



L'emplacement du microphone : Impact immédiat sur l'intelligibilité de la parole dans le silence et dans le bruit.

Mémoire en vue de l'obtention du DIPLÔME d'ÉTAT AUDIOPROTHÉSISTE
délivré par l'Université de Toulouse 3 – Paul Sabatier

Soutenu et présenté par Valentin LLONCH
Promotion 2021
Supervision Florian Balande

Remerciements

Je souhaite remercier en premier lieu, **Florian Balande**, mon maître de mémoire, pour son partage quotidien de connaissances, son aide, sa présence et son implication dans la réalisation de ce mémoire.

Je remercie également **Isabelle Cornuau** et **Pierre-Yves Humbert**, pour leur accueil au sein de leur équipe et de leurs centres et pour la confiance qu'ils m'accordent.

Un grand merci à la totalité de l'équipe **Audition Conseil Cornuau** : Agnès, Astrid, Benjamin, Christine, Christophe, Claudine, Élisabeth, Emmanuelle, Isabelle, Manuela, Sandrine, Sophie et Valérie pour leur bienveillance, leur bonne humeur et les conseils apportés quotidiennement.

Je tenais également à remercier **Christophe Michey**, chercheur principal chez Starkey pour ses conseils, ainsi que pour les études fournies, mais également pour sa vision professionnelle sur une étude scientifique.

Un grand merci à **Jean-Baptiste Lemasson**, directeur Audiologie et formations chez GN Hearing pour son investissement et ses explications techniques.

Je remercie **Brice Provost**, directeur commercial chez GN Hearing pour sa disponibilité et ses conseils.

Merci **aux patients** qui ont participé à l'étude pour le temps qu'ils m'ont accordé.

Un merci particulier **aux différents intervenants** lors de ces 3 années d'étude.

Merci à **mon entourage** pour leurs encouragements et leur soutien.

Engagement sur l'honneur de non-plagiat

Je soussigné **Valentin LLONCH, N° 1807027531K** inscrit à l'examen conduisant à la délivrance du diplôme d'Etat d'audioprothésiste, certifie sur l'honneur être pleinement conscient que le plagiat de documents ou d'une partie d'un document publié sur toutes formes de supports, y compris électronique, constitue une violation des droits d'auteur ainsi qu'une fraude caractérisée (Articles L335-2 et L335-3).

Je déclare être informé que dans le cas où un plagiat serait constaté dans un de mes travaux écrits, celui-ci conduirait à la nullité de l'examen et serait passible de sanctions pénales.

En conséquence, je m'engage à citer toutes les sources que j'ai utilisées pour produire et écrire ce document.

Fait à Sully sur Loire, le 02/09/2022

Valentin Llonch

Table des matières

Introduction.....	1
Matériels et Méthode	19
1. Population ciblée.....	19
1.1. Critères d'inclusion	19
1.2. Critères de non inclusion.....	19
1.3. Critères d'exclusion	19
2. Matériels.....	20
2.1. Environnement	20
2.2. Choix de l'appareillage auditif.....	21
2.3. Choix du matériel vocal	21
2.4. Statistiques	22
3. Méthode.....	23
3.1. Organisation du rendez-vous	23
Résultats	25
1. Échantillon testé.....	25
1.1. Caractéristiques de l'appareillage	25
1.2. Caractéristiques des patients	25
1.3. Codes de lecture	25
2. Comparaison des SRT en fonction du mode microphonique.....	26
3. Comparaison des RSB en fonction du mode microphonique.....	29
4. Satisfaction, préférence, côté naturel du mode microphonique.....	32
Discussion	33
Conclusion	37
Bibliographie.....	38
Annexes	44

Abréviations et définitions

ASA : Analyse des Scènes Auditives

BTE : Behind The Ear (Derrière l'oreille, Appareil contour d'oreille)

CIC : Completely In the Canal (Complètement dans le conduit, Appareil intra-auriculaire semi-profond)

dB : Décibel

dB HL : Decibel Hearing Level (Décibel pondéré sur oreille humaine normo entendante)

dB SPL : Decibel Sound Pressure Level (Décibel de référence, pondération Z)

IIC : Invisible In Canal (Invisible dans le canal, Appareil intra auriculaire profond)

IID : Interaural Intensity Differences (Différences interaurales d'intensité)

ILD : Interaural Level Differences (Différences interaurales de niveau)

IPD : Interaural Phase Differences (Différences interaurales de phase)

ITC : In The Canal (Dans le conduit, Appareil intra conduit)

ITD : Interaural Time Differences (Différences interaurales de temps)

ITE : In The Ear (Dans l'oreille, Appareil intra conque)

kHz : KiloHertz

M&RIE : Nom commercial appartenant à Gn Hearing « Microphone And Receiver In Ear »

OE : Oreille Externe

RIC : Receiver In the Canal (Ecouteur dans le conduit, Appareil à écouteur déporté)

RIE : Receiver In the Ear (Ecouteur dans l'oreille, Appareil à écouteur déporté)

RSB : Rapport Signal sur Bruit

SRT : Speech Recognition Threshold (Seuil de reconnaissance vocale)

VS : Versus

Table des figures et des tableaux

Figures :

Figure n°1 : Les trois parties de l'oreille en coupe schématique coronale (G. Gerenton, 2015)

Figure n°2 : Configuration externe de l'auricale (A. Naumann, Otoplastie : Techniques, caractéristiques et risques, 2008)

Figure n°3 : Amplification naturelle de l'oreille externe en champ libre (E.A.G Shaw, 1974)

Figure n°4 : Schéma représentatif de l'espace auditif tridimensionnel (Olivier Ferber, 2015)

Figure n°5 : Différences Interaurales d'Intensités pour un signal sinusoïdal de 70dB SPL émis à différents azimuts et à différentes fréquences à 2m en périphérie du crâne (Gulick, 1989)

Figure n°6 : Différences Interaurales de Temps (ITD) (Gulick, 1989)

Figure n°7 : Différences Interaurales de Temps (ITD) entre les oreilles, en fonction de l'azimut de la source (G. Canévet, 1989)

Figure n°8 : Différences Interaurales de phase (IPD) (Robin Guittard, 2018)

Figure n°9 : Principe de traitement en flux par le système auditif (C. Renard et al, 2005)

Figure n°10 : Appareil ReSound One du groupe GN Hearing (GN ReSound)

Figure n°11 : Module M&RIE du groupe GN Hearing (GN ReSound credit)

Figure n°12 : Graphiques tridimensionnels de l'intensité par fréquence et angle de présentation pour une oreille ouverte, un algorithme de compensation de l'effet pavillonnaire et M&RIE (J. Groth, 2020)

Figure n°13 : Graphiques du pourcentage d'erreurs en localisation avant arrière et globale avec différentes conditions microphoniques et avec une audition normale et dégradée (J. Groth, 2020)

Figure n°14 : Graphiques des notes individuelles de la qualité sonore globale et de la qualité sonore spatiale pour M&RIE et la compensation pavillonnaire (J. Groth, 2020)

Figure n°15 : Conditions de passation et emplacement des haut-parleurs pour le Framatrix (Yves Lasry, 2011. Modifications personnelles)

Figure n°16 : Box plot des seuils d'intelligibilité à 50% dans le silence en fonction du mode microphonique

Figure n°17 : Différence des scores SRT en fonction des conditions microphoniques

Figure n°18 : Box plot des rapports signal sur bruit en fonction du mode microphonique

Figure n°19 : Différence des RSB en fonction des conditions microphoniques

Figure n°20 : Diagramme de préférence du mode microphonique

Tableaux :

Tableau n°1 : Tableau des données numériques des SRT en fonction du mode microphonique

Tableau n°2 : Tableau des données numériques des RSB en fonction du mode microphonique

Introduction

Le système auditif est composé de deux parties : une première qui est périphérique : l'oreille. Une seconde qui est composée des voies nerveuses auditives allant de l'oreille jusqu'au cortex auditif.

L'oreille se distingue en trois parties : l'oreille externe, l'oreille moyenne et l'oreille interne (figure n°1).

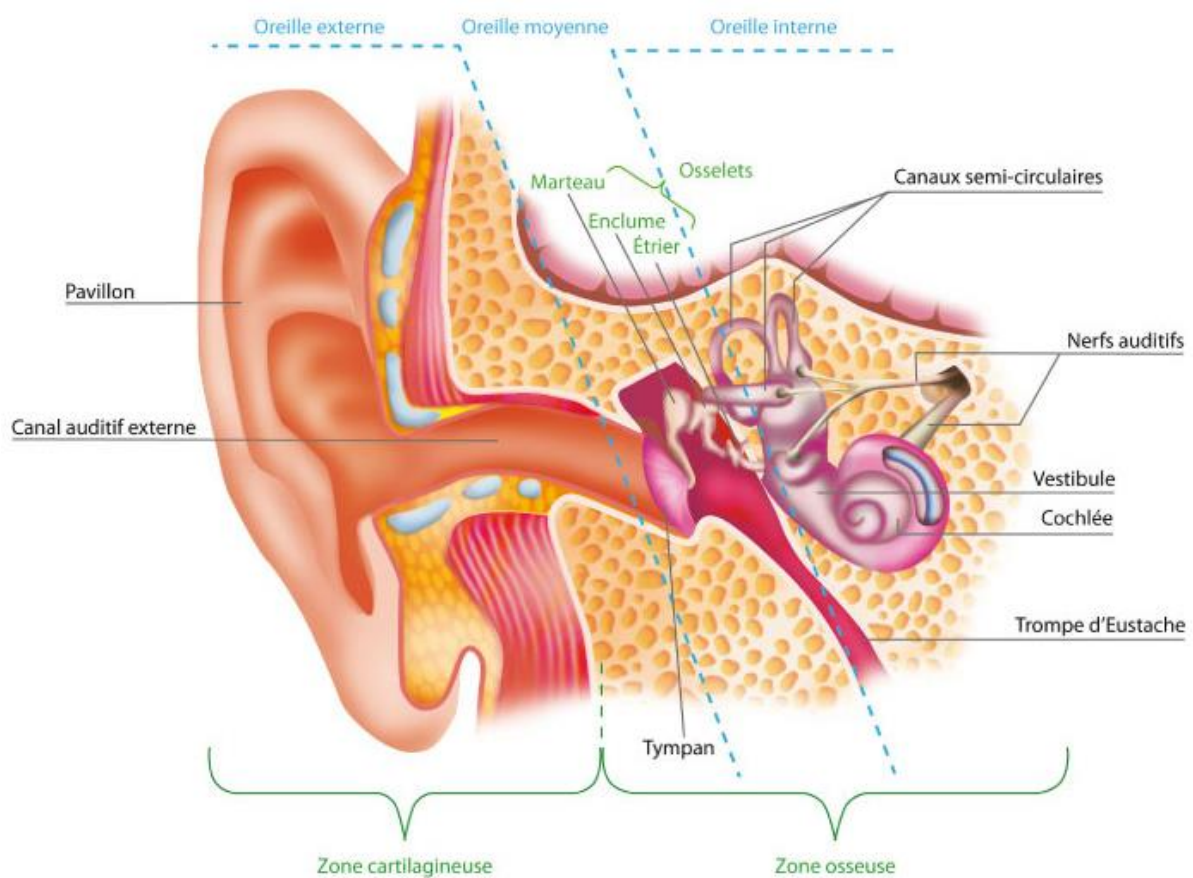


Figure n°1 : Les trois parties de l'oreille en coupe schématique coronale
(G . Gerenton, 2015)

L'oreille externe (OE) est la première partie du corps humain à entrer en jeu dans le "parcours" du message sonore. Elle est composée de 9 éléments (figure n°2), seulement 3 seront intéressants ici : **le pavillon** (regroupant la gouttière scaphoïde (Antihelical Scapha), l'anthélix (Antihelix), la conque (Cavum Conchae), le lobule, l'antitragus, la fosse triangulaire (Antihelical Crura) et l'hélix, puis la **conque** et le **pore** ou **méat acoustique externe**.

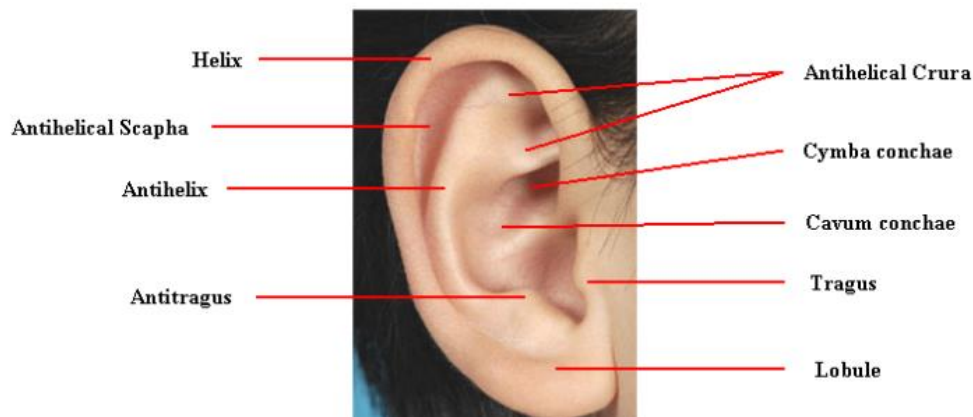


Figure n°2 : Configuration externe de l'auricule (A. Naumann, Otoplastie : Techniques, caractéristiques et risques, 2008)

Depuis de nombreuses années, l'étude de l'oreille externe a démontré que cette dernière joue un rôle primordial dans l'amplification sélective du signal en fonction de la provenance de ce dernier, mais aussi dans la localisation spatiale d'un son grâce à sa physiologie. On parle alors de directivité naturelle de l'oreille ou encore d'effet pavillonnaire (**DW Batteau, 1967**).

L'oreille externe apporte une protection au tympan face aux sons et dommages mécaniques extérieurs en fournissant une entrée étroite et étendue au système auditif. Elle permet également la transformation du champ sonore en augmentant et en modifiant la directivité associée à la diffraction de la tête et en ajoutant un gain acoustique substantiel aux fréquences les plus élevées (**Shaw, 1974**).

Hormis son rôle protecteur, l'OE (oreille externe) présente différentes fonctions, telle qu'une fonction d'antenne acoustique (**A. Dancer et P. Minary 2016**). Les ondes acoustiques vont être diffractées par le pavillon. Le méat acoustique externe et la conque vont servir de résonateurs.

