



AVERTISSEMENT

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

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

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

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

LIENS

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 122. 4

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

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

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

UNIVERSITE DE LORRAINE

FACULTE DE PHARMACIE

Coupleurs auriculaires : comparaison entre les embouts sur-mesure et ceux dits à adaptation immédiate (dômes)

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

Remerciements

Au terme de ces trois années, je tiens à exprimer mes remerciements à toutes les personnes qui m'ont accompagné durant la formation et celles qui ont contribué à la réalisation de ce mémoire de fin d'études.

Je tiens tout d'abord à remercier Monsieur Gregory GERBAUD, mon maître de stage et maître de mémoire pour sa confiance et la mise à disposition du matériel nécessaire. Une pensée également à toute son équipe, qui m'a permis d'apprendre et de réaliser cette étude dans de bonnes conditions.

D'autre part, je souhaite remercier l'ensemble de l'équipe enseignante du D.E d'Audioprothésiste de Nancy, professeurs mais aussi intervenants, pour la qualité de leur enseignement. Je remercie également l'ensemble des personnes m'ayant accompagné durant les stages : professionnels, hospitaliers et gérontologiques.

Mes remerciements s'adressent à Monsieur Joël DUCOURNEAU, co-directeur de la formation pour sa disponibilité ainsi que pour sa participation et son aide dans la réalisation de ce mémoire.

Je remercie évidemment l'ensemble des personnes qui m'ont permis la réalisation de cette étude : les patients, les audioprothésistes qui y ont participé, les fabricants d'aides auditives et d'embouts.

Je salue mes camarades de promotion pour ces belles années.

Je finirai par un clin d'œil à mes parents, mes frères, ma famille ainsi que mon amie pour leur soutien durant ces trois années d'études.

Table des matières

<i>Introduction</i>	1
---------------------------	---

PARTIE THEORIQUE

I. RAPPELS AUDIOLOGIQUES	3
A. Le système auditif	3
B. L'oreille externe.....	4
1. Anatomie de l'oreille externe	4
2. Physiologie de l'oreille externe	7
C. Parole, bruit et intelligibilité.....	11
1. La parole.....	11
2. Le bruit	15
3. Le rapport signal sur bruit (RSB)	15
4. Notion d'intelligibilité de la parole	16
5. La surdité.....	18
6. Conséquences de la surdité sur l'intelligibilité.....	20
II. RAPPELS AUDIOPROTHETIQUES.....	22
A. La réhabilitation auditive	22
B. L'appareillage auditif.....	22
1. Principe et fonctionnement généraux des aides auditives	22
2. Les types d'aides auditives conventionnelles.....	23
C. L'aide auditive conventionnelle, un système électroacoustique.....	24
1. L'électronique	24
2. L'acoustique	28
III. BILAN D'ETUDES MENEES SUR LES COUPLEURS AURICULAIRES ET L'ORIENTATION DU MEMOIRE.....	41
A. Embout sur-mesure fermé vs dôme ouvert.....	41
B. L'extension de la gamme de dômes.....	42

PARTIE EXPERIMENTALE

I. INTRODUCTION DE L'ETUDE EXPERIMENTALE	45
II. LES AUDIOPROTHESISTES FRANÇAIS ET LES EMBOUTS AURICULAIRES	46
A. Utilisation des deux types de coupleurs auriculaires (sur-mesure et standard)	46
B. Part de l'adaptation standard	47
C. Avantages de l'adaptation standard	48
D. Adaptation standard et types de pertes	49

E.	Informations principales tirées de l'enquête	49
III.	ETUDE CLINIQUE.....	50
A.	Eléments de comparaison	50
B.	Protocole de l'étude.....	51
1.	Lieu de passation des tests.....	51
2.	Le matériel.....	51
3.	Population étudiée	53
4.	Les tests et leur organisation	56
5.	La réalisation des embouts sur-mesure.....	58
C.	Le confort	58
1.	Le confort physique.....	58
2.	Le confort auditif.....	61
3.	Observations générales concernant le confort	74
D.	L'efficacité prothétique	75
1.	Précisions concernant les réglages utilisés	75
2.	Mesure In Vivo : Le gain d'insertion (REIG).....	76
3.	Intelligibilité : Audiométrie vocale dans le bruit	83
E.	Conclusion sur l'étude clinique	93
IV.	ETUDE DES EQUIVALENCES STANDARD/SUR-MESURE.....	95
A.	Les équivalences standard/sur-mesure vues par les professionnels.....	95
1.	Présentation et but de l'enquête.....	95
2.	Résultats	96
3.	Analyse.....	96
B.	Etude objective d'équivalence standard/sur-mesure.....	98
1.	Présentation	98
2.	Eléments de comparaison	98
3.	Protocole.....	98
4.	Détermination d'équivalences acoustiques : Mesures d'occlusion	102
5.	Etude du RSB	106
C.	Conclusion sur l'étude d'équivalence	112
V.	LIMITES DE L'ETUDE	115
	<i>Conclusion</i>	116
	<i>Sources et références</i>	117
	<i>Table des illustrations</i>	123
	<i>Annexes</i>	126

Introduction

« *En cas d'appareillage de type électroacoustique, tout interfère sur tout* » [1].

