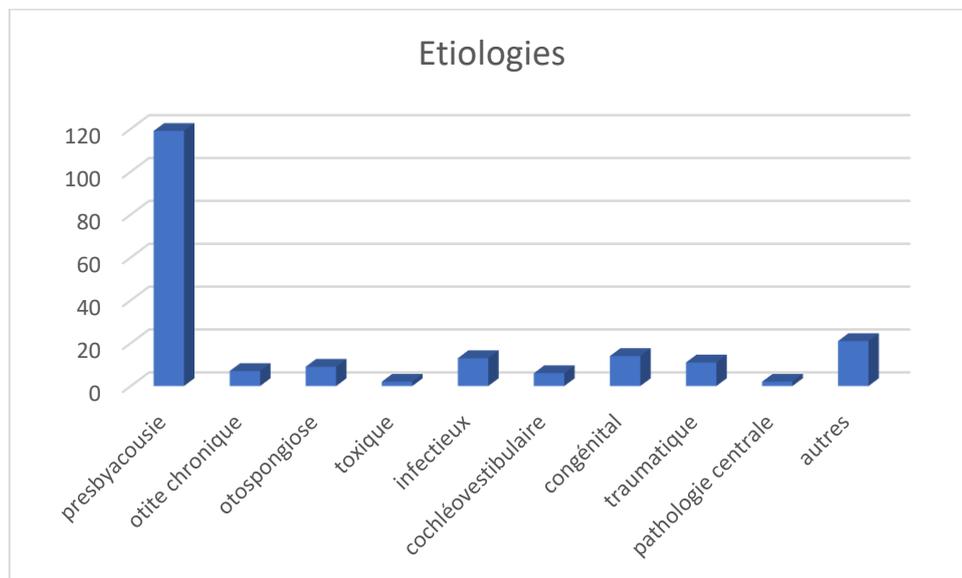


Figure 11 : Etiologies

Tableau 2 : Données démographiques, audiométriques et audioprothétiques de la population selon le degré de surdité

Variables		Surdité légère	Surdité moyenne
Age	N	113	103
	Moyenne (SD)	68 (13)	67 (16)
	Médiane (IQR)	69 (62, 77)	71 (57, 78)
	Rang	19, 102	20, 94
Sexe	Femme	55 (49%)	46 (45%)
	Homme	58 (51%)	57 (55%)
STM meilleure oreille	N	113	103
	Moyenne (SD)	32 (6)	47 (5)
	Médiane (IQR)	33 (26, 38)	46 (43, 51)
	Rang	18, 40	36, 55
EAV 1�re liste de Lafon : pourcentage de mot corrects	N	113	103
	Moyenne (SD)	76 (20)	47 (25)
	Médiane (IQR)	82 (64, 94)	47 (29, 70)
	Rang	5, 100	0, 100
EAV 2�me liste de Lafon : pourcentage de mot corrects	N	113	103
	Moyenne (SD)	76 (19)	48 (25)
	Médiane (IQR)	82 (64, 88)	47 (29, 70)
	Rang	11, 100	0, 100
EAV 1�re liste de Lafon : pourcentage de phonèmes correctes	N	113	103
	Moyenne (SD)	89 (11)	69 (23)
	Médiane (IQR)	92 (84, 98)	73 (58, 86)
	Rang	47, 100	4, 100
EAV 2�me liste de Lafon : pourcentage de phonèmes corrects	N	113	103
	Moyenne (SD)	89 (11)	70 (21)
	Médiane (IQR)	92 (84, 98)	74 (59, 86)
	Rang	46, 100	2, 100
Facteur de compression � 2000 Hz oreille droite	N	105	93
	Moyenne (SD)	1,72 (0,40)	2,08 (0,48)
	Médiane (IQR)	1,66 (1,44, 1,96)	1,96 (1,80, 2,40)
	Rang	1,08, 3,60	1,35, 3,60
	Manquants	8	10
Facteur de compression � 4000 Hz oreille droite	N	105	93
	Moyenne (SD)	2,06 (0,60)	2,30 (0,57)
	Médiane (IQR)	1,95 (1,53, 2,38)	2,14 (1,95, 2,68)
	Rang	1,13, 4,28	1,43, 4,28
	Manquants	8	10
Facteur de compression � 2000 Hz oreille gauche	N	105	93
	Moyenne (SD)	1,73 (0,39)	2,05 (0,49)
	Médiane (IQR)	1,66 (1,44, 1,96)	1,96 (1,66, 2,16)
	Rang	1,03, 3,09	1,27, 3,60
	Manquants	8	10
Facteur de compression � 4000 Hz oreille gauche	N	105	93
	Moyenne (SD)	2,11 (0,64)	2,34 (0,66)
	Médiane (IQR)	1,95 (1,65, 2,38)	2,14 (1,78, 2,68)
	Rang	1,13, 4,28	1,43, 4,28
	Manquants	8	10

Parmi les surdités légères, le seuil tonal moyen de la meilleure oreille était de 32 dB (DS : 6), avec une perte prédominante sur les fréquences aiguës. (Figure 12). La médiane du pourcentage de bonnes réponses en liste de Lafon à 65 dB SPL était de 82% de mots bien répétés (IQR : 64 ; 94) et 92% de phonèmes corrects (IQR : 84 ; 98) pour la première liste utilisée. Dans la seconde liste 82% de mots sont correctement répétés (IQR : 64 ; 88) et 92% des phonèmes (IQR : 84 ; 98). Les patients avec une surdité légère présentaient une dynamique auditive pincée sur la fréquence 2000 Hz avec une médiane à 1,66 (IQR : 1,44 ; 1,96) pour les oreilles droites et 1,66 (IQR 1,44 ; 1,96) pour les oreilles gauches. La médiane de la dynamique auditive sur la fréquence 4000 Hz était de 1,95 (IQR : 1,53 ; 2,38) pour les oreilles droites et 1,95 (IQR : 1,65 ; 2,38) pour les oreilles gauches.

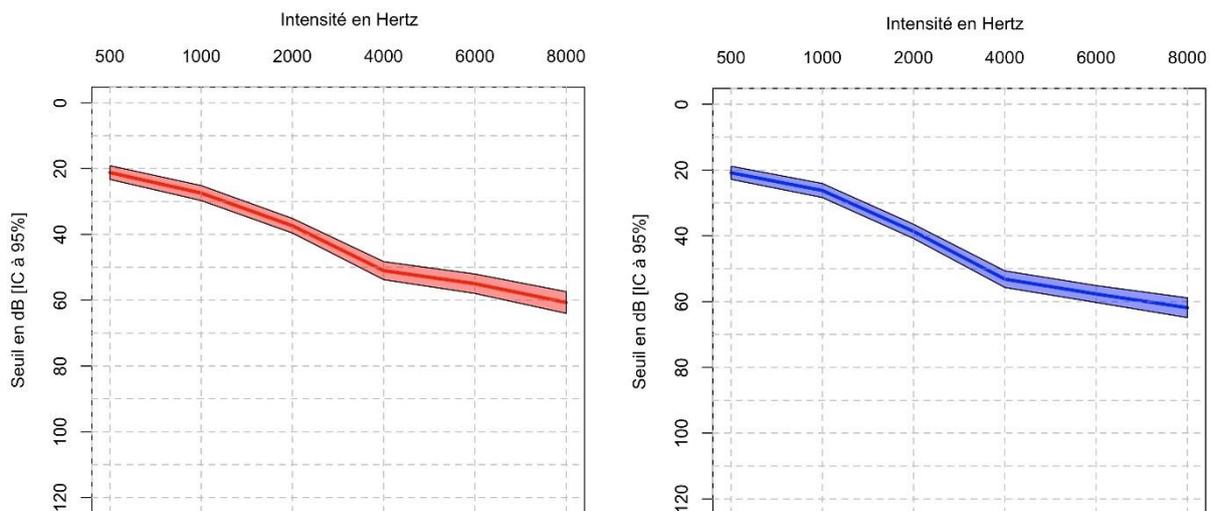


Figure 12 : Moyenne des audiométries tonales au casque dans la population avec surdité légère

En audiométrie vocale dans le silence, issue des tests préliminaires au VRB réalisée chez tous les patients, le pourcentage de bonnes réponses oreilles nues dans les surdités légères était en moyenne de 97% (DS : 0,12) et 100% (DS : 0,01) avec appareillage avec une différence statistiquement significative ($p < 0,01$).