Elle permet également la localisation spatiale des sources sonores (**C. Berger-Vachon, 2004**). La localisation spatiale apporte aux auditeurs la capacité de construire des scènes auditives de leur environnement, ce qui renforce leur sens de l'espace et leur relation ou interaction avec les objets auditifs dans leur environnement (**Stern, Brown & Wang, 2006**).

Le signal spectral utilisé pour la localisation avant/arrière est apporté par le pavillon. Ce dernier projette des sons d'ombres qui proviennent de l'arrière et a l'effet d'un filtre linéaire : il apporte une réponse en fréquences déterminé par la direction de la source sonore, par rapport au terminal, soit le destinataire du son (**Blauert, 1997**).

Ensuite, le pavillon réduit l'intensité des sons de 5dB entre 2kHz et 8kHz à l'ouverture du méat acoustique, lorsque ces derniers proviennent directement depuis l'arrière de l'oreille. Ces changements permettent de fournir des informations de localisation avant/arrière (**Blauert, 1997**).

Le pavillon, couplé au méat acoustique, apporte une résonnance aux différents sons provenant de multiples sources.

En 1974, **Edgar A.G. Shaw** présente un graphique (figure n°3 ci-dessous) qui met en avant l'amplification naturelle des différentes parties de l'oreille externe.

À noter que le pavillon ainsi que la conque et le conduit auditif amplifient un son en champ libre, pour des fréquences variant de 0,5 kHz à 10 kHz avec un pic d'amplification respectif. En effet, le pavillon aura un pic d'amplification de 4 dB à 3,5 kHz. La conque possède quant à elle un pic d'amplification à 5,5 kHz de 12 dB. Pour ce qui est du conduit auditif, son pic est de 14dB pour une fréquence de 2,5 kHz.

L'amplification totale de ces différents éléments atteint un maximum d'environ 24dB entre 2,5kHz et 3kHz. Cette amplification est supérieure à 15dB entre 2kHz et 7kHz. Tout cela nous permet d'expliquer l'importance de la position microphonique dans le domaine de l'audioprothèse. En fonction d'où le microphone est situé, l'amplification naturelle apportée par la physiologie de l'oreille externe peut être conservée et utilisée.

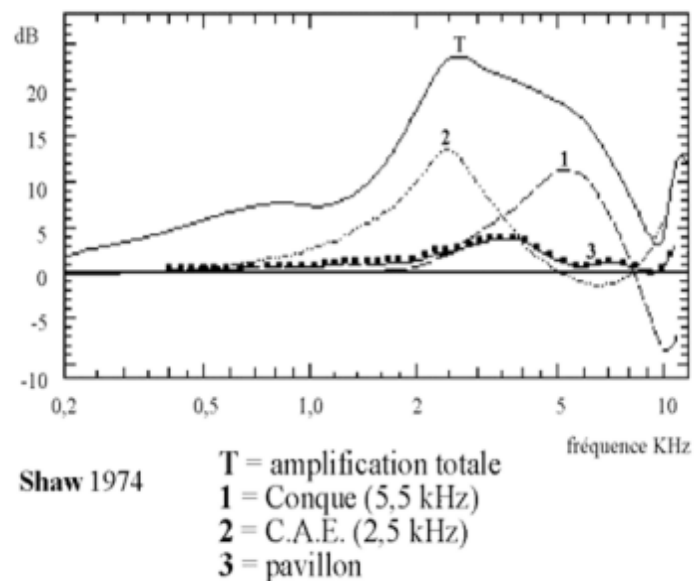


Figure n°3 : Amplification naturelle de l'oreille externe en champ libre (E.A.G Shaw, 1974)

En audioprothèse, la position des ou du microphone(s) a un impact direct sur les indices de localisation. L'utilisation d'appareils intra-auriculaires de type **IIC**, **ITC**, **ITE** ou **CIC** préserve l'effet d'ombre du pavillon et donc la conservation des indices de localisation (**Best, Kalluri, McLachlan, Valentine, Edwards & Carlie, 2010 ; D'Angelo, Bolia, Mishler & Morris 2001 ; Van den Bogaert, Carette & Wouters, 2011 ; Westermann & Topholm, 1985**).

D'un point de vue acoustique, la position du microphone dans le pavillon est meilleure à un microphone placé derrière l'oreille de type BTE et RIC (**Griffing T, Preves D. In-The-Ear aids : Part 1. Hearing Instruments. 1976**) (**Risberg DM, Cox RM, 1986 Nov**). En outre, cette position permet également une meilleure reconnaissance vocale dans le bruit (**Pumford JM, Seewald RC, Scollie SD, Jenstad LM, 2000 Jan.**).

C'est pourquoi lors de l'utilisation d'aides auditives avec des microphones placés au-dessus de l'oreille donc de manière non naturelle, il est possible de constater une diminution des performances de reconnaissance vocale et des capacités auditives spatiales d'après **Cubick et al** (**Cubick J, Buchholz JM, Best V, Lavandier M, Dau T, 2018**).

Par rapport au modèle contour d'oreille avec des micros sur le haut de l'oreille, les modèles **CIC** avec un micro dans le conduit auditif apportent une amélioration de la localisation des sons dans l'espace et donc un meilleur repérage spatial (**Best, Kalluri, McLachlan, Valentine, Edwards & Carlie, 2010**).

Le repérage spatial d'un son est caractérisé par les paramètres suivants :

La profondeur qui est la distance entre la source sonore et l'auditeur, la hauteur qui correspond à l'espace vertical, puis la provenance du son en fonction de l'azimut, qui est dans l'espace horizontal. Ces paramètres ont leurs rôles à jouer dans le caractère binaural du système auditif.

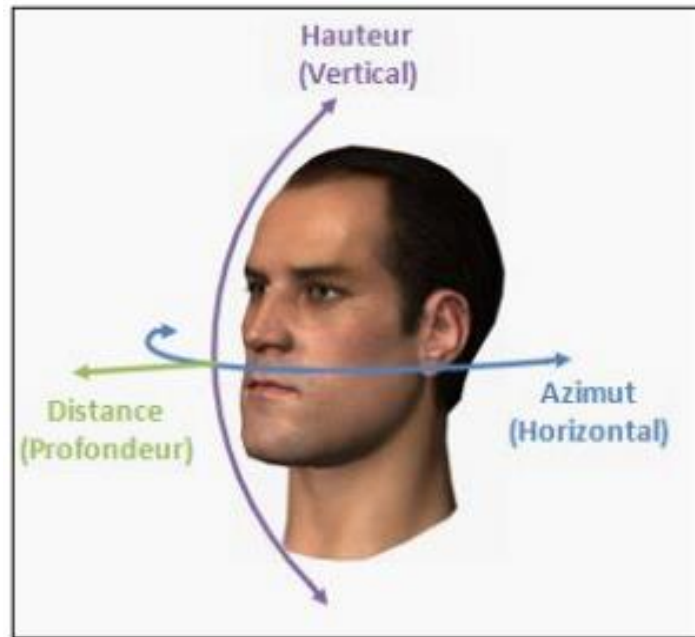


Figure n°4 : Schéma représentatif de l'espace auditif tridimensionnel (Olivier Ferber, 2015)

Le caractère binaural du système auditif d'un individu lui permet de suivre et de distinguer les différentes sources sonores qui l'entourent dans son environnement. Pour cela, il utilisera les différences interaurales de niveau (ILD) et les différences interaurales de temps (ITD) d'un son perçu entre les deux oreilles comme un moyen de localiser son emplacement (**Kuhn, 1977 ; Wightman et Kistler, 1992**).

Depuis le tronc cérébral jusqu'au cortex, le système auditif central est au cœur des traitements auditifs binauraux. Par l'intermédiaire des voies auditives primaires, l'ensemble des relais neuronaux permettent l'analyse du codage fréquentiel et temporel, la sensation de sonie, la sélectivité fréquentielle et la compréhension dans le bruit, ainsi que la localisation spatiale des sons, les premières étapes de l'analyse des scènes auditives (**A.S. Bregman, 1990**). Le cerveau auditif des individus compare les signaux perçus de façon binaurale en se servant des indices acoustiques binauraux.

Les indices utilisés sont :

- Les différences interaurales de niveau (ILD : Interaural Level Difference)
- Les différences interaurales de temps (ITD : Interaural Time Difference)
- Les différences interaurales de phase (IPD : Interaural Phase Difference)

- Les différences interaurales de niveau (ILD) :

Cette information interaurale d'intensité appelée également IID (Interaural Intensity Difference) correspond à la différence de niveau sonore perçue entre les deux oreilles.

À l'émission d'un son, le niveau sonore va diminuer au fur et à mesure que le son se propage, par conséquent, on observe une différence de niveau entre le son émis et le son perçu. Lors de mesure en champ libre, si les deux oreilles se trouvent à égale distance de la source sonore alors la différence interaurale de niveau est nulle.

À l'inverse, si la source sonore n'est pas à égale distance des deux oreilles, alors, il est possible d'observer une différence interaurale de niveau entre les deux oreilles. Cette différence va varier selon les fréquences, et cette variation est due à « l'effet d'ombre de la tête ».

En observant la figure ci-dessous, il est possible de constater que pour des fréquences inférieures à 1500 Hz, la différence interaurale de niveau est quasi inexistante. En revanche au-delà de 1500 Hz elle devient un indice de plus en plus observable.

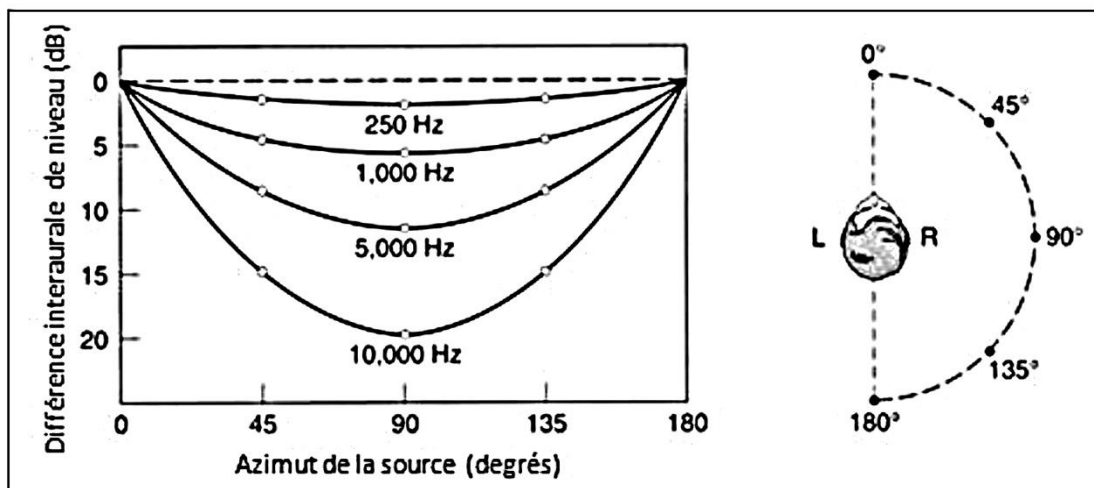


Figure n°5 : Différences Interaurales d'Intensités pour un signal sinusoïdal de 70dB SPL émis à différents azimuts et à différentes fréquences à 2m en périphérie du crâne (Gulick, 1989)

- Les différences interaurales de temps (ITD) :

L'information interaurale de temps est la différence de temps entre l'émission d'un son et sa captation par les oreilles de l'auditeur, qui ne reçoit pas le son de manière instantanée après son émission. En effet, le son se déplace à une vitesse de 340 m/s. Ce qui explique un temps de latence entre l'émission et la perception de ce dernier.

Cette différence interaurale va dépendre de la position de l'auditeur par rapport à la source sonore.

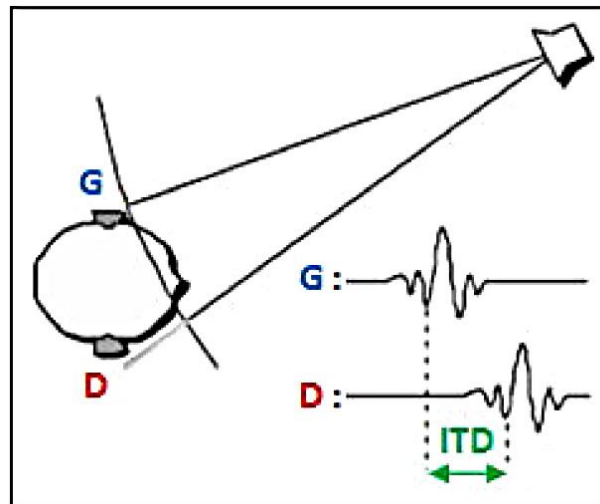


Figure n°6 : Différences Interaurales de Temps (ITD) (Gulick, 1989)

Si les oreilles de l'auditeur ne sont pas placées à égale distance de la source sonore, alors on observe une différence entre l'oreille la plus proche et l'oreille contralatérale. Il est alors possible de parler de différence interaurale de temps positive.

Les différences interaurales de temps sont utilisées pour la localisation spatiale d'un son.