Cette phrase énoncée par Léon Dodelé illustre bien la complexité de l'appareillage auditif et ses différentes caractéristiques.

En effet, malgré les importantes possibilités de réglages et les performances incontestables des aides auditives actuelles, l'aspect acoustique garde un rôle primordial dans la réussite globale de l'appareillage.

A l'instar de l'évolution technologique des aides auditives, de nouvelles solutions acoustiques sont apparues ces dernières années. Les solutions standards, dites à adaptation immédiate sont désormais une alternative aux solutions sur-mesure.

Lors de l'orientation prothétique, le choix des éléments composant le coupleur auriculaire est vaste. Différents paramètres tels que la capacité prothétique, le confort ou bien l'esthétique sont à prendre en compte.

Nous nous sommes donc posés plusieurs questions dans l'objectif d'utiliser les solutions de couplage disponibles, de façon la plus efficace, afin d'apporter la meilleure réhabilitation auditive possible pour l'ensemble des patients.

Cette problématique nous a amené à constituer ce présent mémoire d'une partie théorique et d'une partie expérimentale.

La première comporte tout d'abord des rappels audiolinguistiques. Ces derniers nous orienteront par la suite, sur l'explication du principe de la réhabilitation prothétique et l'importance de la partie acoustique dans ce processus. La présentation des différentes solutions existantes constituera la suite de cette partie. Pour finir, un bilan des études menées auparavant sera proposé, afin de faire un point sur ce qui a déjà été fait concernant le domaine des coupleurs auriculaires et d'expliquer le choix de notre sujet.

Dans la partie expérimentale, nous présenterons de manière globale l'organisation de notre travail et des différentes études le constituant. Cela permettra d'introduire une enquête réalisée auprès des audioprothésistes afin d'avoir l'avis général de la profession concernant le sujet, et d'expliquer le protocole de l'étude clinique mise en place, qui a pour but de comparer les différentes solutions. Pour finir, de la même manière, nous décrirons l'étude objective des équivalences standard/sur-mesure, réalisée à l'aide d'une tête artificielle.

PARTIE THEORIQUE

I. RAPPELS AUDIOLOGIQUES

A. Le système auditif

L'audition désigne l'ensemble des processus liés à la capacité de percevoir les sons. Elle est assurée par l'association de voies nerveuses du cortex auditif à deux récepteurs auditifs périphériques qui sont les oreilles [2].

Ces organes se composent de trois parties, l'oreille externe, l'oreille moyenne et l'oreille interne (figure 1) [3].