Tableau 3 : Compréhension dans le silence chez les surdités légères : répartition des patients selon le pourcentage de bonnes réponses en audiométrie vocale dans le silence

Compréhension dans le silence	Test oreilles nues	Test avec appareillage
100%	96 (85%)	112 (99%)
90-100%	8 (7%)	1 (1%)
<90%	9 (8%)	0 (0%)
Total	113 (100%)	113 (100%)

Concernant les surdités moyennes du premier groupe, le seuil tonal moyen de la meilleure oreille était de 47 dB (DS : 5) avec une atteinte prédominante sur les fréquences aiguës (figure 13). La médiane du pourcentage de bonnes réponses en liste de Lafon à 65 dB SPL était de 47% de mots bien répétés (IQR : 29 ; 70) et 73% de phonèmes corrects (IQR : 58 ; 86) dans la première liste. Dans la seconde liste de Lafon, 47% de mots étaient bien répétés (IQR : 29 ; 70) et 74% de phonèmes étaient corrects (IQR : 59 ; 86). Les patients avec une surdité moyenne présentaient une dynamique auditive pincée avec une médiane à 1,96 (IQR : 1,80 ; 2,40) pour les oreilles droites et 1,96 (IQR : 1,66 ; 2,17) pour les oreilles gauches sur la fréquence 2000 Hz. Pour la fréquence 4000 Hz, la médiane de la dynamique auditive était de 2,14 (IQR : 1,95 ; 2,68) pour les oreilles droites et 2,14 (IQR : 1,78 ; 2,68) pour les oreilles gauches.

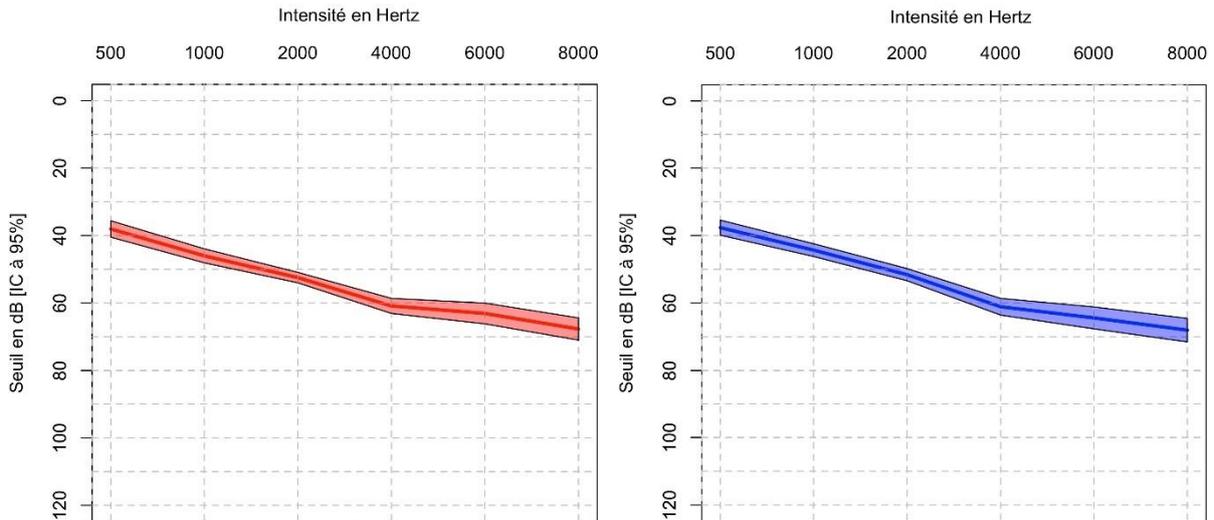


Figure 13 : Moyenne des audiométries tonales au casque dans la population avec surdité moyenne du premier groupe

En audiométrie vocale dans le silence, issue des tests préliminaires au VRB réalisée chez tous les patients, le pourcentage de bonnes réponses dans les surdités moyennes du 1^{er} groupe oreilles nues était en moyenne de 69% (DS : 0,36) et 100% (DS : 0,02) avec appareillage avec une différence statistiquement significative ($p < 0,01$).

Tableau 4 : Compréhension dans le silence chez les surdités moyennes du 1^{er} groupe : répartition des patients selon le pourcentage de bonnes réponses en audiométrie vocale dans le silence

Compréhension dans le silence	Test oreilles nues	Test avec appareillage
100%	33 (32%)	97 (94%)
90-100%	12 (12%)	3 (4%)
<90%	58 (56%)	2 (2%)
Total	103 (100%)	103 (100%)

II. Critère de jugement principal : perte de RSB sans et avec appareillage

Le VRB a été effectuée avec et sans appareillage chez 215 patients (le test avec appareillage n'a pas été retrouvé chez 1 patient dans le groupe surdité moyenne). La

perte de RSB moyenne dans l'ensemble de la population était de 11,2 dB sans appareillage (DS : 4,9) et 5,76 dB avec appareillage (DS : 2,87). Nous avons retrouvé une différence significative entre la perte de RSB sans et avec appareillage avec une amélioration de la perte de RSB de 46% avec appareillage auditif dans l'ensemble de notre population (DS : 0,25 et $p < 0,01$).

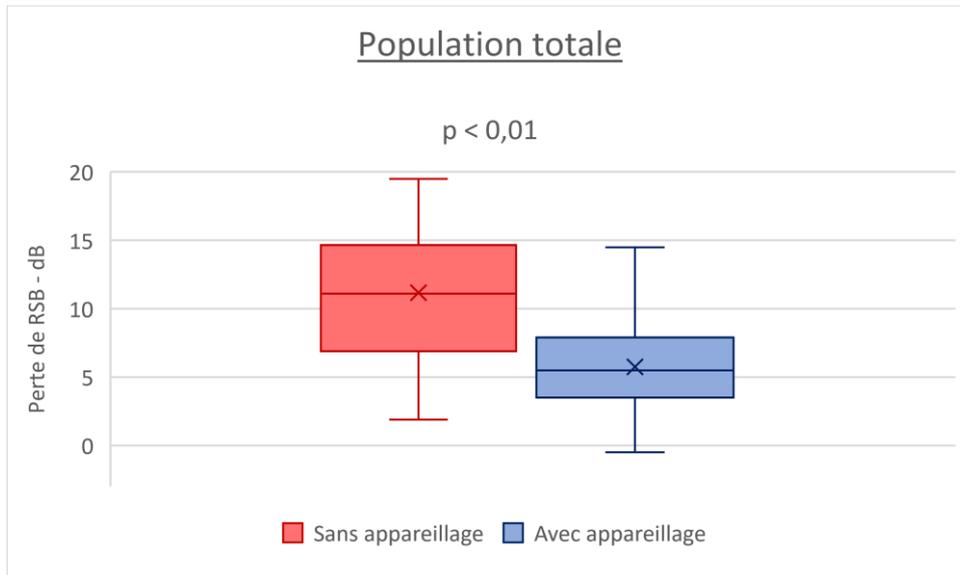


Figure 14 : Perte de RSB dans la population étudiée sans et avec appareillage

Nous avons ensuite analysé les surdités légères et moyennes du premier groupe séparément. Nous avons retrouvé une différence significative avec une amélioration de 38% de la perte de RSB avec appareillage dans le groupe surdités légères (DS : 0,28 et $p < 0,01$) et 54% dans les surdités moyennes (DS : 0,17 et $p < 0,01$).

Tableau 5 : Perte de RSB moyenne sans et avec appareillage

	Nombre de patients	Perte de RSB moyenne sans appareillage	Perte de RSB moyenne avec appareillage	Pourcentage d'amélioration avec l'appareillage
Population totale	216	11,2 (4,9)	5,8 (2,9)	46%
Surdités légères	113	8,3 (3,8)	5 (2,4)	38%
Surdités moyennes	103	14,3 (3,8)	6,6 (3,1)	54%