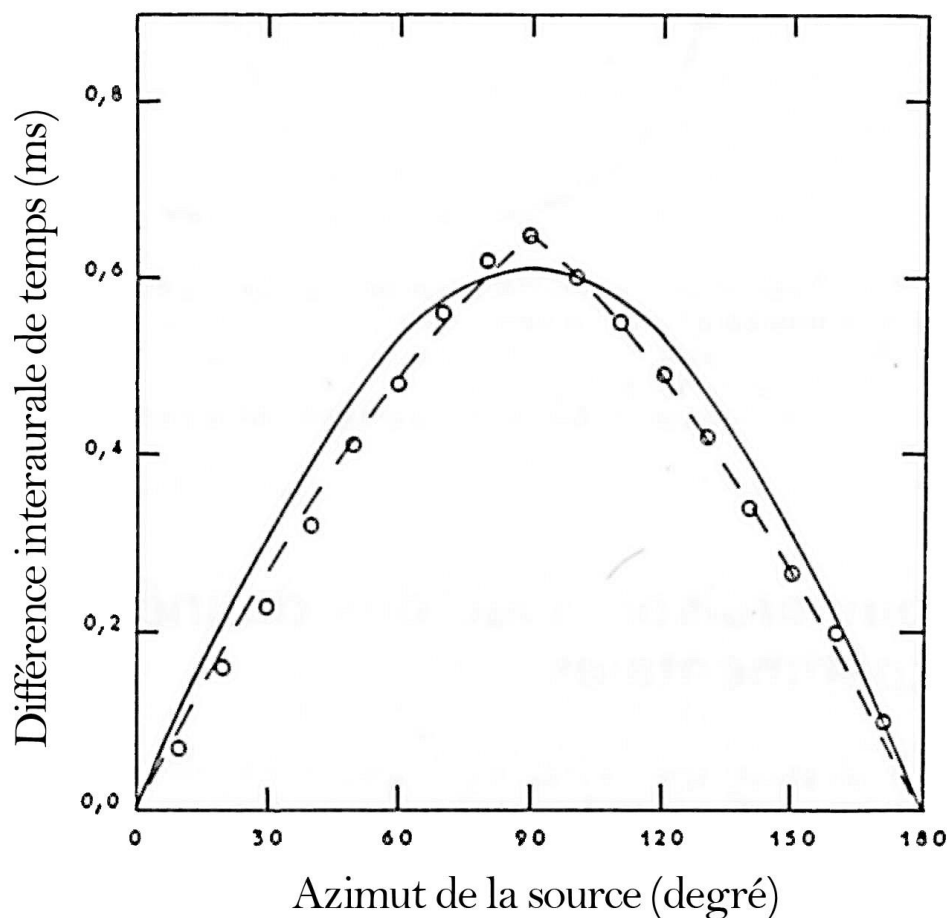


Figure n°7 : Différences Interaurales de Temps (ITD) entre les oreilles, en fonction de l'azimut de la source (G. Canévet, 1989)

Après l'observation de la figure ci-dessus, on remarque que la courbe en trait complet représente la formule de **Von Hornbostel** et **Wertheimer** en 1920, celle en pointillés correspond à la formule de **Woodworth** (1938). La dernière courbe avec les ronds représente les valeurs expérimentales de **Feddersen et al** (1957).

En observant la figure ci-dessus, il est possible de constater que pour un azimut de 90°, la différence interaurale de temps est d'environ 0,6 ms.

En 1965 le scientifique **G. Boerger** met en exergue - dans le cas d'un déphasage pur, c'est-à-dire lorsque qu'une différence interaurale de temps sur un son pur est observable - que l'oreille possède une sensibilité uniquement pour les fréquences inférieures à 1500 Hz.

- Les différences interaurales de phase (IPD) :

Les différences interaurales de phase sont causées par les différences interaurales de temps. Les différences interaurales de phase vont dépendre de la fréquence des sons (**Henri Piéron, Alfred Fessard, Paul Fraisse, 1960**).

Cette information correspond à la différence de phase qu'il peut y avoir entre les deux oreilles, lors de l'émission d'un son pur.

L'utilisation des différences interaurales de phase du système auditif découlant des différences interaurales de temps permet une bonne localisation spatiale dans le plan horizontal.

Wightman et Firestone (A.W Mills, 1958) ont montré que, plus la fréquence est élevée, moins les courbes sont régulières et plus elles se rapprochent d'une forme sinusoïdale, ce qui explique alors la différence interaurale de phase en fonction des fréquences entre les deux oreilles.

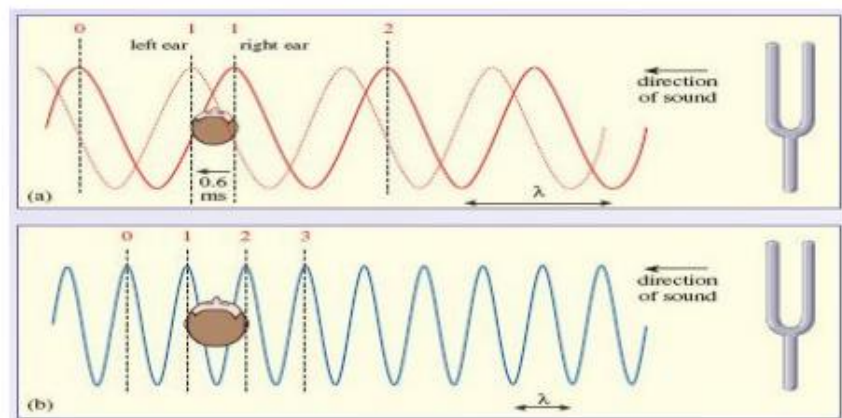


Figure n°8 : Différences Interaurales de phase (IPD) (Robin Guittard, 2018)

Sur ce schéma, il est possible de faire le même constat que **Wightman et Firestone**. Il y a une différence de phase observable sur les sinusoïdes rouges au niveau des points 1, alors que sur les sinusoïdes bleues les points 1 et 2 sont en phase par rapport aux deux oreilles.

L'ensemble des différences interaurales citées précédemment forment les fonctions de transfert crânien HRTF : Head Related Transfer Function. Les HRTF sont variables en fonction de chaque individu. En effet, les caractéristiques morphologiques telles que la forme et le volume du crâne et du buste, la distance interaurale ainsi que les dimensions et reliefs des pavillons et des méats acoustiques vont varier entre chaque personne (**V. Durin et al, 2014**).

En outre, la position des microphones en fonction du type d'appareil auditif va permettre de plus ou moins conserver les indices acoustiques cités en amont. En 2014, **Virginie Durin et al** ont réalisé une étude sur l'analyse acoustique de l'information directionnelle captée par cinq styles de prothèses auditives. Ces dernières sont les formes IIC (invisible in the canal), CIC (completely in the canal), ITC (in the canal), ITE (in the ear) et BTE (behind the ear). De multiples tests divers et variés ont été employés tel que l'ISSD (inter-subject spectral difference) qui consiste à quantifier les différences spectrales entre l'ensemble des fonctions de transfert directionnel. Pour continuer, le Similarity index, lui, est un test qui a été utilisé comme prédicteur de la performance de localisation pour un spectre sonore donné au tympan lorsque la source est dans le plan médian-sagittal (pour ces tests le modèle de **Langendijk et Bronkhorst** a été adopté). Ensuite, l'ISPA (inter-set polar angle) a été utilisé en tant que modèle de traitement des indices de localisation. Les dernières mesures effectuées sont le BPA (blur polar angle) qui a pour but ici, de quantifier les différences au sein d'un même groupe. Les résultats montrent que les appareils de type IIC, CIC et ITE ont des valeurs qui se rapprochent le plus d'une oreille nue. Pour les appareils IIC, ils sont ceux parmi les tests qui ont les résultats les plus similaires à ceux d'une oreille nue. Pour les épreuves de localisation, les IIC approchent en termes de résultats les données collectées sur une oreille sans appareil, ce qui implique une meilleure conservation des indices de localisation tel que les différences interaurales de temps et de niveau.

En effet, en 1997, **Perrett et Noble** ont mis en évidence que les mouvements de tête ainsi que l'intégration des différences interaurales de temps et de niveau permettent de localiser les sources sonores avec une précision plus importante et de diminuer les confusions avant-arrière.

Ces études impliquent donc une meilleure conservation des indices acoustiques naturels avec des appareils où les microphones sont placés dans le conduit auditif externe.

Dans la vie de tous les jours, les scènes auditives sont très variées. Les patients appareillés évoquent régulièrement une gêne pour la compréhension dans les situations bruyantes (**Hällgren et al, 2005**).

En 2013, **Humes et al** ont montré que la perte auditive est un facteur prépondérant dans la perte d'intelligibilité, même dans un environnement calme. Elle l'est encore plus dans un environnement composé de différentes sources sonores.

Pour traiter les informations parvenant aux oreilles, l'auditeur met en place une organisation inconsciente de ces informations : l'analyse des scènes auditives (ASA) (**A.S. Bregman, 1990**).

L'ASA fonctionne comme suit : en fonction des composants sonores, il y a un tri/regroupement pour effectuer par la suite une séparation en différents flux auditifs. Cette décomposition des flux sonores met en évidence des mécanismes automatiques et attentionnels.

Ces informations sonores sont analysées par le système auditif dans le but de les séparer si les signaux acoustiques proviennent de différentes sources. Ou alors, de les regrouper s'ils viennent d'une même source.

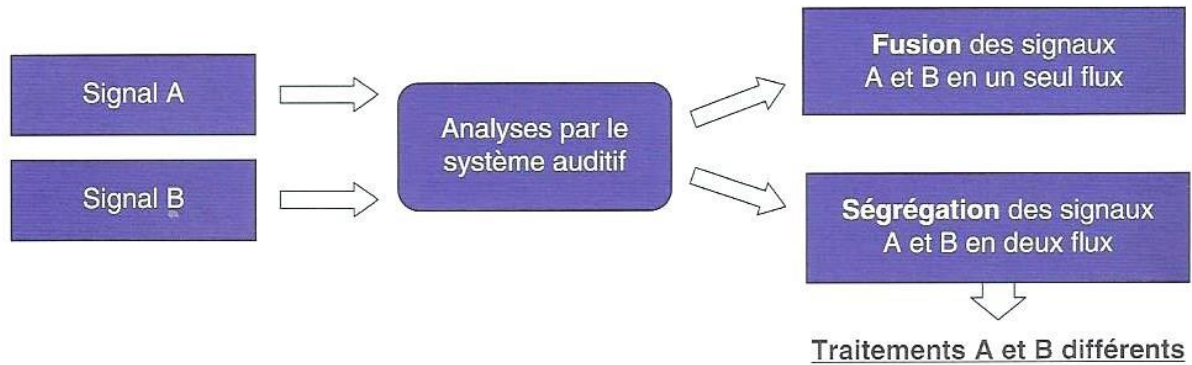


Figure n°9 : Principe de traitement en flux par le système auditif (C. Renard et al, 2005)

Cette analyse permet d'améliorer la compréhension de la parole dans le bruit. Elle va permettre la ségrégation entre un interlocuteur particulier et d'autres sources parasites pour attacher une attention et concentration sur la voix qui intéresse l'auditeur (**Cherry, 1953**).

La spatialité est un des facteurs entrant dans les processus de groupement/séparation simultanés. « *Le système auditif tend à grouper les éléments acoustiques de même provenance spatiale et à séparer ceux qui proviennent d'azimut différents* » (**C. Renard, 2005**), effectivement la spatialité est un acteur majeur dans l'écoute dans le bruit (**Byrne et Noble, 1998**).

La capacité de localiser les sources sonores est un aspect important de la vie quotidienne. Il fournit à l'auditeur non seulement une carte spatiale tridimensionnelle de son environnement, mais il facilite également la perception de la parole dans le bruit (**Bronkhorst & Plomp 1988, 1989**).

Les éléments vus précédemment liés à l'oreille externe sont utilisés et mis en lumière en 2020, par GN Hearing avec sa marque ReSound qui a proposé un nouvel appareil de correction auditive : l'aide auditive ReSound One (figure 10), « Un RIE innovant avec microphone dans l'oreille (qui) permet aux utilisateurs d'entendre avec leurs propres oreilles » (J. Groth, 2020).

Cet appareil est doté d'une particularité, c'est un RIE (Receiver in ear : Ecouteur dans l'oreille, appareil à écouteur déporté) innovant qui possède des microphones placés sur le haut de l'oreille mais également un troisième microphone placé dans le conduit sur l'écouteur, l'écouteur M&RIE qui signifie Microphone And Receiver In Ear (figure 11).



Figure n°10 : Appareil ReSound One du groupe GN Hearing (GN ReSound credit)

Sur cette figure il est possible de voir l'appareil ReSound One 961 (sur la droite de la figure), ainsi que l'écouteur M&RIE (sur la gauche de la figure). A l'extrémité de l'écouteur, un embout d'adaptation immédiat (dôme).



Figure n°11 : Module M&RIE du groupe GN Hearing (GN ReSound credit)

Cette figure permet de visualiser l'intérieur du module M&RIE, l'écouteur (receiver) et le microphone y sont représentés et permettent de comprendre la composition de ce dernier.

Le RIE est un type d'appareil qui ne profite pas des effets amplificateurs et sélectifs de l'oreille externe. Cette technologie, en combinant un appareillage de type intra-auriculaire avec un appareillage de type écouteur déporté, offre aux utilisateurs d'aides auditives tous les avantages d'un RIE avec la capture d'un signal en position naturelle.

Précédemment, les différents avantages apportés par l'oreille externe ont été détaillés. GN ReSound a donc réalisé différents tests pour montrer l'efficacité de l'écouteur M&RIE (écouteur possédant un microphone) dans la restitution d'un son naturel.

Dans une étude publiée et réalisée en 2020 par **Jennifer Groth** pour le groupe GN ReSound, différents avantages du nouveau RIE avec le module M&RIE ont été mis en évidence.

Il est prouvé que l'emplacement du module M&RIE (figure n°12) permet de préserver très précisément l'intensité des différentes fréquences présentées sous des angles de 0 à 360°, comme pour une oreille ouverte. Les mêmes mesures ont aussi été effectuées avec les microphones placés sur le haut de l'oreille. Avec le module M&RIE, l'intensité observée à différentes fréquences est alors approximativement la même que celle d'une oreille ouverte, ce qui n'est pas le cas avec les microphones du contour.

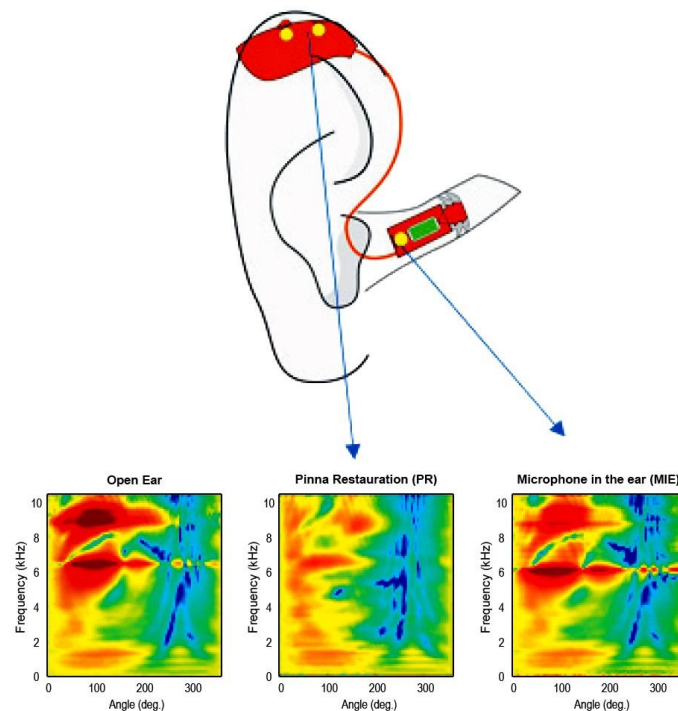


Figure n°12 : Graphiques tridimensionnels de l'intensité par fréquence et angle de présentation pour une oreille ouverte, un algorithme de compensation de l'effet pavillonnaire et M&RIE (J. Groth, 2020)

Lors de cette étude, la localisation spatiale a été mise à l'épreuve sur une population de cinquante adultes avec des audiogrammes standards de type N1, N2 et N3 (**Bisgaard et al, 2010**) (**Annexe 1**). Les tests ont été effectués avec 12 haut-parleurs espacés de 30 degrés et positionnés de façon que les oreilles soient dans le même plan horizontal que le centre des haut-parleurs. Les tests ont été réalisés dans 3 conditions différentes, avec les micros réglés sur un mode omnidirectionnel, avec le système de compensation pavillonnaire et le module M&RIE.

Le principe de la compensation pavillonnaire est de pouvoir compenser et équilibrer différents sons, grâce à un microphone placé au-dessus de l'oreille. Ce système a pour but de se rapprocher de la physiologie d'une oreille nue, car la compensation pavillonnaire permet d'améliorer la localisation de sons provenant de différentes directions, mais plus particulièrement depuis l'arrière du patient (**Korhonen et al, 2015**).

La localisation avant-arrière et la localisation globale ont été testées (figure n°13).

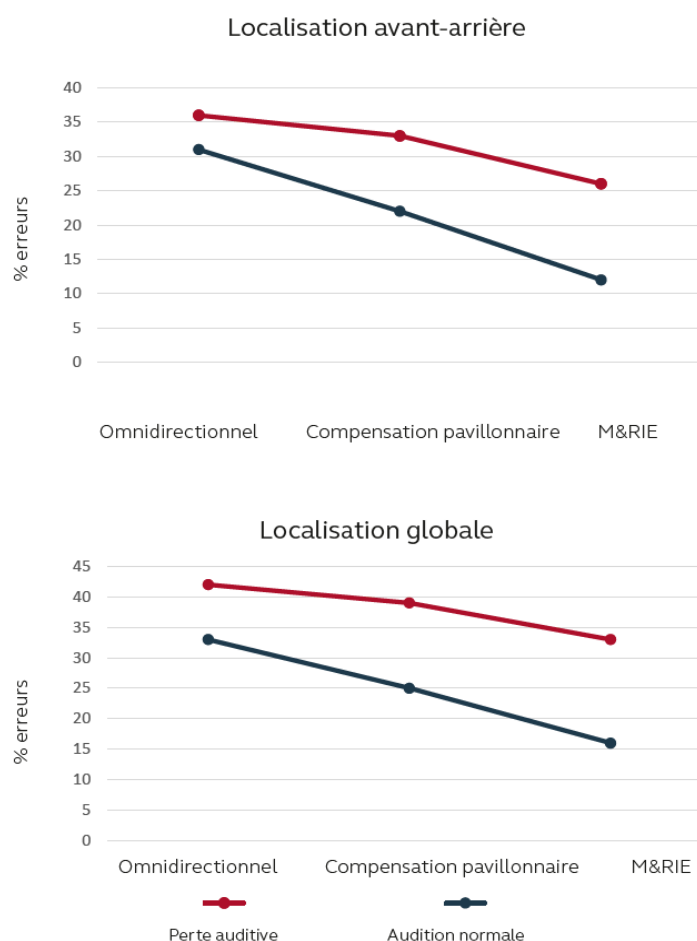


Figure n°13 : Graphiques du pourcentage d'erreurs en localisation avant arrière et globale avec différentes conditions microphoniques avec une audition normale et dégradée (J. Groth, 2020)

Le graphique du haut affiche le pourcentage d'erreurs pour la localisation avant-arrière et le graphique du bas pour la localisation globale. Il est possible de constater qu'avec et sans perte auditive dans toutes les conditions, le système M&RIE de chez GN ReSound présente un avantage par rapport aux autres modes. La localisation spatiale est alors mieux conservée qu'avec les autres conditions comme le mode omnidirectionnel ou le mode de compensation pavillonnaire observables sur les autres modèles de RIE.

« Une bonne localisation spatiale contribue à une perception naturelle du son » (**J. Groth, 2020**). En effet, dans l'étude publiée en 2020 pour la sortie des ReSound One, une étude de préférence de la qualité sonore a été menée. Trois conditions microphoniques ont alors été testées de manière aléatoire et en double aveugle. Les conditions microphoniques omnidirectionnel, compensation pavillonnaire et M&RIE ont été testées lors d'une promenade en plein air et dans une salle à manger peuplée et bruyante.

Les résultats sont les suivants : pour les utilisateurs malentendants, une préférence à hauteur de 9 sur 10 auditeurs a été relevée en faveur de l'écoute avec le système M&RIE. Pour les 5 utilisateurs avec une audition normale, un a préféré la compensation pavillonnaire, un autre l'omnidirectionnel et les trois autres ont signalé une préférence pour le système M&RIE.

Une méthode basée sur l'approche MUSHRA (**Mason AJ, 2002**) a été développée par **Legarth et al** en 2012. Cette méthode normée a pour but d'évaluer la qualité du son dans les aides auditives. Elle a été utilisée pour évaluer la qualité sonore du concept M&RIE par rapport à la compensation pavillonnaire.

Cette dernière a été réalisée sur une oreille standardisée, ce qui implique qu'elle ne peut pas restituer pour des oreilles anatomiquement différentes du standard, un son vraiment naturel et de qualité.

En effet, comme le montrent les graphiques ci-dessous, en affectant des notes individuelles sur la qualité sonore et sur la qualité sonore spatiale, le système M&RIE obtient des notes deux fois supérieures à celles de la compensation pavillonnaire avec un écart de note faible comparé aux notes obtenues avec la compensation pavillonnaire qui montrent un écart considérable. Pour illustrer ceci, il suffit en effet de constater que la qualité sonore globale obtient un score de 7 pour la compensation pavillonnaire tandis que le mode M&RIE, lui, obtient un score de 9, soit un écart de 2.

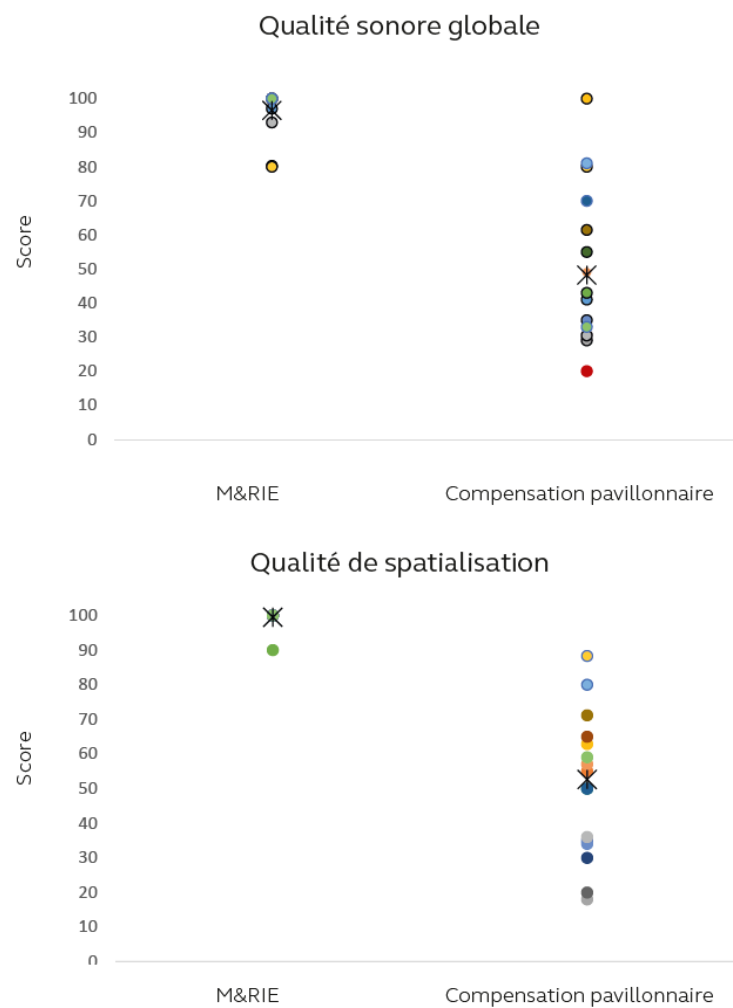


Figure n°14 : Graphiques des notes individuelles de la qualité sonore globale et de la qualité sonore spatiale pour M&RIE et la compensation pavillonnaire (J. Groth, 2020)

Au regard de ces différentes études, il paraît juste de vérifier si le système M&RIE apporte également une meilleure compréhension dans le silence et dans le bruit.

L'objectif de ce travail est de déterminer si le 3^{ème} microphone M&RIE du fabricant GN ReSound améliore la compréhension dans le silence et dans le bruit par rapport aux positions microphoniques traditionnelles.

Ce mémoire se propose de répondre à la question suivante :

L'emplacement des microphones des aides auditives a-t-il un impact immédiat sur l'intelligibilité de la parole dans le silence et dans le bruit ?

En matière de résultats, cette étude cherche à démontrer :

- Une amélioration du SRT entre deux conditions microphoniques (omnidirectionnel VS M&RIE).
- Une amélioration du RSB entre deux conditions microphoniques (omnidirectionnel VS M&RIE).

Pour répondre à cette question, l'étude a consisté à montrer l'apport du 3^{ème} microphone du système M&RIE pour l'intelligibilité dans le silence et dans le bruit. Plusieurs tests ont été réalisés :

- Une audiométrie vocale en champ libre dans les deux conditions microphoniques.
- Un test Framatrix avec les deux conditions microphoniques.

Matériels et Méthode

1. Population ciblée

L'étude a été réalisée dans le centre Audition Conseil Cornuau à Orléans dans le Loiret (45). Le recrutement des patients a été fait au centre Audition Conseil Cornuau d'Orléans, de février à avril 2022. L'échantillon de cette population est de 35 patients.

1.1. Critères d'inclusion

Les patients devaient présenter des audiogrammes avec des pertes légères ou modérées datant de moins de 2 mois.

Les patients devaient présenter une intelligibilité supérieure à 50% à 60 dB HL en champ libre oreilles appareillées.

Les patients devaient présenter une perte auditive bilatérale.

Les patients pouvaient être non-appareillés, déjà appareillés ou en cours d'appareillage.

1.2. Critères de non inclusion

Les surdités asymétriques (différence interaurale supérieure à 15dB (S. Gallego et D. Colin, 2012)).

Les patients étant âgés de plus de 75 ans compte tenu de la durée et de la fatigabilité des tests.

1.3. Critères d'exclusion

Les patients présentant : une obstruction du conduit auditif externe, des acouphènes, ont été exclus ; de même que les désistements au cours des tests.

2. Matériels

2.1. Environnement

Les tests ont toujours été réalisés dans la même cabine insonorisée. Le patient était assis au centre de la cabine. Face à lui un haut-parleur mural (modèle PTS-8T de chez Rondson), au-dessus de lui quatre haut-parleurs (modèle PBT 30N de chez Rondson) situés chacun à 30° de la face avant ou arrière du crâne, comme dans le schéma ci-dessous (figure 15). Les 5 haut-parleurs sont placés à 0,9 mètre du patient.



Figure n°15 : Conditions de passation et emplacement des haut-parleurs pour le Framatrix (Lasry, 2011. Modifications personnelles)

Les participants ont été testés lors d'un unique rendez-vous d'une durée de 45 minutes dans le but de mesurer l'effet immédiat de ce changement microphonique en supprimant toute accoutumance. Celle-ci aurait pu avoir une incidence sur les résultats du test et donc fausser les analyses. Les patients ainsi testés, les résultats resteront spontanés et immédiats.

Pour respecter un plan d'étude cross-over, les patients ont commencé les tests aléatoirement, soit par {réglage M&RIE} ou par {réglage omnidirectionnel}.

Dans le but d'honorer une étude en double aveugle, ni le testeur, ni les participants n'ont connaissance du réglage utilisé lors des différents tests.

2.2. Choix de l'appareillage auditif

Pour la réalisation des tests, l'appareillage auditif choisi est une unique paire d'appareils neufs type mini contour à écouteurs déportés du groupe GN Hearing : les ReSound One 961.

La même paire d'appareils a été utilisée pour l'ensemble des participants de l'étude (les appareillages existants appartenant aux patients n'ont pas été utilisés. Même pour les patients équipés en ReSound one 9). L'intérêt de cette paire d'appareils neufs est multiple. Cela permet de réaliser les tests avec le même matériel pour tous les participants et de limiter l'usure de ce dernier.

Couplés aux One 9, des écouteurs M&RIE qui possèdent un microphone sur le haut-parleur de différentes tailles en fonction des oreilles des patients ont été adaptés et qui sont changés à chaque patient.

2.3. Choix du matériel vocal

Pour le gain prothétique vocal, les listes utilisées sont les listes cochléaires de Lafon pour leur reproductibilité.

Pour les tests de compréhension de la parole, dans le bruit, le test Framatrix du logiciel Oldenburg Measurement Applications via Affinity était utilisé.

Plusieurs études (**Janse S & al, 2011**) (**Wagener K & al, 2003**) préconisent avec l'utilisation du Framatrix une phase d'entraînement. Ces suggestions ont été suivies.

Le test fut réalisé de la manière suivante : une liste d'entraînement de 20 phrases, puis de manière aléatoire une liste de 20 phrases {réglage M&RIE} et/ou une liste de 20 phrases {réglage omnidirectionnel}.

Le bruit fixe à 65dB était envoyé par les quatre haut-parleurs suspendus et les phrases variaient automatiquement en fonction des réponses du patient par le haut-parleur mural face à ce dernier.