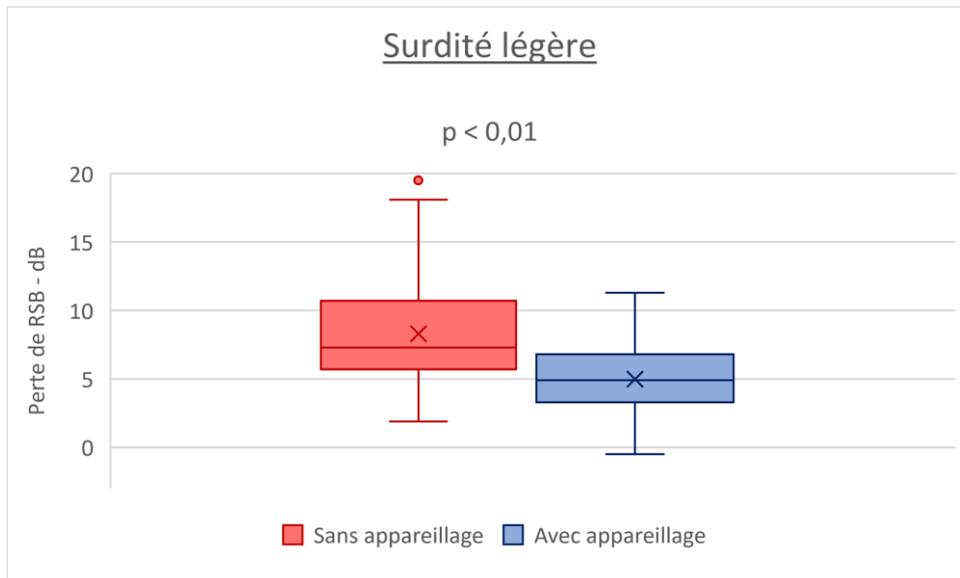


Figure 15 : Perte de RSB chez les patients avec surdité légère, sans et avec appareillage

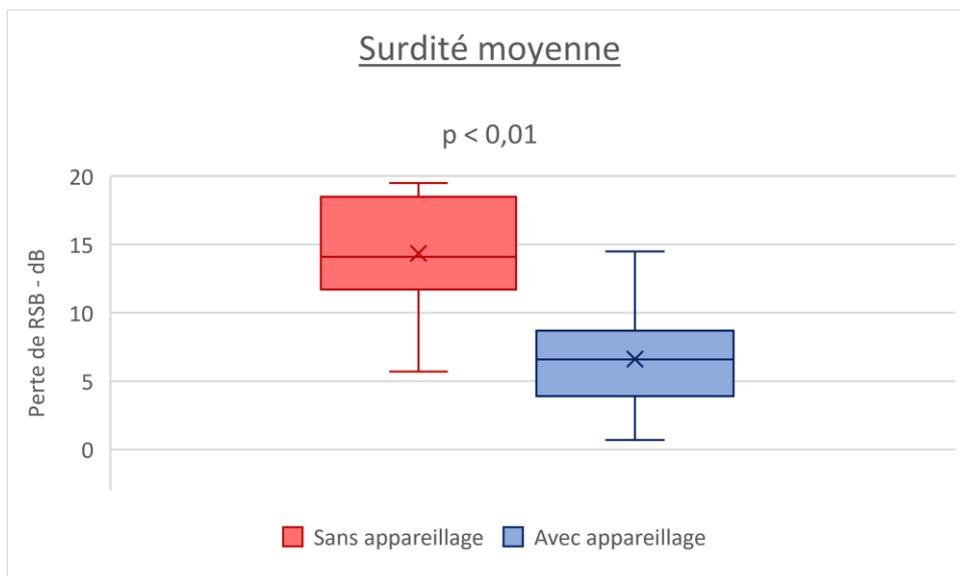


Figure 16 : Perte de RSB chez les patients avec surdité moyenne, sans et avec appareillage

III. Analyse des aires sous la courbe

Nous avons dans un second temps analysé les aires sous la courbe des tests VRB sans et avec appareillage dans l'ensemble de la population puis en distinguant les surdités légères d'une part et les surdités moyennes du premier groupe d'autre part. Nous avons retrouvé une différence significative entre les aires sous les courbes avec

et sans appareillage, témoignant d'une amélioration du test pour chaque palier avec l'appareillage auditif ($p < 0,01$). (Figures 17 à 19)

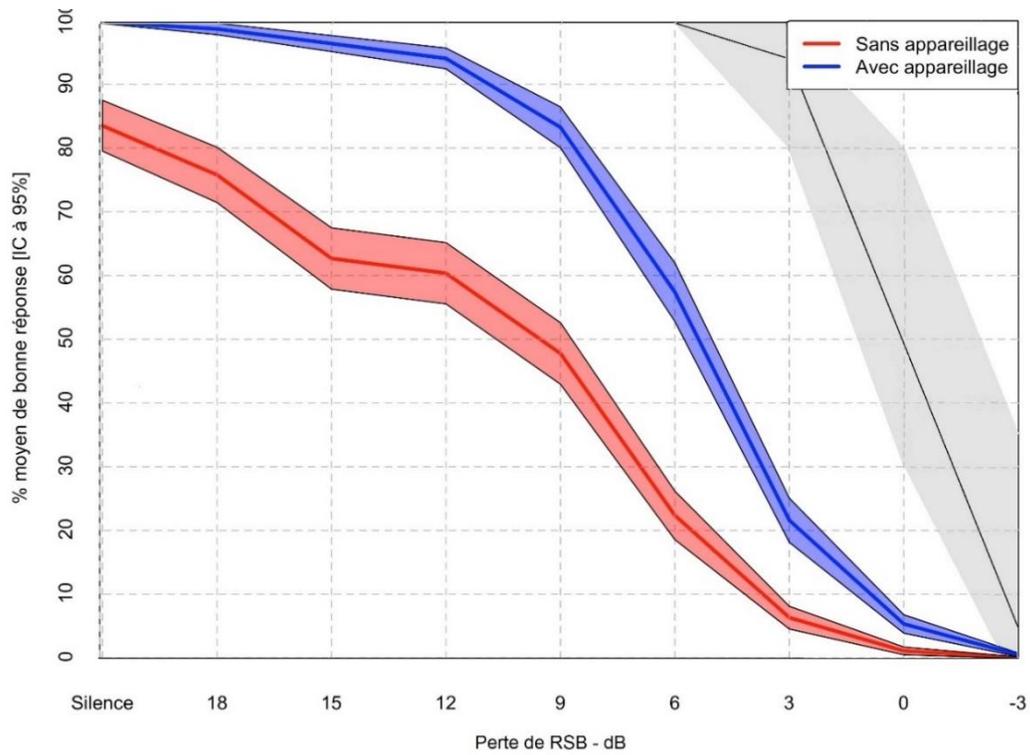


Figure 17 : Moyenne des courbes VRB (avec IC à 95%) sans et avec appareillage dans la population étudiée

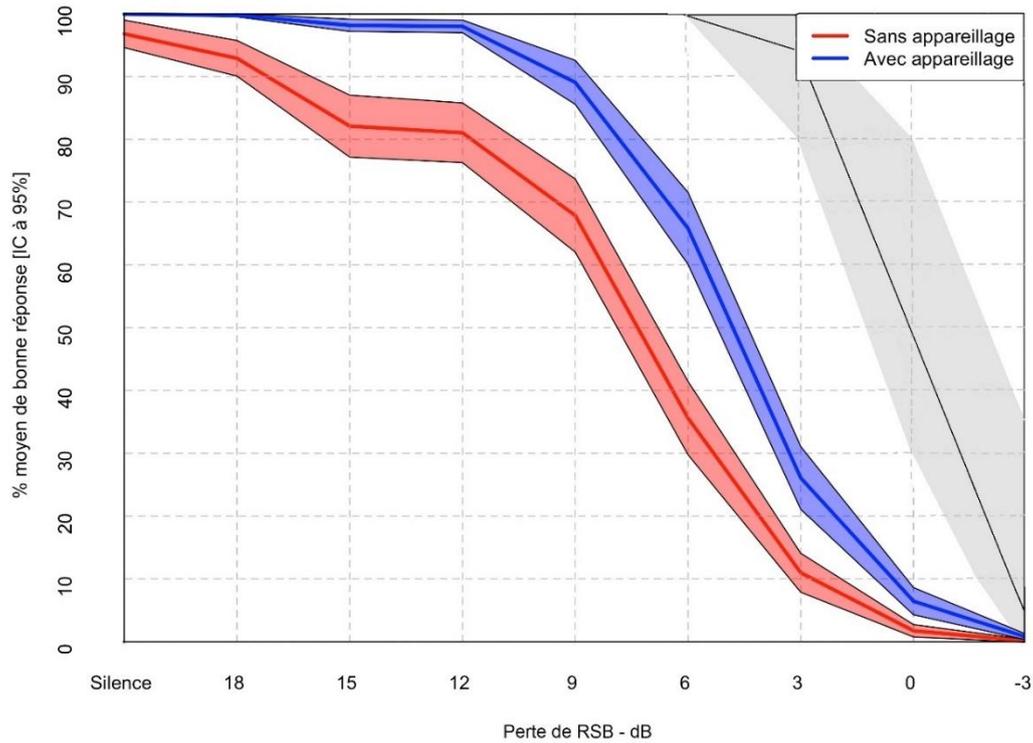


Figure 18 : Moyenne des courbes VRB (avec IC à 95%) sans et avec appareillage chez les patients avec surdité légère