Cette configuration des haut-parleurs a pour but d'isoler le signal de parole et d'immerger le sujet au milieu du bruit pour reproduire au mieux une situation bruyante. L'idée était de faire un test écologique qui correspond aux attentes de l'étude menée ici, en exploitant la physiologie et les avantages du pavillon de l'oreille.

2.4. Statistiques

Pour la réalisation des statistiques des différentes données collectées, le logiciel JASP (version 0.16.3.0.) a été exploité. Le logiciel Excel Microsoft Office 2010 a permis de recueillir les données (**Annexe 3**).

Pour rappel, voici deux définitions de données qui seront utilisées par la suite :

- **L'écart type** sert à mesurer la dispersion, ou l'étalement, d'un ensemble de valeurs autour de leur moyenne. Plus il est faible, plus la population est homogène.
- **La moyenne** est le quotient de la somme des valeurs de la série par l'effectif total.

Le logiciel JASP a servi pour les tests statistiques suivants :

- **L'ANOVA** à mesures répétées est un choix judicieux pour comparer les données collectées et confirmer ou non la significativité des différences observées. Ici, dans cette étude, l'utilisation d'une ANOVA à mesures répétées est nécessaire. Dans un plan intra-sujet, c'est-à-dire lorsque les sujets sont confrontés aux différentes modalités d'une même variable, l'utilisation d'une ANOVA est recommandée pour sa fiabilité et sa précision en termes de significativité.
- **Le test post-hoc** est utilisé pour comparer des données avec des variances inégales. L'ajustement de Bonferroni permet d'augmenter la « difficulté » pour que les données soient significatives et donc limiter les erreurs de multiplications des tests post-hoc.

Le logiciel XLSTAT a permis de réaliser des Box-plots ou boîte à moustache pour calculer l'écart-type, la moyenne, la variance, le minimum et le maximum des différentes données.

Les variables utilisées sont des variables quantitatives. Si la probabilité p-value est inférieure à alpha (0,05) alors la différence statistique sera significative.

Le degré de significativité sera noté comme suit : * $p < 0,05$; ** $p < 0,01$; *** $p < 0,001$.

3. Méthode

3.1. Organisation du rendez-vous

Le rendez-vous commence par la signature d'une feuille de consentement (**Annexe n°2**) du patient pour participer à une étude scientifique. Les explications du protocole appliqué pour la suite du rendez-vous sont données au patient.

Les recommandations fabricants ont été respectées pour le choix du couplage acoustique ainsi que pour le réglage des appareils à l'aide du préréglage Audiogram+ du logiciel fabricant. Cette démarche a pour but d'éviter tous biais au niveau des réglages réalisés et pour optimiser au maximum les effets des écouteurs M&RIE. Le gain prescrit est à 100%. À noter que pour les patients déjà appareillés quelque soit la marque, les réglages du patient n'ont été ni utilisés, ni comparés.

Ensuite les appareils ReSound One 9 sont connectés à l'ordinateur pour déterminer le type de dôme à utiliser pour le patient en fonction de son audiogramme. Une otoscopie est réalisée pour définir la taille du dôme à adapter. Pour donner suite à cela un anti-larsen est réalisé.

Pour suivre, deux réglages se différencient, un {réglage M&RIE}, c'est-à-dire un réglage avec le mode microphonique M&RIE et un {réglage omnidirectionnel}, c'est-à-dire avec le mode microphonique omnidirectionnel.

Dans l'objectif d'honorer une étude double aveugle, l'intervention d'une assistante était nécessaire. Au préalable, cette dernière a appris à créer deux programmes et à modifier le mode microphonique sur les différents programmes du logiciel. Avant le début des tests, l'assistante venait créer deux programmes, l'un avec le mode microphonique M&RIE et l'autre en omnidirectionnel. Cette création était réalisée de manière aléatoire. Le testeur ainsi que le sujet testé ne sont informés du choix de l'assistante en aucun cas.

Le premier test a alors lieu. Il s'agit d'une audiométrie vocale en champ-libre, avec de manière aléatoire un passage en mode M&RIE et un passage en mode omnidirectionnel. Une fois cette première partie finalisée, les SRT mesurés dans les deux conditions de passation sont rentrés dans un tableau Excel avec deux colonnes (une colonne programme 1 et une autre, programme 2). Les SRT est l'intensité nécessaire pour une atteindre un score de compréhension de 50 %. Cette donnée est calculée et affichée par le logiciel Affinity suite.

Le deuxième test est un Framatrix avec une liste d'entraînement de 20 phrases organisées de la manière suivante : Prénom, verbe, chiffre, objet, couleur. Deux listes de 20 phrases vont suivre dans le même ordre que pour l'audiométrie vocale en champ libre réalisée précédemment, une en mode M&RIE et une en omnidirectionnel. Les scores de RSB sont à nouveau reportés dans notre tableau Excel.

Les RSB recherchés sont pour une compréhension de 50%. Cette valeur est calculée et affichée par le logiciel Oldenburg Measurement Applications via Affinity. On parle de plus en plus de SIB50 (Seuil pour 50 % d'intelligibilité dans le bruit en dB RSB).

À la fin des tests, une question ouverte subjective était posée aux participants. Cette question était : "Avec quel réglage vous êtes-vous senti le plus à l'aise, lequel semblait le plus naturel et avec lequel avez-vous ressenti une meilleure compréhension ?".

Après la réalisation de l'intégralité des tests, l'examineur regarde les deux programmes pour savoir quelle condition microphonique correspond aux différents programmes. Par la suite, les données du tableau de relevage vont être exportées vers le tableau d'analyse (**Annexe 3**).

Les résultats relevés pour être comparés lors de l'étude statistique sont les suivants : pour l'audiométrie vocale le SRT dans les deux modes microphoniques. Puis le RSB obtenu lors des deux dernières listes de phrases dans les deux configurations microphoniques qui va également être rentré dans le tableau pour servir à l'étude statistique.

Les scores SRT sont exprimés en dB HL et les RSB en dB.

Résultats

Pour rappel, pour les scores SRT comme pour les scores RSB, plus ces derniers sont numériquement faibles, meilleure est l'intelligibilité.

1. Échantillon testé

1.1. Caractéristiques de l'appareillage

Tous les tests ont été réalisés avec la même paire d'appareils ReSound One 9 équipée d'écouteurs M&RIE, ainsi que de dômes fermés adaptés pour chaque conduit.

1.2. Caractéristiques des patients

Trente-cinq patients ont été retenus pour l'étude, deux ont été exclus à la suite de difficultés trop importantes pour la compréhension et la réalisation du Framatrix.

Pour ces tests, trente-trois participants ont collaboré dont 13 hommes et 20 femmes.

Tous les sujets présentaient des pertes auditives bilatérales correspondant à une perte légère ou modérée.

1.3. Codes de lecture

Les boîtes à moustaches aux couleurs jaunes correspondent aux résultats mesurés avec le réglage en M&RIE. Pour celles avec des couleurs bleues, elles se rattachent aux résultats relevés avec le réglage en mode omnidirectionnel.

La significativité est discernable selon les codes suivants : * $p < 0,05$; ** $p < 0,01$; *** $p < 0,001$.

2. Comparaison des SRT en fonction du mode microphonique

Les boîtes à moustache qui suivent permettent de comparer les scores SRT obtenus en fonction du mode microphonique sélectionné.

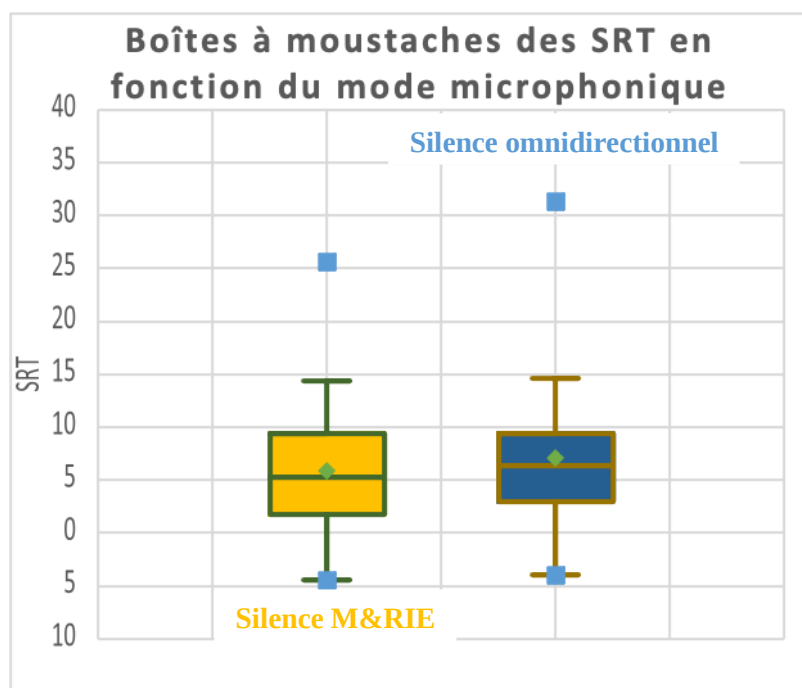


Figure n°16 : Box plot des seuils d'intelligibilité à 50% dans le silence en fonction du mode microphonique

Légende :

■ : Maximum/Minimum ◆ : Moyenne — / — : Médiane

Pour les 33 sujets, il est possible de voir dans le tableau ci-dessous les différentes données statistiques :

	Mode M&RIE	Mode omnidirectionnel
Nombre de sujets	33	33
Moyenne	5,9	7
Ecart-type	5,8	6,6
Minimum	-4,5	-4
Maximum	25,7	31,3
Médiane	5,2	6,3

Tableau n°1 : Tableau des données numériques des SRT en fonction du mode microphonique

Le Box Plot et le tableau précédent mettent en exergue des arguments en faveur du mode M&RIE. En effet, la médiane et la moyenne du mode M&RIE sont inférieures à celles du mode omnidirectionnel. Pour le mode M&RIE, la médiane est de 5,2 et la moyenne de 5,9. En opposition, la médiane du mode omnidirectionnel est de 6,3 et la moyenne est de 7. Il est aisé de constater que 5,2 est inférieur à 6,3 et que 5,9 est inférieur à 7. Par conséquent, les moyennes et médianes respectives des deux modes microphoniques indiquent que le mode M&RIE obtient des scores moyens numériquement plus faibles que le mode omnidirectionnel. Ce qui prouve que la compréhension dans le silence est meilleure avec le module M&RIE étudié ici.

En outre, si les minimums et maximums de chaque mode microphonique sont comparés, il est possible de remarquer que pour le mode M&RIE, les données sont numériquement inférieures à celles du mode omnidirectionnel. Soit un minimum de -4,5 pour le mode M&RIE pour un minimum de -4 pour le mode omnidirectionnel. Pour ce qui est du maximum, il est de 25,7 pour le mode M&RIE et de 31,3 pour le mode omnidirectionnel. Ce constat confirme, à nouveau, que le mode microphonique M&RIE apporte une meilleure compréhension par des scores SRT inférieurs à ceux du mode omnidirectionnel.

Quant à l'écart-type, plus il est faible plus le groupe (ici, les données des scores SRT) est homogène. L'écart-type du mode microphonique M&RIE est inférieur à celui du mode omnidirectionnel (5,8 < 6,6).

Les données du mode M&RIE sont donc plus homogènes que celles du mode omnidirectionnel. Ce qui instaure une certaine fiabilité dans les résultats obtenus.

Pour déterminer le caractère significatif de la différence entre les scores des deux groupes, la réalisation d'une ANOVA est nécessaire.

Ici, l'ANOVA ($F(1,32) = 8,003$; $p < 0,008$) donne une valeur de p inférieur au risque alpha mais supérieur à 0,001. Il y a bien une différence significative entre les moyennes. Pour mesurer la significativité de la différence entre les deux conditions de tests, un test post hoc de Student avec ajustement de Bonferroni est pratiqué. Entre la condition micro M&RIE et micro omnidirectionnel en haut de l'oreille, une différence significative est observée comme suit : $p_{\text{bonf}} = 0,008^{**}$ et $t = -2,829$. Alors la différence entre les deux moyennes est significative.

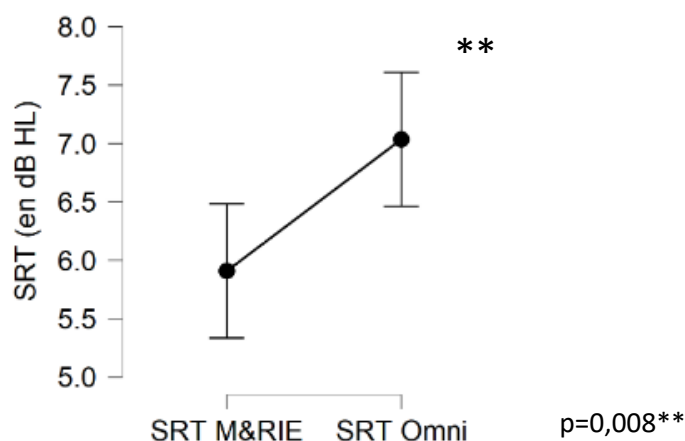


Figure n°17 : Différence des scores SRT en fonction des conditions microphoniques

Légende :

— : Barre d'erreur de l'intervalle de confiance à 95%

3. Comparaison des RSB en fonction du mode microphonique

Le graphique ci-dessous est composé de deux boîtes à moustaches. L'une représentant les RSB mesurés avec le Framatrix en position microphonique M&RIE et l'autre en mode microphonique omnidirectionnel.

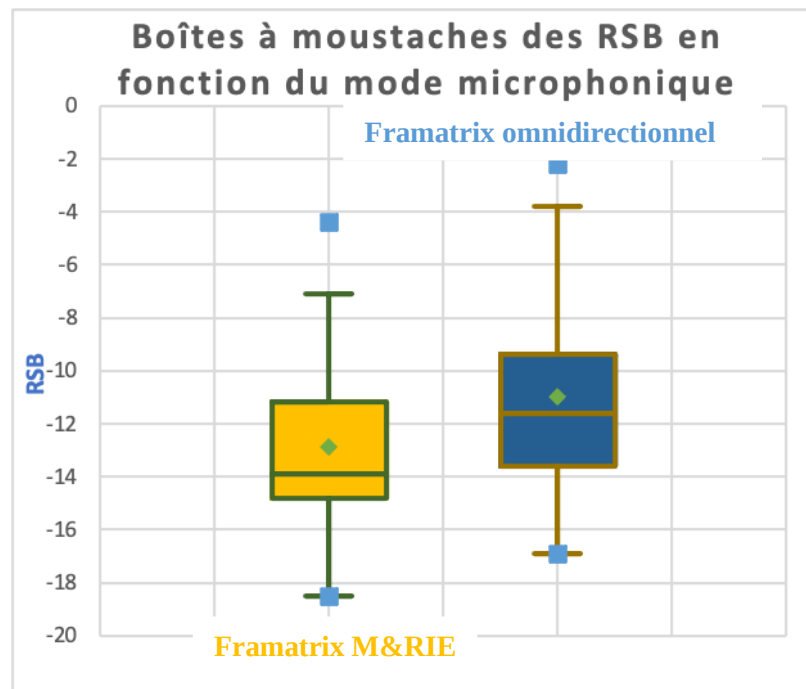


Figure n°18 : Box plot des rapports signal sur bruit en fonction du mode microphonique

Légende :

■ : Maximum/Minimum ◆ : Moyenne — / — : Médiane

Le graphique ci-dessus montre qu'en moyenne les scores RSB sont meilleurs lorsque l'écouteur M&RIE est activé.

Pour rappel plus le RSB est petit, meilleure est la compréhension. Ici, il est possible grâce aux box-plots d'observer une différence entre les deux groupes. Les minimums et maximums sont plus bas pour le positionnement microphonique M&RIE. Ce qui met en évidence une meilleure compréhension dans le bruit avec le positionnement du microphone M&RIE.

Pour voir si cette différence est significative ou non, une ANOVA à mesures répétées a été réalisée.

	Mode M&RIE	Mode omnidirectionnel
Nombre de sujets	33	33
Moyenne	-12,88	-10,97
Écart-type	3,321	3,539
Minimum	-18,5	-16,9
Maximum	-4,4	-2,2
Médiane	-13,9	-11,6

Tableau n°2 : Tableau des données numériques des RSB en fonction du mode microphonique

Le tableau ci-dessus permet de visualiser les différences sur les données numériques correspondantes dans les différentes conditions microphoniques.

En observant les données numériques comme la moyenne et la médiane, des résultats plus favorables sont soulignés pour le mode M&RIE. En effet, avec un score RSB moyen de **-12,88** pour le mode microphonique M&RIE et un score RSB moyen de **-10,97** pour le mode omnidirectionnel, l'intelligibilité dans le bruit est meilleure avec le mode M&RIE.

En ce qui concerne la médiane, l'observation est similaire. La médiane du RSB avec le mode microphonique M&RIE est de **-13,9** contre **-11,6** pour le mode omnidirectionnel. Ce qui met en avant une amélioration de la compréhension dans le bruit avec le mode M&RIE.

Le RSB minimum de **-18,5** concerne le mode microphonique M&RIE. Pour la configuration omnidirectionnelle, le RSB minimum est de **-16,9**. Le RSB minimum du mode M&RIE est numériquement inférieur à celui du mode omnidirectionnel, ce qui conduit à l'interprétation suivante : la compréhension dans le bruit est améliorée avec le mode M&RIE par rapport au mode omnidirectionnel. Pour le RSB maximum, le constat est identique, **-4,4 < -2,2**.

L'écart-type quant à lui est numériquement plus faible pour le mode M&RIE par rapport au mode omnidirectionnel. Ce qui implique une plus grande homogénéité pour les résultats en mode M&RIE.

Les différences des données sont en faveur du micro M&RIE, la réalisation d'une ANOVA avec un test post hoc de Student a permis de déterminer la significativité des différences entre les moyennes.

Ici, l'ANOVA ($F(1,33) = 46,598$; $p < 0,001$) permet l'obtention d'une valeur de p inférieur à 0,001 soit $p < 0,001$, donc une différence significative est confirmée entre les moyennes.

Un test post hoc de Student avec ajustement de Bonferroni révèle une différence très significative : $p_{\text{bonf}} < 0,001^{***}$ et $t = -6,826$.

Le mode microphonique M&RIE apporte donc de manière significative une meilleure intelligibilité dans le bruit que le mode omnidirectionnel classique.

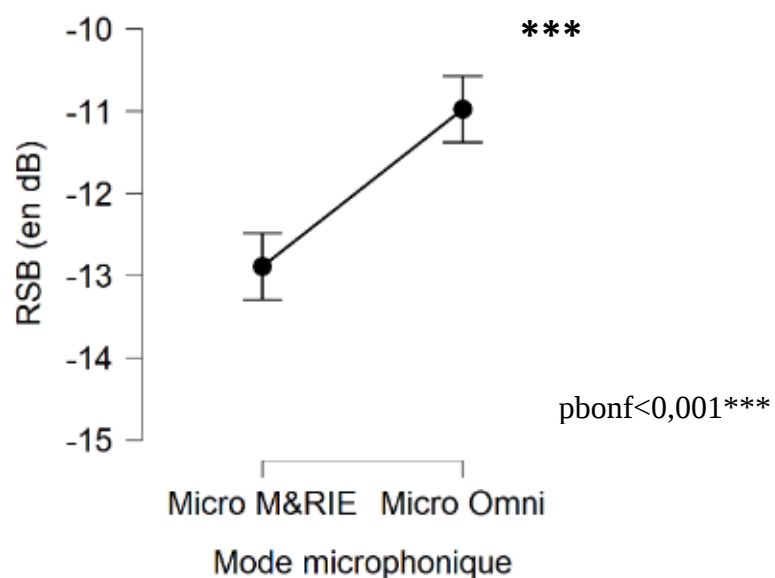


Figure n°19 : Différence des RSB en fonction des conditions microphoniques

Légende :

— : Barre d'erreur de l'intervalle de confiance à 95%

4. Satisfaction, préférence, côté naturel du mode microphonique

Pour les 33 sujets, une question ouverte sur leur ressenti, la qualité, la compréhension fut posée. L'idée était de mesurer un ordre de préférence d'un réglage par rapport à un autre. La question était ouverte et ne demandait pas une réponse précise sur chaque critère énoncé (qualité, confort et compréhension).

Une nette préférence a été exprimée pour le mode M&RIE, un diagramme a été réalisé pour illustrer cette préférence.

Le but de cette étude était de mesurer l'effet immédiat sur l'intelligibilité dans le silence et le bruit avec le changement de mode microphonique.

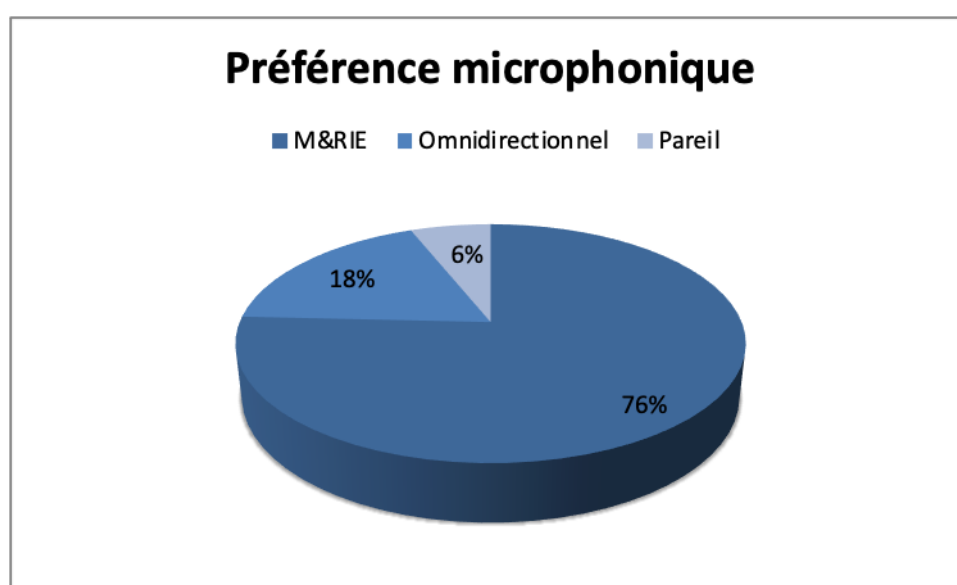


Figure n°20 : Diagramme de préférence du mode microphonique

Ce diagramme montre que 76% des utilisateurs ont ressenti une amélioration auditive avec le mode microphonique M&RIE. 18% des utilisateurs ont préféré le mode omnidirectionnel et 6% n'ont pas ressenti de différence entre les deux modes microphoniques.

Discussion

En préambule, il semble intéressant de rappeler les résultats obtenus lors de cette étude.

En effet, en observant les données numériques obtenues précédemment, il est aisé de constater qu'en utilisant le mode microphonique M&RIE, une amélioration notable et significative se dégage en faveur de ce dernier. Les performances sont améliorées avec l'utilisation de ce mode microphonique par rapport au mode omnidirectionnel.

Premièrement, le module M&RIE apporte une compréhension améliorée dans le silence par rapport à l'autre mode. La différence de 1,1dB entre les scores moyens du SRT des deux modes microphoniques confirme cette amélioration. À l'instar de l'intelligibilité dans le silence, celle dans le bruit connaît également un bénéfice notable, supérieur au mode microphonique omnidirectionnel. En effet, la différence moyenne de 1,91 dB des scores RSB en faveur du mode M&RIE souligne un apport d'intelligibilité par rapport au mode omnidirectionnel.

Deuxièmement, comme il a été évoqué dans les résultats qui précèdent, la question concernant le ressenti entre les deux modes microphoniques révèle une préférence de 76% chez les patients avec le mode M&RIE.

Le but de cette étude était d'évaluer les performances dans le silence et le bruit des utilisateurs, dans les différentes conditions microphoniques.

La problématique était : **L'emplacement des microphones des aides auditives a-t-il un impact immédiat sur l'intelligibilité de la parole dans le silence et dans le bruit ?**

À la lumière des résultats obtenus lors de l'étude, il est possible d'affirmer que l'emplacement du microphone et le mode microphonique ont un impact immédiat sur l'intelligibilité dans le silence et dans le bruit.

Le positionnement du microphone sur les aides auditives a un réel impact sur l'audition des utilisateurs d'appareils de correction auditive, il apporte plusieurs avantages :

- Une meilleure localisation spatiale des sources sonores (**Best et al, 2010**)
- La diminution de l'effet d'occlusion (**Mueller, 1994**)
- Une augmentation de la satisfaction patient (**Ebinger, Mueller, Holland, 1994**)
- La diminution de l'amplification du bruit de vent (**Fortune et Preeves, 1994**)
- Une amélioration de la discrimination de la parole dans le bruit (**S. Burdo et R. Ripamonti, 1981**)

C'est pourquoi, le groupe GN ReSound s'est orienté dans le développement d'une aide auditive comprenant des microphones sur le haut de l'oreille (RIE) et un microphone en captation "naturelle" dans le méat acoustique.

L'objectif est d'offrir une aide auditive combinant différentes possibilités microphoniques aux utilisateurs, afin de conserver l'amplification naturelle de la physiologie de l'oreille externe et d'allier à cela deux microphones sur le haut de l'aide auditive.

Le groupe GN ReSound a réalisé une étude sur l'amélioration de la localisation spatiale avec le module M&RIE et un appareillage dit "classique". Ces tests ont été effectués dans 3 conditions microphoniques : omnidirectionnel, compensation pavillonnaire et module M&RIE. Le module M&RIE apporte une meilleure localisation spatiale par rapport aux deux autres conditions.

En comparant les résultats de cette étude à la littérature, il est possible de constater qu'en 1994, **Ebinger et al** ont mis en évidence une augmentation de la satisfaction patient avec les appareils de type intra-auriculaire. Ce qui permet de confirmer les données relevées dans cette étude.

Ici, 76% des patients ont rapporté une satisfaction supplémentaire, ainsi qu'un confort auditif plus important avec le module M&RIE. En 2020, **J. Growth** a fait le même constat avec le module M&RIE. En effet, lors de l'étude réalisée par **J. Growth** en 2020, avec l'utilisation du module M&RIE, « les résultats ont montré que les notes moyennes pour la qualité globale et la qualité spatiale étaient deux fois plus élevées que pour la compensation de l'effet pavillonnaire ».

La compréhension dans le bruit est un problème récurrent signalé par les porteurs d'aides auditives.

En 1981, **S. Burdo** et al ont vérifié que le microphone en position intra-auriculaire était plus avantageux pour la discrimination de la parole dans le bruit. En effet, il permet un gain auditif moyen de 7,2% dans le bruit, ce qui est en accord avec l'étude réalisée pour ce mémoire. Lors des analyses statistiques, une amélioration significative entre le mode omnidirectionnel et le mode M&RIE a été observée, cette différence est en faveur du module M&RIE. La différence de moyenne des résultats obtenus lors des tests Framatrix est de 1,91. Cette différence est significative d'après l'ANOVA et le test post hoc de student, réalisés en conséquence.

Bronkhorst et Plomp affirment en 1989 que la capacité de localiser les sources sonores apporte à l'auditeur une meilleure perception de la parole dans le bruit, ce qui est en conformité avec les résultats de l'étude réalisée pour ce mémoire. En utilisant le module M&RIE, une meilleure conservation des indices de localisation est effectuée grâce à la position du microphone dans le conduit, comme sur un appareil de type IIC ou CIC d'après l'étude de **Virginie Durin et al** en 2014.

Dans cette même étude, l'appareil de type BTE (behind the ear) avec des microphones situés sur le haut de l'oreille présente des pics différents de ceux de l'oreille nue sur toute la gamme de fréquences. Ces différences influent alors sur la conservation des indices de localisations.

Par conséquent, cela a une influence directe sur la compréhension dans les espaces bruyants et sur la fonction de transfert de l'oreille, ce qui explique une dégradation de la localisation spatiale avec ce type d'aides auditives. Cette dégradation est due à la position du microphone. En effet, tout cela a été démontré par **Virginia Best et al** en 2010.

En raison de l'emplacement du microphone derrière le pavillon, les BTE sont donc incapables de capturer précisément le signal d'une source frontale, par conséquent, davantage de confusions peuvent survenir (**Virginia Best et al**, 2010).