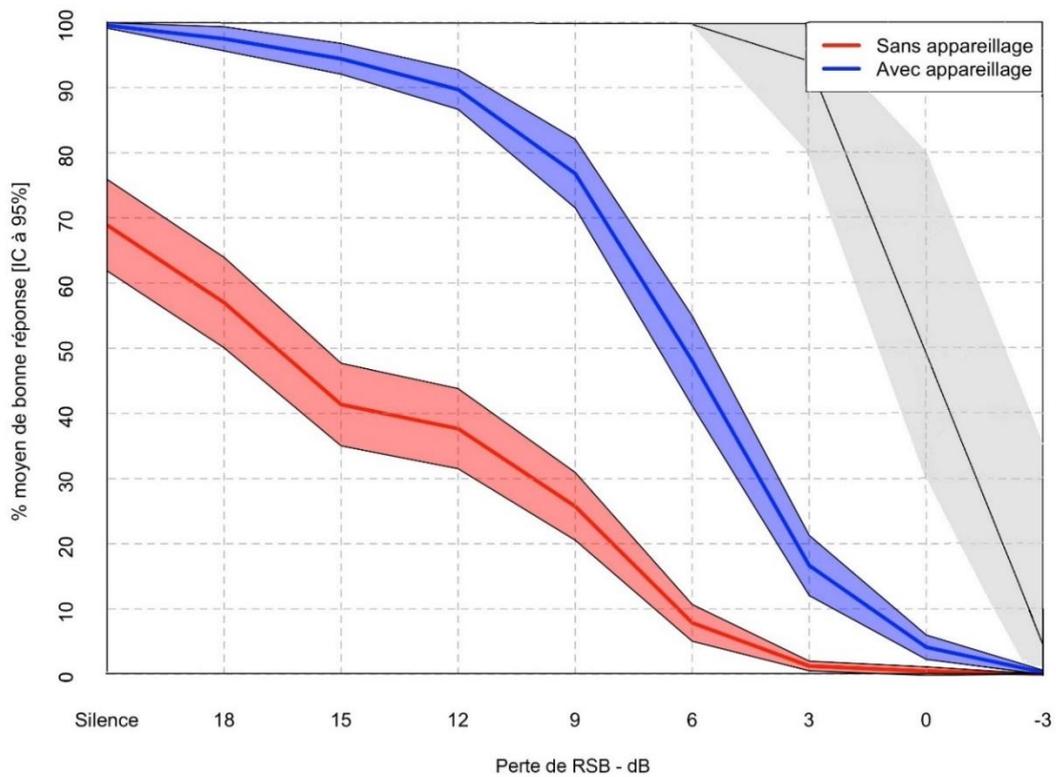


Figure 19 : Moyenne des courbes VRB (avec IC à 95%) sans et avec appareillage chez les patients avec surdité moyenne du premier groupe

IV. Critère de jugement secondaire : recherche de facteur de corrélation

Nous avons recherché d'éventuels facteurs associés à la variation de la perte de RSB dans notre population. Nous nous sommes principalement intéressés à l'aspect de la courbe audiométrique tonale (surdité prédominante sur les fréquences aiguës, surdité en plateau ou autre), l'étiologie de la surdité quand elle était connue, la dynamique auditive sur les fréquences 2000 et 4000 Hz sur la meilleure oreille ainsi que le type d'embouts portés. Nous avons réalisé dans un premier temps une analyse univariée. Celle-ci retrouvait une corrélation significative entre les surdités prédominantes sur les fréquences aiguës et l'amélioration de perte de RSB avec appareillage ($p=0,014$). Concernant les étiologies, l'amélioration de la perte de RSB était meilleure dans les presbycousies en comparaison aux oreilles pathologiques avec une différence significative ($p<0,01$). L'étude de la dynamique montrait une différence significative de la variation de la perte de RSB lorsque la dynamique était inférieure à 1,5 soit proche de la normale ($p=0.025$). En revanche l'analyse univariée ne retrouvait pas de corrélation entre le type d'embout porté et la variation de la perte de RSB.

Tableau 6 : Analyse univariée évaluant les facteurs associés à la différence relative de perte de RSB avec et sans appareillage dans la population étudiée

Variable	N	Beta	95% CI ¹	p-value
Aspect de la courbe tonale	215			0.014
<i>Surdité sur les aigues</i>		—	—	
<i>Courbe en plateau</i>		-0.11	-0.19, -0.02	
<i>Autres</i>		-0.11	-0.22, 0.00	
Etiologies	203			0.009
<i>Autre</i>		—	—	
<i>Presbyacousie</i>		0.09	0.02, 0.16	
Embout oreille gauche	215			0.2
<i>Sur-mesure</i>		—	—	
<i>Dôme ouvert</i>		0.14	-0.02, 0.29	
<i>Dôme fermé</i>		-0.01	-0.14, 0.13	
Embout oreille droite	215			0.4
<i>Sur-mesure</i>		—	—	
<i>Dôme ouvert</i>		0.10	-0.05, 0.26	
<i>Dôme fermé</i>		-0.03	-0.17, 0.10	
Dynamique auditive	197			0.025
<i>Normal</i>		—	—	
<i>Pincée</i>		-0.10	-0.18, -0.03	
<i>Etroite</i>		-0.16	-0.37, 0.05	

¹CI = Confidence Interval

En analyse multivariée, nous retrouvons une amélioration significative de la perte de RSB dans les presbyacousies lorsque l'on compare ces patients aux autres étiologies ($p < 0,05$). Le critère dynamique en revanche n'apparaît plus comme un facteur influençant la différence relative de perte de RSB en analyse multivariée ($p = 0.068$).

Tableau 7 : Analyse multivariée

Variable	Beta	95% CI ¹	p-value
ETIOLOGIE			0.022
<i>Autre</i>	—	—	
<i>Presbyacousie</i>	0.08	0.01, 0.15	
DYNAMIQUE			0.068
<i>Normal</i>	—	—	
<i>Pincee</i>	-0.09	-0.17, -0.01	
<i>Etroite</i>	-0.11	-0.33, 0.12	

¹CI = Confidence Interval

D. DISCUSSION

Le but de cette étude était d'analyser le bénéfice audioprothétique dans les surdités légères et moyennes du 1^{er} groupe appareillées. Nous avons pu démontrer qu'il existe une amélioration significative de la perte de RSB en audiométrie vocale dans le bruit au test VRB chez les patients appareillés. A notre connaissance, il s'agit de la première étude évaluant le bénéfice audioprothétique au test VRB dans les surdités légères et moyennes appareillées.

Nous avons pu constater dans cette étude que l'audiométrie vocale dans le silence n'était pas suffisante pour évaluer le bénéfice audioprothétique dans les surdités légères. Bien que l'on retrouve une différence statistiquement significative entre les listes réalisées dans le silence avec et sans appareillage, cette donnée est peu pertinente en pratique clinique. En effet les patients avec surdités légères obtiennent une moyenne de 97% de bonnes réponses sans appareils ce qui correspond à une compréhension quasi complète de l'information vocale. Par ailleurs, 96 patients avec surdité légère, soit 85% des patients obtiennent déjà 100% de bonnes réponses sans appareillage, l'amélioration ne peut donc pas être constatée sur ces seules listes dans le silence. Le phénomène de suppléance mentale est à prendre en compte dans ces résultats puisqu'il s'agit d'une répétition de mots clés dans une phrase, le patient pouvant s'aider du contexte. Cependant les résultats obtenus en audiométrie vocale oreille nues en liste cochléaire de Lafon à voix normale (65 dB SPL) retrouvaient des scores audiométriques également très performants avec plus de 90% de bonnes réponses en répétition de phonèmes, la suppléance mentale étant bien moindre dans ce cas.

L'utilisation de l'audiométrie vocale dans le bruit pour étudier le bénéfice de l'appareillage auditif a déjà pu être mise en avant dans la littérature. Löhler(36) en 2013 a pu démontrer l'intérêt de l'utilisation de listes monosyllabiques de Freiburg dans le bruit pour l'évaluation du bénéfice audioprothétique dans les surdités neurosensorielles appareillées, cet outil étant la référence en audiométrie vocale en Allemagne. Cette population composée de 104 patients avec surdité neurosensorielle présentait une perte audiométrique inférieure à 70 dB, or il n'était pas précisé la répartition des seuils auditifs chez ces patients.