Le filtrage monaural, décrit par la fonction de transfert liée à la tête (HRTF), dépend de la morphologie précise de l'oreille externe (**Shaw et Teranishi**, 1968). Les changements de formes de l'oreille, peuvent produire des changements acoustiques significatifs dans le filtrage (**Hofman et al**, 1998 ; **Carlile et al**, 2007). Ces différentes études s'accordent à dire que la morphologie de l'oreille va influencer sur la conservation des indices acoustiques. Cette conservation des indices acoustiques, pour rappel, permet une meilleure localisation dans le plan horizontal et donc une meilleure intelligibilité dans le bruit. Ces observations sont donc en accord avec les résultats de l'étude réalisée pour ce mémoire. Le microphone du module M&RIE placé dans le pavillon bénéficie de la physiologie de l'oreille, donc de la conservation des indices acoustiques et de la fonction de transfert. C'est pourquoi les résultats avec le mode microphonique omnidirectionnel sont inférieurs à ceux du mode M&RIE.

Non seulement le ressenti patient au niveau de la compréhension est supérieur avec le module M&RIE, mais les chiffres confirment ce constat et montrent que la position du troisième microphone sur l'écouteur a un apport pour la discrimination de la parole dans le bruit.

Cette étude avait pour but de montrer, ou non, une amélioration de la compréhension dans le silence.

Lors de l'analyse statistique des résultats obtenus pour les SRT des sujets testés, une amélioration a été constatée pour le positionnement du microphone dans le conduit auditif (M&RIE). Cette différence est significative. La littérature corrobore avec les résultats obtenus, "Chez le sourd [...] même les petits bénéfices que l'on peut obtenir, avec la position du microphone dans la conque du pavillon peuvent être importants pour la compréhension du langage" (**S. Burdo et al**, 1981).

En 1978, **Dancer et al** ont réalisé une étude sur la fonction de transfert de l'oreille externe chez le cobaye. À 2,5 et 6,5 kHz, l'oreille externe a la capacité d'amplifier de 10 dB le niveau de pression acoustique, ce qui démontre l'importance de l'oreille externe et donc de conserver sa fonction physiologique en utilisant une captation naturelle avec un microphone dans le conduit auditif externe.

Il a été possible de trouver une différence significative pour la compréhension dans le silence, comme dans le bruit, grâce à des tests statistiques basés sur les résultats obtenus par les patients participants à l'étude.

Par ailleurs, le ressenti patient est en faveur du mode microphonique M&RIE pour la compréhension et le côté naturel de l'écoute, par conséquent, de l'utilisation du microphone en position de captation naturelle, c'est-à-dire dans le conduit.

Malgré des résultats significatifs et en accord avec la littérature, des limites sont à prendre en compte pour cette étude.

Premièrement, pour ce qui est de la taille de l'échantillon, sa taille est convenable mais une population plus importante aurait permis d'homogénéiser davantage la population pour retirer un éventuel biais dû à la taille de l'échantillon.

Deuxièmement, la durée des tests était également une limite pour l'étude. En effet, malgré une sélection de participants en partie en fonction de leur âge, certains ont manifestés à la fin des tests une certaine fatigue et le besoin d'une très forte concentration lors des tests. Ce qui peut éventuellement altérer la qualité des scores RSB obtenus pour ces quelques patients.

De plus, le choix du mode microphonique omnidirectionnel est une configuration qui est connue pour une directivité globale, c'est-à-dire dans toutes les directions, ce qui n'est pas le cas de la plupart des aides auditives réglées pour les situations bruyantes. L'étude n'a pas été réalisée avec un troisième mode microphonique plus sélectif pour le bruit (les réducteurs de bruits n'étaient par ailleurs pas désactivés). Un mode directionnel fixe dirigé vers l'avant dans le plan horizontal aurait potentiellement pu apporter de meilleurs résultats prothétiques que le mode omnidirectionnel.

Ensuite, la cohorte de patients respectait une sélection audiométrique précise. Les surdités sélectionnées étaient légères à modérées selon les recommandations du groupe GN ReSound pour l'adaptation des appareils One avec module M&RIE. Cette condition limite l'utilisation de ce module à une population bien définie.

En outre, l'utilisation d'une passation des tests en double aveugle n'exclut pas une possible accoutumance ou un éventuel entraînement lors des tests.

Cette étude présente également une limite au niveau du questionnaire. En effet, lors de l'étude une simple question a été posée aux patients sur leur ressenti avec les deux modes microphoniques. L'utilisation d'un questionnaire standardisé aurait permis des réponses normées et plus significatives. Malheureusement, les recherches n'ont pas permis de trouver un test sur une durée d'appareillage aussi courte.

Cependant, la littérature met en lumière quelques éléments à prendre en compte. En effet, en 2009 **T. Van den Bogaert et al** ont réalisé une étude sur la localisation d'une source avec différents styles d'aides auditives comme les appareils intra-auriculaires ou encore contour d'oreille. Suite à cette étude ils ont constaté des différences de performance de localisation en faveur des appareils de type intra, mais ces différences n'étaient pas significatives.

Par ailleurs, le réglage utilisé pour l'étude de ce mémoire était basé sur un préréglage à 100% du gain cible. Plusieurs patients ont mis en avant le fait qu'ils ne pourraient pas supporter un réglage avec une amplification importante. En effet le ressenti du patient reste un point majeur dans le réglage et doit être pris en compte dans la pratique courante de l'audioprothèse.

Conclusion

Lors d'une démarche d'appareillage, les patients sont à la recherche d'une meilleure compréhension dans tous les environnements mais particulièrement dans le bruit.

Les fabricants sont donc à la recherche d'un appareil permettant une meilleure compréhension dans le bruit, pour diminuer l'effort d'écoute et apporter une satisfaction aux patients.

Cette étude avait pour objectif de mesurer un impact sur l'intelligibilité de la parole. La problématique était : **L'emplacement des microphones des aides auditives a-t-il un impact immédiat sur l'intelligibilité dans le silence et dans le bruit ?**

En se référant à la littérature, une amélioration de l'intelligibilité était attendue avec une position microphonique physiologique. Cette amélioration était accompagnée de divers points positifs en faveur de la position du microphone, comme par exemple une meilleure localisation spatiale, un confort d'écoute supérieur ou bien encore une écoute plus naturelle. Cette étude a, en effet, mis en évidence une amélioration de l'intelligibilité de la parole dans le silence et le bruit avec l'utilisation du module M&RIE du groupe Gn ReSound.

Il serait intéressant de poursuivre cette étude en testant des surdités un peu plus avancées, ainsi que de rajouter un groupe témoin de normaux entendants. Une comparaison avec une troisième configuration microphonique adaptative pourrait également être intéressante. En effet, pour aller plus loin, l'utilisation d'une méthode double aveugle en cross over avec wash out pour les tests pourrait être intéressante, ainsi qu'une période d'adaptation plus longue pour les différents réglages ce qui permettrait également d'utiliser un questionnaire standardisé pour mesurer la satisfaction des sujets testés. Une comparaison avec un appareil de type intra-auriculaire (CIC, IIC) pourrait être intéressante et permettre de voir si la position microphonique quasi-identique de ces deux styles d'appareils diffère en termes de conservation des indices acoustiques ou en termes d'intelligibilité.

Malgré tout, la position du microphone sur les différents types d'aides auditives ne dispense pas la réalisation d'un réglage optimisé. Selon la perte et les besoins du patient l'intervention d'un audioprothésiste est nécessaire pour corriger au mieux la surdité et les déficiences du patient.

Bibliographie

- A.S. BREGMAN, Auditory Scene Analysis : The Perceptual Organization of sound, The MIT Press, Massachusetts, USA, 1990
- A.Wabnitz, N. Epain, C. Jin, and A. van Schaik. Room acoustics simulation for multichannel microphone arrays. In Proc. International Symposium on Room Acoustics, Melbourne, 2010.
- Akeroyd MA. An overview of the major phenomena of the localization of sound sources by normal-hearing, hearing-impaired, and aided listeners. Trends in Hearing. 2014 Dec 8;18:1-7.
- Best V, Kalluri S, McLachlan S, Valentine S, Edwards B, Carlile S. A comparison of CIC and BTE hearing aids for three-dimensional localization of speech. International Journal of Audiology. 2010 Oct 1;49(10):723-32.
- Bisgaard N, Vlaming M, Dahlquist M. Standard audiograms for the IEC 60118-15 measurement procedure. Trends in Amplification. 2010; 14:113-120.
- Bronkhorst and R. Plomp Binaural speech intelligibility in noise for hearing-impaired listeners The Journal of the Acoustical Society of America 86, 1374 (1989); <https://doi.org/10.1121/1.398697>
- Burdo, S., & Ripamonti, G. (1981). Position du microphone dans les protheses audiives. Acta ORL Belg, 35, 83-91.
- Byrne D, Noble W. Optimizing sound localization with hearing aids. Trends in Amplification. 1998 Jun;3(2):51-73.
- Byrne D, Dirks D. Effects of acclimatization and deprivation on non-speech auditory abilities. Ear and Hearing. 1996 Jun;17(3 Suppl):29S-37S.
- Carr, K. (2020). 20Q: Consumer insights on hearing aids, PSAPs, OTC devices, and more from MarkeTrak 10. AudiologyOnline. Retrieved from www.audiologyonline.com.
- C. Berger-Vachon Aspects physiologiques de la perception auditive. Application à une prothèse auditive implantée : l'implant cochléaire J3eA, Journal sur l'enseignement des sciences et technologies de l'information et des systèmes, Volume 3, Hors-Série 1, 14 (2004) DOI : <http://dx.doi.org/10.1051/bib-j3ea:2004614>
- Clark, JG. Uses and abuses of hearing loss classification. ASHA. 1981; 23:493-500.
- C. P. Brown and R. O. Duda, "A structural model for binaural sound synthesis," IEEE Transactions on Speech and Audio Processing, vol. 6, no. 5, pp. 476–488, 1998.
- C. RENARD, B. AZÉMA, Précis d'Audioprothèse, Production, phonétique acoustique et perception de la parole, Elsevier Masson, Chapitre 5 – Données fréquentielles et temporelles de la perception de la parole, 2005, p. 291

Cubick J, Buchholz JM, Best V, Lavandier M, Dau T. L'écoute à travers des aides auditives affecte la perception spatiale et l'intelligibilité de la parole chez les auditeurs normaux. *Le Journal de la Société Acoustique d'Amérique*. 2018 20 novembre ;144(5):2896-905.

Dancer, A., Franke, R., Evrard, G. *Acta Acustica unie à Acustica* , Volume 41, Numéro 2, 1er novembre 1978, pp. 102-109(8)

Dancer, A et P.Minary 2016 www.cochlea.eu/en/ear/external-ear

Darwin C J, Turvey MT, & Crowder RG. An auditory analogue of the sperling partial report procedure: Evidence for brief auditory storage. *Cognitive Psychology*. 1972; 3(2):255–267.

D. J. Kistler and F. L. Wightman, “A model of head-related transfer functions based on principal components analysis and minimum-phase reconstruction,” *J. Acoust. Soc. Am.*, vol. 91, no. 3, pp. 1637–1647, 1992.

D. W. Batteau, “The role of the pinna in human localization,” *Proc. R. Soc. London. Series B, Biological Sciences*, vol. 168, no. 1011, pp. 158–180, August 1967.

Denk F, Ewert SD, Kollmeier B. Spectral directional cues captured by hearing device microphones in individual human ears. *The Journal of the Acoustical Society of America*. 2018 Oct 11;144(4):2072-87.

E. A. G. Shaw, *Binaural and Spatial Hearing in Real and Virtual Environments*, chapter Acoustical features of human ear, pp. 25–47, R. H. Gilkey and T. R. Anderson, Lawrence Erlbaum Associates, Mahwah, NJ, USA, 1997

Ebinger, K.A, Mueller, G.H., Holland, S.A., & Holland, J.W. (1994) Assessing the speech-understanding benefit from CIC hearing aids. *The Hearing Journal*, 47(11), 35-42.

E.C. Cherry, « *Some experiments on the recognition of speech with one and two ears* », *Journal of the Acoustical Society of America*, n° 25, 1953

E. C. Durant and G. H. Wakefield, “Efficient model fitting using a genetic algorithm: pole-zero approximations of HRTFs,” *IEEE Transactions on Speech and Audio Processing*, vol. 10, no. 1, pp. 18–27, 2002.

Eric D. Young , John J. Rice et Samuel C. Tong *The Journal of the Acoustical Society of America* 99 , 3064 (1996); doi :10.1121/1.414883

Festen JM, Plomp R. Speech-reception threshold in noise with one and two hearing aids. *Journal of the Acoustical Society of America*. 1986; 79(2):465–471.

Fortune, T., & Preeves, D. (1994). Effects of CIC, ITC and ITE microphone placement on the amplification of wind noise. *The Hearing Journal*, 47(11),23-27.

Francis Kuk,Pétri Korhonen,Chi Lau,Denise Keenan etMagnus Norgaard Évaluation d'un algorithme de compensation de pavillon pour la localisation du son et la perception de la parole dans le bruit. doi: 10.1044/1059-0889(2012/12-0043), 2012

Gatehouse S, Noble W. The speech, spatial and qualities of hearing scale (SSQ). *International Journal of Audiology*. 2004 Jan 1;43(2):85-99.

G. Boerger. Die Lokalisation von Gausstönen (The localization of Gaussian tones). Dissertation, Technische Universität Berlin, 1965.

G. Canévet, Psycho acoustique et perception auditive, INSERME/SFA/CENT, Série Audition, 1989, p.86.

Gran F, Bønnelykke JR, Haastrup A, Udesen J, Fortune T, Piechowiak T, Dittberner A. Spatial cue reproduction in modern Receiver-In-Ear hearing instruments. In Proceedings of the International Symposium on Auditory and Audiological Research. 2011 Dec 15;3:441-448.

Grégory Gerenton, Mesures non invasives de l'activité électrophysiologique des cellules sensorielles et des neurones auditifs. Applications au diagnostic de pathologies de l'oreille interne. Décembre 2015. <https://www.theses.fr/2015CLF1MM17>

Griffing T, Preves D. In-The-Ear aids: Part 1. Hearing Instruments. 1976; 3:23-24.