Oja(37) en 1984 a mesuré le bénéfice, l'utilisation et la satisfaction de l'appareillage auditif chez 45 patients en réalisant une audiométrie vocale dans le bruit avec et sans aide de la lecture labiale. Les groupes étaient classés selon l'aspect audiométrique tonal en séparant les fréquences graves et les fréquences aiguës. Il a pu démontrer que l'amélioration du résultat en audiométrie vocale dans le bruit avec appareillage est faible lorsque l'audition oreilles nues du patient est relativement conservée. Cependant l'effectif réduit dans les sous-groupes est une des limites de cette étude.

A ce jour, il n'existe pas de test audiométrique vocal dans le bruit réalisé de manière unanime en France. Dans notre cas, nous avons choisi d'utiliser le test VRB car il s'agit d'un test rapide, simple d'utilisation, ayant l'avantage d'être supraliminaire et de ce fait il ne nécessite pas de milieu insonorisé pour sa réalisation.

L'un des points forts de notre étude est qu'il s'agit d'une étude multicentrique avec un large effectif, les patients étant issus de différents laboratoires d'audioprothèses du Nord-Pas-de-Calais, dont les protocoles de prise en charge ainsi que les tests auditifs sont standardisés et donc comparables.

Nous avons choisi d'évaluer également le bénéfice audioprothétique en quantifiant l'aire sous la courbe du test VRB plutôt que de s'intéresser uniquement au seuil d'intelligibilité dans le bruit, qui n'est finalement qu'un élément sur l'ensemble du test. Nous avons démontré ainsi que l'appareillage auditif en plus d'améliorer le score de discrimination vocale dans le bruit permet d'améliorer le pourcentage de bonnes réponses à chaque palier du test. La compréhension dans le bruit est donc meilleure quelle que soit l'intensité du bruit de fond avec l'appareillage en comparaison au test VRB réalisé oreilles nues dans les surdités légères et moyennes.

Nous avons montré dans cette étude que l'appareillage auditif apporte un bénéfice dans les surdités légères et moyennes plus marqué lorsque la surdité était en lien avec le vieillissement physiologique de l'oreille interne. Les effectifs étant trop faibles dans les autres catégories d'étiologies, il ne nous a pas été possible d'étudier une éventuelle corrélation entre une pathologie en particulier et l'amélioration de la VRB avec l'appareillage. Nous pouvons en déduire qu'en cas d'absence d'amélioration du test VRB avec appareillage chez un patient avec surdité bilatérale supposé presbyacousique, le diagnostic doit être rediscuté et une consultation ORL avec bilan d'imagerie pourrait être envisagée.

L'aspect de la courbe en audiométrie tonale n'a pas été retrouvée comme un facteur de corrélation avec l'amélioration de la perte de RSB au VRB en analyse multivariée alors qu'il existait une différence significative en analyse univariée. Cela s'explique très probablement par l'existence d'un facteur confondant avec l'étiologie, les presbyacousies présentant des courbes audiométriques tonales avec pertes prédominantes sur les fréquences aiguës, ces patients représentant la majorité de notre population.

Concernant l'étude de la dynamique, nous avons choisi de ne prendre en compte que les facteurs de compression sur les fréquences 2000 et 4000 Hz, celles-ci correspondant aux fréquences conversationnelles. Elles sont donc à notre sens plus prédictives des résultats avec appareillage. L'analyse en régression multivariée ne retrouvait pas de corrélation significative entre la dynamique auditive et l'amélioration de la perte de RSB. Cependant on note tout de même une tendance à de meilleurs résultats chez les patients avec une dynamique auditive proche de la normale. Cette absence de significativité s'explique peut-être par un manque d'effectif dans notre population.

Dans l'analyse de nos données, nous avons choisi de ne pas tenir compte de la classe d'appareillage ainsi que la directionnalité des appareils car en effet les patients étaient dans la quasi-totalité porteurs d'appareils auditifs de classe II, réglés en omnidirectionnel, l'échantillon de population avec appareils de classe I ou unidirectionnel en mode directionnel étant trop modeste pour permettre une analyse statistique. Par ailleurs, le fait que les patients étudiés disposent presque tous d'un appareillage auditif de classe II peut constituer un biais de recrutement pouvant expliquer les bons résultats en audiométrie vocale dans le bruit.

L'une des limites est qu'il s'agit d'un recueil rétrospectif de données. Une étude prospective à plus grande échelle évaluant le bénéfice audioprothétique de patients appareillés serait intéressante, d'autant qu'elle pourrait nous apporter des informations en termes d'évolutivité des résultats selon la durée d'appareillage.

Nous avons exclu de notre étude les patients avec défaut d'intelligibilité majeur ainsi que les neuropathies auditives, ces patients présentant une audiométrie vocale dans le silence perturbée avec des phénomènes de distorsion majeurs rendant l'appareillage difficile et chez qui les résultats aux tests audiométriques dans le bruit

ne sont pas homogènes. Une étude à plus grande échelle incluant la totalité des patients appareillés quelle que soit l'étiologie pourrait apporter des informations quant à l'effet de l'appareillage chez cette population particulière.

Dans notre étude nous nous sommes principalement intéressés aux résultats audioprothétiques des surdités appareillées en termes d'audiométrie sans prendre en compte le bénéfice subjectif ressenti par le patient. Cependant de nombreuses études ont permis de démontrer que l'appareillage auditif permet une amélioration de la qualité de vie des patients(37–44). Des questionnaires de satisfaction tels que le « Satisfaction with Amplification in Daily Life » (SADL) établi par COX (45,46) validé en version française par HOCHART et FERSCHNEIDER(47,48) ou encore le « Abbreviated profile of hearing aid benefit » (APHAB) de COX(49) permettent d'évaluer le bénéfice subjectif de l'appareillage. Le questionnaire d' « Evaluation du Retentissement de la Surdité chez l'Adulte » (ERSA) d' AMBERT-DAHAN (41) ou encore le « Hearing Handicap Inventory for the Elderly » (HHIE) de VENTRY (50) et sa version abr eg e « Hearing Handicap Inventory for the Elderly Screening » (HHIE-S) validée dans de nombreux pays ainsi qu'en langue française dans l'étude de DUCHENE(51) permettent quant à eux d'évaluer le retentissement subjectif de la surdité.

Il pourrait être intéressant d'étudier à la fois les résultats audiométriques dans le bruit ainsi que le ressenti subjectif du patient afin d'évaluer au mieux le bénéfice d'un appareillage auditif et d'étudier leur éventuelle corrélation.

E. CONCLUSION

L'appareillage auditif apporte un réel confort d'écoute dans les surdités légères et moyennes du 1^{er} groupe en améliorant la compréhension dans le bruit.

La prévalence de la déficience auditive augmente tout comme le nombre de patients nécessitant une réhabilitation auditive, quel que soit leur degré de surdité. Les surdités légères principalement et les moyennes dans une moindre mesure peuvent avoir des résultats audiométriques relativement peu perturbés dans le silence. C'est pourquoi une évaluation dans le bruit semble nécessaire actuellement dans l'analyse du bénéfice audioprothétique des patients appareillés.

F. BIBLIOGRAPHIE

1. OMS. "Surdité et déficience auditive," WHO. [Online]. <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs300/fr>. In.
2. Weinstein BE, Ventry IM. Hearing Impairment and Social Isolation in the Elderly. *J Speech Lang Hear Res.* déc 1982;25(4):593-9.
3. Bess FH, Lichtenstein MJ, Logan SA, Burger MC, Nelson E. Hearing Impairment as a Determinant of Function in the Elderly. *Journal of the American Geriatrics Society.* févr 1989;37(2):123-8.
4. Li C-M, Zhang X, Hoffman HJ, Cotch MF, Themann CL, Wilson MR. Hearing Impairment Associated With Depression in US Adults, National Health and Nutrition Examination Survey 2005-2010. *JAMA Otolaryngol Head Neck Surg.* 1 avr 2014;140(4):293.
5. Amieva H, Ouvrard C, Giulioli C, Meillon C, Rullier L, Dartigues J-F. Self-Reported Hearing Loss, Hearing Aids, and Cognitive Decline in Elderly Adults: A 25-Year Study. *J Am Geriatr Soc.* oct 2015;63(10):2099-104.
6. Andersson G, Green M. ANXIETY IN ELDERLY HEARING IMPAIRED PERSONS. Perceptual and Motor Skills. oct 1995;81(2):552-4.
7. Kramer SE, Kapteyn TS, Kuik DJ, Deeg DJH. The Association of Hearing Impairment and Chronic Diseases with Psychosocial Health Status in Older Age. *J Aging Health.* févr 2002;14(1):122-37.
8. Sterkers-Artières F, Vincent C, Fumat C, éditeurs. *Audiométrie de l'enfant et de l'adulte.* Issy-les-Moulineaux: Elsevier Masson; 2014. (Rapport de la SFORL).
9. Haute Autorité de Santé. Commission Nationale d'Evaluation des Dispositifs Médicaux et des Technologies de Santé. Avis de la CNEDiMTS9 [Internet]. 2018. Disponible sur: https://www.hassante.fr/upload/docs/application/pdf/2018-10/aides_auditives_avis.pdf
10. Brasnu D, Dauman R. Physiologie de l'audition. In: *Traité d'ORL.* Paris: Flammarion médecine-sciences; 2008. (Traités).
11. Kinsler LE, Frey AR. *Fundamentals of acoustics.* 1976.
12. Nouvian R, Malinvaud D, Van den Abbeele T, Puel J-L, Bonfils P, Avan P. Physiologie de l'audition. *EMC - Oto-rhino-laryngologie.* janv 2006;1(2):1-14.
13. Liberman MC. The cochlear frequency map for the cat: Labeling auditory-nerve fibers of known characteristic frequency. *The Journal of the Acoustical Society of America.* nov 1982;72(5):1441-9.
14. Murakoshi M, Suzuki S, Wada H. All Three Rows of Outer Hair Cells Are Required for Cochlear Amplification. *Biomed Res Int.* 2015;2015:727434.