Griffing T, Preves D. In-The-Ear aids: Part 2. Hearing Instruments. 1976; 5:12-14,56.

Groth, J. Hearing aid directionality with binaural processing. AudiologyOnline. 2016 May. www.audiologyonline.com

Groth, J. An innovative RIE with microphone in the ear lets users “hear with their own ears”. ReSound white paper. 2020.

Groth, J. Binaural Directionality and Spatial Sense. ReSound white paper. 2015.

Groth, J. The evolution of the ReSound binaural hearing strategy: All Access Directionality and Ultra Focus. ReSound white paper. 2020.

Guittard Robin « Localisation latéralisée avec aides auditives », 2018.

Hällgren, M., Larsby, B., Lyxell, B., & Arlinger, S. (2005). Speech understanding in quiet and noise, with and without hearing aids: International Journal of Audiology, 44(10), 574-583.

Henri Piéron, Alfred Fessard, Paul Fraisse. L'année psychologique 1960 vol 2. P405-409

IEC, International Electrotechnical Commission 60118-15. Electroacoustics– Hearing Aids– Part 15: Methods for characterising signal processing in hearing aids. Geneva, 2009, pp. CD 60118– 15, 29/687/CD.

Jansen S, Luts H, Wagener KC, Kollmeier B, Del Rio M, Dauman R, James C, Fraysse B, Vormès E, Frachet B, Wouters J, Van Wieringen A. Comparison of three types of French speech-in-noise tests : A multi-center study. Int J Audiol. 2011. 51 (3).164-173

Jens Blauert Spatial hearing : the psychophysics of human sound localization, 1997

Jespersen, C. Spatial hearing and severe hearing impairment. Zeitschrift für Audiologie. 2017.

Jespersen, CT. Independent Study Identifies a Method for Evaluating Hearing Instrument Sound Quality. Hearing Review. 2014; 21(03):36-40.

Keidser G, O'Brien A, Hain JU, McLelland M, Yeend I. The effect of frequency-dependent microphone directionality on horizontal localization performance in hearing-aid users. *International Journal of Audiology*. 2009 Jan 1;48(11):789-803.

Keidser G, Rohrseitz K, Dillon H, Hamacher V, Carter L, Rass U, Convery E. The effect of multi-channel wide dynamic range compression, noise reduction, and the directional microphone on horizontal localization performance in hearing aid wearers. *International Journal of Audiology*. 2006 Jan 1;45(10):563-79.

K. J. Faller II, A. Barreto, N. Gupta, and N. Rishe, "Time and frequency decomposition of head-related impulse responses for the development of customizable spatial audio models," *WSEAS Transactions on Signal Processing*, vol. 2, no. 11, pp. 1465–1472, 2006.

Korhonen P, Lau C, Kuk F, Keenan D, Schumacher J. Effects of coordinated compression and pinna compensation features on horizontal localization performance in hearing aid users. *J Am Acad Audiol*. 2015 Jan;26(1):80-92. doi: 10.3766/jaaa.26.1.9. 2015.

Kuk F, Korhonen P, Lau C, Keenan D, Norgaard M. Evaluation of a pinna compensation algorithm for sound localization and speech perception in noise. *American Journal of Audiology*. 2013.

Langendijk EH, Bronkhorst AW. The contribution of spectral cues to human sound localization. *The Journal of the Acoustical Society of America*. 1999 Feb;105(2):1036.

Lasry Y., E.P.U. 2011 – Presbyacousie, 4ème âge et surdité – audiométrie vocale dans le bruit- cas particulier du quatrième âge (diapo 18)

Legarthy SV, Simonsen CS, Dyrland O, Bramsloev L, Jespersen C. Establishing and qualifying a hearing impaired expert listening panel. Poster presentation at ICHON. 2012, Lake Tahoe.

Liebetrau J, Nagel F, Zacharov N, Watanabe K, Colomes C, Crum P, Sporer T, Mason A. Revision of Rec. ITU-R BS. 1534. In *Audio Engineering Society Convention 137* 2014 Oct 8. Audio Engineering Society.

Lord Rayleigh J. W. Strutt, "On our perception of sound direction," *Philosophical Magazine*, vol. 13, pp. 214–232, 1907.

Mason AJ. The MUSHRA audio subjective test method. *BBC R&D White Paper WHP*. 2002 Sep;38.

MILLS, « On The Minimum Audible Angle », *The Journal of the Acoustical Society America*, 1958, p.237-246.

Mueller, G.H. (1994). CIC Hearing aids: What is their impact on the occlusion effect. *The Hearing Journal*, 47(11),29-35.

Naumann A. Otoplasty - techniques, characteristics and risks. *GMS Curr Top Otorhinolaryngol Head Neck Surg*. 2007;6:Doc04. Epub 2008 Mar 14. PMID: 22073080; PMCID: PMC3199845.

N. Gupta, A. Barreto, and M. Choudhury, "Modeling head-related transfer functions based on pinna anthropometry," in Proc. of the Second International Latin American and Caribbean Conference for Engineering and Technology (LACCEI), Miami, FL, USA, 2004.

O.Malard, C.Beauvillain de Montreuil, F.Legent Pathologie acquise de l'oreille externe <https://doi.org/10.1016/j.emcorl.2005.04.002>

Olivier Ferber. Audioprothèse et son 3D : étude et application du son binaural à un dispositif de rééducation auditive. Médecine humaine et pathologie. 2015. fhal-01825610f

P. Satarzadeh, "A study of physical and circuit models of the human pinnae," 2006.

Picou EM. MarkeTrak 10 (MT10) Survey Results Demonstrate High Satisfaction with and Benefits from Hearing Aids. *Seminars in Hearing*. 2020; 41(1):21-36.

Pumford JM, Seewald RC, Scollie SD, Jenstad LM. Speech recognition with In-The-Ear and Behind-The-Ear dual-microphone hearing instruments. *Journal of the American Academy of Audiology*. 2000 Jan 1;11(1):23-35.

Radvansky, GA. Human memory. Boston: Pearson/Allyn And Bacon: 2006

R. V. Algazi, R. O. Duda, D. M. Thompson, and C. Avendano, "The CIPIC HRTF database," in IEEE Workshop on Applications of Signal Processing to Audio and Acoustics, New Paltz, New York, USA, 2001, pp. 1–4.

Risberg, DM, Cox, RM. Comparison of In-The-Ear and Over-The-Ear hearing aid fittings. *Journal of Speech and Hearing Disorders*. 1986 51(4):362-9.

The effect of head rotations on vertical plane sound localization

S. Perrett et W. Noble. *The Journal of the Acoustical Society of America* 102, 2325 (1997); <https://doi.org/10.1121/1.419642>

Shaw Edgar A.G (1974). The External Ear. *Auditory System* pp 455-490 DOI: 10.1007/978-3-642-65829-7_14

Stern, R. M., Brown, G. J., & Wang, D. (2006). Binaural sound localization. In D. Wang & G. J. Brown (Eds.), *Computational scene analysis* (pp. 147–186). Hoboken, NJ: John Wiley & Sons.

Strom K. Hearing aid unit sales increase by 6.5% in 2019. *Hearing Review*. 2020;27(2):6,34.

Thaut, MH. Musical echoic memory training (MEM). In M. H. Thaut & V. Hoemberg (Eds.), *Handbook of neurologic music therapy*. Oxford University Press; 2014. p 311-313

The Journal of the Acoustical Society of America 131 , EL268 (2012); doi.10.1121/1.3687015

Thomassin J.-M., Dessi P., Danvin J.-B., Forman C. Anatomie de l'oreille moyenne. EMC (Elsevier Masson SAS, Paris), Oto-rhino-laryngologie, 20-015-A-10, 2008.

Tim Van den Bogaert, Evelyne Carette & Jan wouters. Sound source localization using hearing aids with microphones placed behind-the-ear, in-the-canal, and in-the-pinna. 29/06/2009. Doi : 10.3109/14992027.2010.537376

Udesen J, Piechowiak T, Gran F, Dittberner AB. Degradation of spatial sound by the hearing aid. In Proceedings of the International Symposium on Auditory and Audiological Research 2013 Dec 15 (Vol. 4, pp. 271-278).

Van den Bogaert T, Carette E, Wouters J. Sound source localization using hearing aids with microphones placed Behind-The-Ear, In-The-Canal, and In-The-Pinna. *International Journal of Audiology*. 2011 Mar 1;50(3):164-76.

V. C. Raykar, R. Duraiswami, and B. Yegnanarayana, "Extracting the frequencies of the pinna spectral notches in measured head related impulse responses," *J. Acoust. Soc. Am.*, vol. 118, no. 1, pp. 364–374, July 2005.

V. Durin et al. Acoustic analysis of the directional information captured by five different hearing aid styles, 2014. <https://doi.org/10.1121/1.4883372>

The Journal of the Acoustical Society of America 136, 818 (2014); <https://doi.org/10.1121/1.4883372>

V. R. Algazi, R. O. Duda, and D. M. Thompson, "The use of head-and-torso models for improved spatial sound synthesis," in *Proc. 113th Convention of the Audio Engineering Society*, Los Angeles, CA, USA, 2002.

Wagener K, Josvassen JL, Ardenkjar R. Design, optimization and evaluation of a Danish sentence test in noise. *Int J Audiol*. 2003. 42 (10).10-17

Westerman S, Topholm J. Comparing BTEs and ITEs for localizing speech. *Hearing Instruments*. 1985; 36(2):20-24.

Whitmer WM, Schinkel-Bielefeld N, McShefferty D, Wilson C, Naylor G. Adaptation to hearing-aid microphone modes in a dynamic localisation task. In Proceedings of the International Symposium on Auditory and Audiological Research 2019 (Vol. 7, pp. 197-204).

Xu J, Han W. Improvement of Adult BTE Hearing Aid Wearers' Front/Back Localization Performance Using Digital Pinna-Cue Preserving Technologies: An Evidence-Based Review. *Korean Journal of Audiology*. 2014; 18(3): 97.

Zakis JA, Hawkins DJ. Wind noise within and across Behind-The-Ear and miniature Behind-The-Ear hearing aids. *The Journal of the Acoustical Society of America*. 2015 Oct 21;138(4):2291-300.

Zakis JA. Wind noise at microphones within and across hearing aids at wind speeds below and above microphone saturation. *The Journal of the Acoustical Society of America*. 2011 Jun;129(6):3897-907.

Annexes

Annexe n°1 :

Table 2. Proposed Standard Audiograms for the Flat and Moderately Sloping Group

No.	Category	250	375	500	750	1,000	1,500	2,000	3,000	4,000	6,000
N_1	Very mild	10	10	10	10	10	10	15	20	30	40
N_2	Mild	20	20	20	22.5	25	30	35	40	45	50
N_3	Moderate	35	35	35	35	40	45	50	55	60	65
N_4	Moderate/severe	55	55	55	55	55	60	65	70	75	80
N_5	Severe	65	67.5	70	72.5	75	80	80	80	80	80
N_6	Severe	75	77.5	80	82.5	85	90	90	95	100	100
N_7	Profound	90	92.5	95	100	105	105	105	105	105	105

Annexe n°2 :



DECLARATION DE CONSENTEMENT

Je soussigné(e) :

Nom :

Prénom :

Déclare participer à une étude organiser par Monsieur Valentin LLONCH dans le cadre de son travail de mémoire ; dans le centre de correction auditive Audition CORNUAU, 4 Rue du Tabour 45000 ORLEANS.

Fait à Orléans, le

Signature :

Annexe n°3 :

	A	B	C	D	E	F	G
1	Patient	Silence MM	Silence OM	FRM MM	FRM OM	préférence	Sexe
2	Patient 1	11.5	11.5	-10.6	-8.7	MM	Homme
3	Patient 2	11	14.6	-13.4	-13.6	MM	Femme
4	Patient 3	4	6.2	-11.2	-9.4	MM	Homme
5	Patient 4	-1	0.6	-15.3	-13.7	OM	Homme
6	Patient 5	1.7	5.1	-4.4	-2.2	MM	Femme
7	Patient 6	3.7	5.8	-13.6	-9.7	OM	Femme
8	Patient 7	1.8	0.8	-16.6	-16.6	MM	Femme
9	Patient 8	1.3	0	-14	-14.6	OM	Homme
10	Patient 9	14.4	20.1	-5.4	-3.8	MM	Homme
11	Patient 10	25.7	31.3	-5.5	-4.1	OM	Homme
12	Patient 11	5.2	2.1	-7.1	-5.2	MM	Femme
13	Patient 12	0.9	2.2	-13.2	-10.5	OM	Homme
14	Patient 13	-1.6	-2.7	-18.5	-16.9	MM	Femme
15	Patient 14	10.5	8.6	-12.5	-10.3	MM	Homme
16	Patient 15	-4.5	-4	-15.8	-14.6	MM	Femme
17	Patient 16	7.8	7.2	-11.2	-8.8	MM	Femme
18	Patient 17	8.4	9.8	-11.2	-10.3	MM	Homme
19	Patient 18	2.8	2.9	-14.8	-12.4	idem	Femme
20	Patient 19	9.4	9.4	-10.7	-11.6	MM	Femme
21	Patient 20	3	6.5	-14.7	-13.9	MM	Femme
22	Patient 21	9.4	9.4	-11	-9.3	MM	Femme
23	Patient 22	6.3	6	-14.3	-11.9	idem	Homme
24	Patient 23	10	12	-13.9	-11.9	MM	Femme
25	Patient 24	12.8	10.3	-12.1	-11.8	OM	Femme
26	Patient 25	9	9	-14.6	-13.2	MM	Femme
27	Patient 26	4.7	5.1	-14.8	-11.6	MM	Femme
28	Patient 27	-0.8	1.8	-14.7	-14	MM	Homme
29	Patient 28	8.8	7.4	-13.6	-6.5	MM	Femme
30	Patient 29	0.9	3.6	-15.4	-14.5	MM	Femme
31	Patient 30	6.5	6.3	-14.5	-12.9	MM	Femme
32	Patient 31	5.4	10.3	-15.6	-12.3	MM	Homme
33	Patient 32	2.2	5.1	-14.7	-11.2	MM	Homme
34	Patient 33	3.8	7.9	-16.4	-10.2	MM	Femme