15. Ashmore JF. A fast motile response in guinea-pig outer hair cells: the cellular basis of the cochlear amplifier. *J Physiol.* juill 1987;388:323-47.
16. Kujawa SG, Liberman MC. Adding Insult to Injury: Cochlear Nerve Degeneration after « Temporary » Noise-Induced Hearing Loss. *Journal of Neuroscience.* 11 nov 2009;29(45):14077-85.
17. Lin HW, Furman AC, Kujawa SG, Liberman MC. Primary Neural Degeneration in the Guinea Pig Cochlea After Reversible Noise-Induced Threshold Shift. *JARO.* oct 2011;12(5):605-16.
18. Shi L, Liu L, He T, Guo X, Yu Z, Yin S, et al. Ribbon Synapse Plasticity in the Cochlea of Guinea Pigs after Noise-Induced Silent Damage. Burgess HA, éditeur. *PLoS ONE.* 9 déc 2013;8(12):e81566.
19. Simon É, Perrot X, Mertens P. Anatomie fonctionnelle du nerf cochléaire et du système auditif central. *Neurochirurgie.* avr 2009;55(2):120-6.
20. Spendlin H. Anatomy of Cochlear Innervation. *American Journal of Otolaryngology.* nov 1985;6(6):453-67.
21. De Ridder D, Ryu H, De Mulder G, Van de Heyning P, Verlooy J, Møller A. Frequency specific hearing improvement in microvascular decompression of the cochlear nerve. *Acta Neurochirurgica.* mai 2005;147(5):495-501.
22. Biacabe B, Chevallier JM, Avan P, Bonfils P. Functional anatomy of auditory brainstem nuclei: application to the anatomical basis of brainstem auditory evoked potentials. *Auris Nasus Larynx.* janv 2001;28(1):85-94.
23. Puechmaille M, Gilain L, Avan P, Mom T. Atteinte centrale de l'audition. In: EMC [Internet]. Disponible sur: 10.1016/S0246-0351(17)76642-1
24. Truy E, Lescanne E, Loundon N, Roman S, Société française d'ORL et de chirurgie de la face et du cou. *Surdités: actualités, innovations et espoirs* [Internet]. 2018 [cité 19 déc 2021]. Disponible sur: <https://www.sciencedirect.com/science/book/9782294761317>
25. Legifrance. Arrêté du 14 novembre 2018 portant modification des modalités de prise en charge des aides auditives et prestations associées au chapitre 3 du titre II de la liste des produits et prestations prévue à l'article L. 165-1 du code de la sécurité sociale [Internet]. 2018. Disponible sur: <https://www.legifrance.gouv.fr/jorf/id/JORFTEXT000037615111>
26. Renard X. *La méthode du pré-réglage pour le choix de l'appareillage auditif.* Arnette. 1983.
27. Liberman MC. Hidden Hearing Loss. *Sci Am.* 14 juill 2015;313(2):48-53.
28. Joly C-A, Reynard P, Mezzi K, Bakhos D, Bergeron F, Bonnard D, et al. Guidelines of the French Society of Otorhinolaryngology-Head and Neck Surgery (SFORL) and the French Society of Audiology (SFA) for Speech-in-Noise Testing

- in Adults. *European Annals of Otorhinolaryngology, Head and Neck Diseases*. juin 2021;S1879729621000910.
29. Kalikow DN, Stevens KN, Elliott LL. Development of a test of speech intelligibility in noise using sentence materials with controlled word predictability. *The Journal of the Acoustical Society of America*. mai 1977;61(5):1337-51.
 30. Luts H, Boon E, Wable J, Wouters J. FIST: a French sentence test for speech intelligibility in noise. *Int J Audiol*. juin 2008;47(6):373-4.
 31. Jansen S, Luts H, Wagener KC, Kollmeier B, Del Rio M, Dauman R, et al. Comparison of three types of French speech-in-noise tests: A multi-center study. *International Journal of Audiology*. mars 2012;51(3):164-73.
 32. Jansen S, Luts H, Wagener KC, Frachet B, Wouters J. The French digit triplet test: A hearing screening tool for speech intelligibility in noise. *International Journal of Audiology*. janv 2010;49(5):378-87.
 33. Leclercq F, Renard C, Vincent C. Speech audiometry in noise: Development of the French-language VRB (vocale rapide dans le bruit) test. *Eur Ann Otorhinolaryngol Head Neck Dis*. oct 2018;135(5):315-9.
 34. Killion MC, Niquette PA, Gudmundsen GI, Revit LJ, Banerjee S. Development of a quick speech-in-noise test for measuring signal-to-noise ratio loss in normal-hearing and hearing-impaired listeners. *The Journal of the Acoustical Society of America*. oct 2004;116(4):2395-405.
 35. Decambron M, Leclercq F, Renard C, Vincent C. Speech audiometry in noise: SNR Loss per age-group in normal hearing subjects. *Eur Ann Otorhinolaryngol Head Neck Dis*. 23 juin 2021;S1879-7296(21)00087-9.
 36. Löhler J, Akcicek B, Pilnik M, Saager-Post K, Dazert S, Biedron S, et al. Evaluation des Freiburger Einsilbertests im Störschall. *HNO*. juill 2013;61(7):586-91.
 37. Oja GL, Schow RL. Hearing aid evaluation based on measures of benefit, use, and satisfaction. *Ear Hear*. avr 1984;5(2):77-86.
 38. Chisolm TH, Johnson CE, Danhauer JL, Portz LJP, Abrams HB, Lesner S, et al. A Systematic Review of Health-Related Quality of Life and Hearing Aids: Final Report of the American Academy of Audiology Task Force on the Health-Related Quality of Life Benefits of Amplification in Adults. *J Am Acad Audiol*. févr 2007;18(02):151-83.
 39. Johnson CE, Jilla AM, Danhauer JL, Sullivan JC, Sanchez KR. Benefits from, Satisfaction with, and Self-Efficacy for Advanced Digital Hearing Aids in Users with Mild Sensorineural Hearing Loss. *Semin Hear*. mai 2018;39(2):158-71.
 40. Timmer BHB, Hickson L, Launer S. Do Hearing Aids Address Real-World Hearing Difficulties for Adults With Mild Hearing Impairment? Results From a Pilot Study Using Ecological Momentary Assessment. *Trends Hear*. déc 2018;22:2331216518783608.

41. Ambert-Dahan E, Laouénan C, Lebredonchel M, Borel S, Carillo C, Bouccara D, et al. Evaluation of the impact of hearing loss in adults: Validation of a quality of life questionnaire. *Eur Ann Otorhinolaryngol Head Neck Dis.* févr 2018;135(1):25-31.
42. Johnson CE, Danhauer JL, Ellis BB, Jilla AM. Hearing Aid Benefit in Patients with Mild Sensorineural Hearing Loss: A Systematic Review. *J Am Acad Audiol.* avr 2016;27(4):293-310.
43. Ferguson MA, Kitterick PT, Chong LY, Edmondson-Jones M, Barker F, Hoare DJ. Hearing aids for mild to moderate hearing loss in adults. *Cochrane Database Syst Rev.* 25 sept 2017;9:CD012023.
44. Takahashi G, Martinez CD, Beamer S, Bridges J, Noffsinger D, Sugiura K, et al. Subjective measures of hearing aid benefit and satisfaction in the NIDCD/VA follow-up study. *J Am Acad Audiol.* avr 2007;18(4):323-49.
45. Cox RM, Alexander GC. Measuring Satisfaction with Amplification in Daily Life: the SADL scale. *Ear Hear.* août 1999;20(4):306-20.
46. Cox RM, Alexander GC. Validation of the SADL Questionnaire: Ear and Hearing. *avril 2001;22(2):151-60.*
47. Hochart A, Ferschneider M, Henriot N, Cazals B, Valla L. Traduction et Adaptation culturelle du questionnaire de satisfaction SADL (Satisfaction with amplification in daily life). *Les cahiers de l'audition.* 2019;32 (4):pp.29-35.
48. Ferschneider M, Cazals B, Henriot N, Gallego S, Moulin A. Validation de la version Française du questionnaire de Satisfaction SADL (Satisfaction with Amplification in Daily Life). *Les cahiers de l'audition, Elsevier.* 2019;
49. Cox RM, Alexander GC. The Abbreviated Profile of Hearing Aid Benefit: Ear and Hearing. *avril 1995;16(2):176-86.*
50. Ventry IM, Weinstein BE. The Hearing Handicap Inventory for the Elderly: a New Tool. *Ear and Hearing.* mai 1982;3(3):128-34.
51. Duchêne J. Validation et évaluation de la version française du questionnaire de dépistage du handicap auditif HHIE-S (Hearing Handicap Inventory for the Elderly-Screening) chez l'adulte de plus de 60 ans. *Science du Vivant [q-bio].* 2020;

G. ANNEXES

Annexe 1 : Fiche d'anamnèse

LABORATOIRE D'AUDIOLOGIE RENARD

Date :

N° de dossier :

Audio :

NOM : _____

NOM DE JEUNE FILLE : _____

PRENOM : _____

SEXE : _____

DATE DE NAISSANCE : _____

AGE : _____

PARKING

ADRESSE : _____

CODE POSTAL : _____ VILLE : _____

TEL FIXE : _____ PORTABLE : _____

MAIL : _____

Domicile sans aide

Domicile avec aide
(remplir annexes SAMID)

Etablissement Gériatrique
(remplir annexes SAMID)

Etablissement Spécialisé
(remplir annexes SAMID)

SECURITE SOCIALE : _____

ADRESSE : _____

N° : _____

ADRESSE : _____

MUTUELLE : _____

ADRESSE : _____

N° : _____

ADRESSE : _____

AUTRE ORGANISME : _____

PRESCRIPTION DU DOCTEUR : _____

VILLE : _____

MEDECIN TRAITANT : _____

VILLE : _____

ACCOMPAGNANTS : _____

I - RENSEIGNEMENTS PERSONNELS

1 - EXERCICES PROFESSIONNELS

A - Activité

En activité retraité chômeur sans emploi

Incapacité de travail motif : _____

Dernière profession exercée : _____

Profession précédente : _____

B - Exposition aux bruits (professionnels ou loisirs)

Type de bruit : _____

Durée d'exposition : _____

Chasseur Tireur

Observations : _____

2 - CONDITIONS DE VIE

A - Habitation

Maison Appartement Calme Bruyant

Nombre de personnes habitant au foyer : _____

Présence d'animaux familiers bruyants : _____

B - Bruits dans l'environnement

A la maison : _____

Au travail : _____

Détente : _____

Loisirs : _____

Divers : _____

3 - HISTOIRE DE LA SURDITE

Age d'apparition : _____

Progressive Brutale

Début de la gêne : _____

Niveau de la gêne globale : _____

Gêne oreille droite : _____ Gêne oreille gauche : _____

Stable Fluctuante

Observations : _____

4 - TOLERANCE AUX BRUITS

Tolérance aux bruits forts : _____

Tolérance aux bruits impulsifs : _____

5 - DIFFICULTES DE COMPREHENSION

Conversation à deux : _____

En groupe : _____

En milieu bruyant : _____

Au travail : _____

Dans la rue : _____

A la radio : _____

A la télévision : _____

Au téléphone : D G Haut Parleur

RAS Gêne

En réunion : _____

Au club du 3^{ème} âge : _____

Autres : _____

S'aide de la labiolecture : oui non

Avis accompagnants : _____

Localisation sonore spatiale

Bonne Perturbée Mauvaise

II - RENSEIGNEMENTS MEDICAUX

1 - ANTECEDENTS O.R.L.

A - Surdités de transmission

Otites : _____

Otorrhées : _____

Perforation tympanique : _____

Barotraumatisme : _____

Sécrétion de cérumen : _____

légère moyenne abondante

Malformation du pavillon ou du CAE : _____

Cholestéatome : _____

Otospongiose : _____

Autres interventions chirurgicales O.R.L. : _____

B – Surdités de perception rétrocochléaires :

Neurinome : _____
Autres tumeurs : _____

C – Acouphènes : OD OG

Périodicité : _____
Type : _____
Retentissement psychique : _____

D – Vertiges : _____

Périodicité : _____
Type : _____
Retentissement psychique : _____

2 – ANTECEDENTS FAMILIAUX

Côté paternel : _____

Côté maternel : _____

Collatéraux : _____

3 – AUTRES ANTECEDENTS

Maladies : _____
Rhumatismes : _____
Perte de sensibilité tactile : _____
Handicap moteur : _____
Tremblements : _____ Parkinson : _____
Interventions chirurgicales : _____

4 – ETAT GENERAL

Qualité de l'état général : _____
Tension artérielle : _____
Stabilité de la tension : _____
Prise d'hypo ou hypertenseurs : _____
Troubles métaboliques : _____
Médications diverses : _____
Tranquillisants : _____

Adaptation et port des différentes prothèses :

Appareil dentaire : _____
Lunettes : _____

Acuité visuelle :

De loin : corrigée non corrigée
De près : corrigée non corrigée
Strabisme Cataracte Glaucome
Opérations : _____

Transpiration : Légère Moyenne Abondante

Nervosité et anxiété : _____

Latéralité : Droitier Gaucher

Fatigabilité : Normale Elevée

Phénomènes allergiques :

Eczéma Psoriasis Démangeaisons
Divers : _____

5 – SUIVI MEDICAL

Suivi médical par le médecin O.R.L. : _____
Périodicité : _____

Suivi médical par le médecin traitant : _____

Visite du médecin traitant
Visite chez le médecin traitant
Périodicité : _____

III – APPAREILLAGE AUDITIF PRECEDENT

Jamais appareillé Déjà appareillé
Appareillage au laboratoire
Appareillage extérieur
Date de l'appareillage : _____
Audioprothésiste : _____

Oreille droite : Port de l'appareil droit

Marque : _____ Permanent
Type : _____ Très fréquent
Numéro : _____ Occasionnel
Réglages : _____ Rarissime
Nul
Embout : _____

Oreille gauche : Port de l'appareil gauche

Marque : _____ Permanent
Type : _____ Très fréquent
Numéro : _____ Occasionnel
Réglages : _____ Rarissime
Nul
Embout : _____

Satisfaction :

Excellente Bonne
Médiocre Nulle

MOTIVATION POUR L'APPAREILLAGE :

OBSERVATIONS :

IV – ORIGINE

STEREALISABLE NON STEREALISABLE
1^{ER} APPAREILLAGE RENOUELEMENT

En cas de 1^{er} appareillage, préciser la ou les origines :
CLIENT LABO CLIENT MED PRESCRIPT

MED	<input type="checkbox"/>	(nom du méd.) : _____
GENE	<input type="checkbox"/>	(nom du méd.) : _____
REC	<input type="checkbox"/>	(nom) : _____
PLV	<input type="checkbox"/>	
PRES	<input type="checkbox"/>	(nom du journal) : _____
DIR	<input type="checkbox"/>	(nom de l'action) : _____
PARRAINAGE	<input type="checkbox"/>	(nom) : _____ n° _____
SITE	<input type="checkbox"/>	

Annexe 2 : Spécifications techniques minimales et listes d'options A et B pour le classement des aides auditives, données issues du journal officiel de la république française

Spécifications techniques minimales

L'ensemble des spécificités techniques ci-dessous sont requises pour les deux classes d'audioprothèses, à l'exception :

- Des aides auditives « surpuissantes » (c'est-à-dire celles permettant une amplification d'au moins 70 dB), pour lesquelles un astérisque (*) identifie les caractéristiques techniques de la liste ci-dessous qui ne sont pas requises pour ce type d'appareil ;
- Des aides auditives de type intra-auriculaire, pour lesquelles deux astérisques (**) identifient les caractéristiques techniques de la liste ci-dessous qui ne sont pas requises pour ce type d'appareil.

Système d'amplification :

- Un système permettant l'amplification d'un son extérieur restitué au patient par l'écouteur à hauteur d'au moins 30 dB, c'est-à-dire un système permettant à un son extérieur émis à 70 dB d'être restitué au patient par l'écouteur à hauteur d'un niveau de sortie minimal de 100 dB SPL. Pour les contours d'oreilles classiques dits « surpuissants », indiqués pour les patients atteints de surdité profonde (perte auditive de plus de 90 dB en moyenne), l'amplification doit être de plus de 70 dB. Les gains sont mesurés au coupleur 2cc selon la norme NF EN 60118-0:2015 ;
- Un dispositif d'abaissement fréquentiel non linéaire, permettant de décaler les fréquences aiguës vers des fréquences graves ;
- Un système permettant d'ajuster les gains de l'aide auditive pour au moins trois niveaux d'entrée dans les canaux permettant la compression du signal ;
- Une distorsion harmonique inférieure à 3 % pour les fréquences de 500, 800 et 1600 Hz permettant une restitution d'un son le plus naturel possible*.

Directivité :

- Une directivité microphonique automatique (passage automatique du mode omni directionnel au mode directionnel en fonction de l'environnement sonore afin de privilégier le signal frontal)**.

Réducteur de bruit :

- Un réducteur de bruit statique (élimine le bruit de fond des microphones), qui permet d'identifier un bruit d'un niveau et d'une bande de fréquences définie et de l'atténuer sélectivement dans les bandes de fréquences où il est présent. Cette fonctionnalité doit pouvoir être ajustée par l'audioprothésiste.

Systèmes :

- Un système anti-Larsen par opposition de phase ou une autre technologie anti-Larsen ayant démontré qu'elle n'était pas inférieure au système par opposition de phase, permettant de réduire les sifflements intempestifs occasionnés par une boucle d'amplification générée entre l'écouteur et le microphone, sans interférer sur le signal d'origine. Le système anti-Larsen doit être efficace pour les larsens mécanique, électrique, magnétique, et acoustique ;
- Au moins 12 canaux de réglages permettant une amplification du son différente. Par dérogation, le seuil requis peut être diminué à 8 canaux dès lors que l'aide auditive dispose d'une directivité microphonique adaptative, d'un réducteur de bruit impulsionnel, et d'au moins 5 options de la liste A ;
- Au moins 2 programmes différents correspondants à : un environnement calme, un environnement bruyant. Pour les aides auditives composées d'une bobine d'induction, le nombre de programme minimaux est de 4 (programme T et MT)**;

- Un système d'enregistrement des données permettant l'enregistrement directement dans l'aide auditive de certaines données concernant leur utilisation et les conditions dans lesquelles elles ont été utilisées (notamment le nombre d'heures portées, le fonctionnement de la synchronisation binaurale le cas échéant, l'activation des programmes, le volume d'amplification utilisé) ;
- Un indice d'étanchéité d'au moins IP57, répondant à la norme NF EN 60529**;
- Un système de limitation du niveau de sortie maximum ajustable par l'audioprothésiste permettant d'assurer que le niveau de sortie maximum ne dépasse pas les limites de la dynamique auditive résiduelle.

Uniquement pour les enfants jusqu'à 6 ans :

- Présence recommandée d'une diode témoin de la mise en marche de l'appareil ;
- Présence recommandée d'un clapet verrouillé pour le compartiment à pile dès lors que l'alimentation est prévue par des piles tel que prévu dans la norme NF EN 60601-2-66.

Options

Liste A

La liste A est composée des options suivantes :

- Un système générateur de signaux ajustables permettant la mise en place des thérapies sonores de traitement de la perception des acouphènes ;
- Une connectivité sans fil permettant un échange de données avec des dispositifs de communication sans fil (fonction télécommande et/ou Bluetooth)
- Un réducteur de bruit du vent qui permet une atténuation des basses fréquences générées par les turbulences à l'entrée du ou des microphones ;
- Une synchronisation binaurale, permettant de synchroniser les traitements du son entre l'oreille droite et gauche le cas échéant ;
- Une directivité microphonique adaptative (le nul de captation induit par la directivité en fonction de la localisation de la source de bruit s'adapte automatiquement en fonction de l'azimut de la source) ;
- Une bande passante élargie $\geq 6\ 000$ Hz permettant de capter des sons sur une étendue de fréquences jusqu'à $6\ 000$ Hz mesurée au coupleur 2cc selon la norme NF EN 60118-0:2015* ;
- Une fonction « apprentissage de sonie » permettant l'enregistrement des modifications moyennes du volume apportées par l'utilisateur et d'appliquer ces changements soit automatiquement soit par l'intermédiaire de l'audioprothésiste ;
- Un réducteur de réverbération assurant une gestion de la dégradation du signal liée aux réverbérations tardives (champs diffus) dans un local, au-delà de ce que peut permettre la directivité.

Liste B

La liste B est composée des options suivantes :

- Une bande passante élargie $\geq 10\ 000$ Hz permettant de capter des sons sur une étendue de fréquences de 0 à $10\ 000$ Hz ;
- Au moins 20 canaux de réglages permettant une amplification du son différente sur 20 plages de fréquences non chevauchantes différentes ;
- Un réducteur de bruit impulsionnel permettant d'augmenter le confort d'écoute du patient en réduisant les bruits de durée inférieure à 300 ms ;
- Une batterie rechargeable et son chargeur branché sur secteur associé, permettant de s'affranchir de l'utilisation de piles traditionnelles.

AUTEUR(E) : Nom : BOCQUET

Prénom : Juliette

Date de soutenance : 4 mars 2022

Titre de la thèse : Evaluation du bénéfice audioprothétique en audiométrie vocale dans le bruit dans les surdités légères et moyennes du premier groupe appareillées

Thèse - Médecine - Lille 2022

Cadre de classement : Otologie et Otoneurologie

DES + spécialité : Otorhinolaryngologie et Chirurgie cervico-faciale

Mots-clés : Surdité, Appareillage auditif, Audiométrie vocale dans le bruit

Résumé :

INTRODUCTION

Les surdités légères et moyennes du premier groupe représentent la majorité des surdités tout degré confondu. Elles ne sont pas systématiquement appareillées puisque la perte constatée en audiométrie dans le silence est parfois peu altérée. Cependant, ce test ne représente pas la majorité des situations d'écoute des patients et l'audiométrie vocale dans le bruit prend donc tout son sens dans l'évaluation de ces surdités. L'objectif principal de cette étude était d'évaluer le bénéfice de l'appareillage auditif dans les surdités légères et moyennes du premier groupe appareillées en audiométrie vocale dans le bruit. L'objectif secondaire était d'évaluer les facteurs prédictifs du résultat obtenu en audiométrie vocale dans le bruit avec appareillage.

MATERIEL ET METHODES

Les patients inclus avaient plus de 18 ans et présentaient une surdité légère ou moyenne du premier groupe appareillée depuis plus de 6 mois. Etaient exclus les surdités asymétriques et les difficultés d'intelligibilité majeurs. Ils bénéficiaient d'une audiométrie tonale et vocale dans le silence oreille nues puis d'une audiométrie vocale dans le bruit à l'aide du test Vocale Rapide dans le Bruit (VRB) sans puis avec appareillage auditif.

RESULTATS

113 patients avec une surdité légère et 103 patients avec une surdité moyenne ont été inclus. Le critère de jugement principal a été étudié en comparant la perte de RSB avec et sans appareillage puis en comparant les aires sous la courbe. Nous avons pu mettre en évidence une amélioration significative de la perte de RSB de 46% avec l'appareillage auditif dans l'ensemble de la population (SD : 0,25 et $p < 0,01$), 38% dans le groupe surdité légère (SD : 0,28, $p < 0,01$) et 54% dans le groupe surdité moyenne (SD : 0,17, $p < 0,01$). L'étude de l'aire sous la courbe au test VRB montre des scores significativement plus performants avec l'appareillage auditif ($p < 0,01$).

CONCLUSION

L'appareillage auditif permet une amélioration de l'audiométrie vocale dans le bruit chez les patients avec une surdité légère ou moyenne du premier groupe.

Composition du Jury :

Président : Monsieur le Professeur Christophe VINCENT

Assesseurs :

Monsieur le Professeur Dominique CHEVALIER

Monsieur le Professeur Pierre FAYOUX

Madame le Docteur Fanny GAUVRIT

Directeur de thèse : Monsieur le Professeur Christophe VINCENT