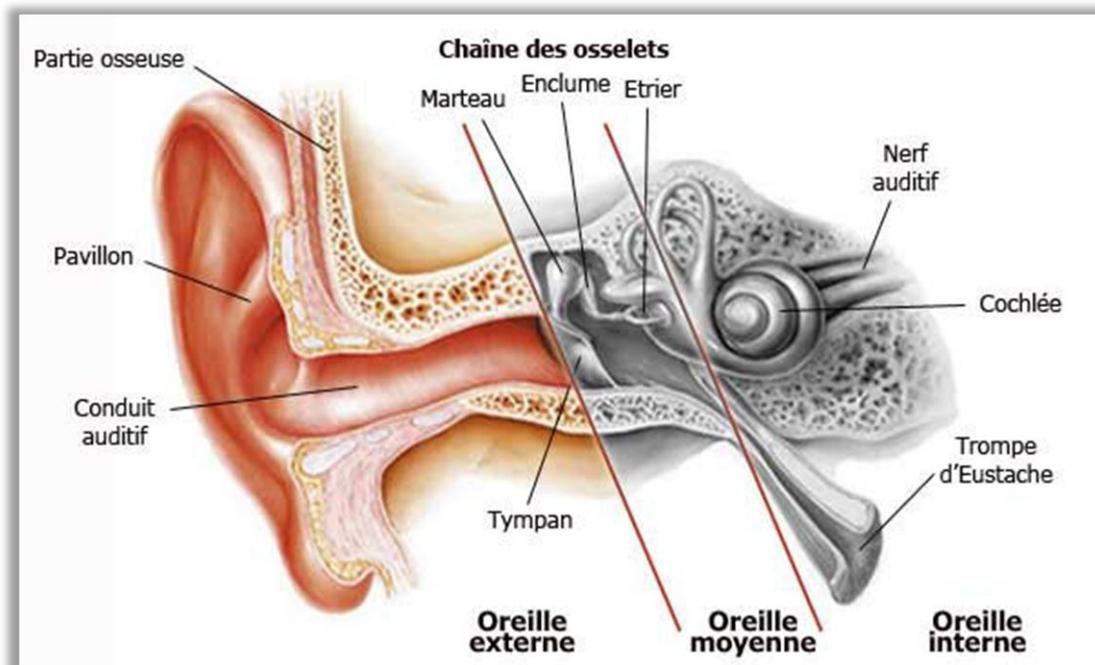


Figure 1 Schéma d'une coupe transversale des trois parties de l'oreille [4]

Chacune de ces structures complexes joue un rôle indispensable au fonctionnement normal du système auditif. Dans le cadre de ce mémoire, les rappels anatomiques et physiologiques porteront sur l'oreille externe.

B. L'oreille externe

Comme son nom l'indique, l'oreille externe est la partie la plus périphérique du système auditif. Support physique de la majorité des aides auditives existantes, elle est formée de différents éléments et assure plusieurs fonctions.

1. Anatomie de l'oreille externe

Ce premier maillon de la chaîne auditive comprend une partie visible : l'auricule ou pavillon. Ainsi qu'une partie non visible : le canal auriculaire ou conduit auditif externe délimité de l'oreille moyenne par une membrane élastique nommée le tympan [3].

a. Le pavillon

Cette partie extérieure de l'oreille située sur la face latérale du crâne, en dessous et en arrière de la tempe, est principalement constituée d'une structure cartilagineuse complexe complétée par une structure fibreuse [5]. L'ensemble de ses deux faces est recouvert de peau. Cette dernière parcourt des reliefs et des creux (figure 2).

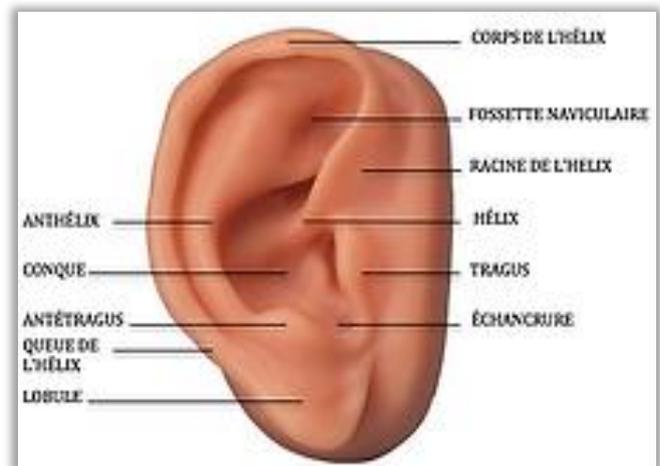


Figure 2 Schéma du pavillon de l'oreille (oreille droite) [6]

Au niveau de l'échancre d'un de ces creux, nommé la conque, se prolonge une partie cartilagineuse donnant naissance à la deuxième partie de l'oreille externe : le conduit auditif externe [7].

b. Le conduit auditif externe (CAE)

Ce canal elliptique ou ovale creusé dans l'os temporal s'étend du fond de la conque au tympan. Ce qui correspond, chez l'adulte, à une longueur moyenne de 25 à 30 mm et d'un diamètre variable (de 4 à 10 mm) diminuant de dehors en dedans [2].

Il est souvent modélisé comme un cylindre fermé à une extrémité par la membrane tympanique (figure 3).

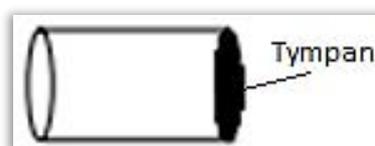


Figure 3 Modélisation schématique du CAE

En réalité le CAE présente deux courbures physiologiques nommées premier et second «coudes». Leur présence divise le canal auditif en trois portions (figure 4).

Le CAE se caractérise aussi par sa mobilité du fait de sa proximité de l'articulation temporo-mandibulaire. Des modifications de formes du conduit sont observables lors de chaque mouvement des mâchoires [8].

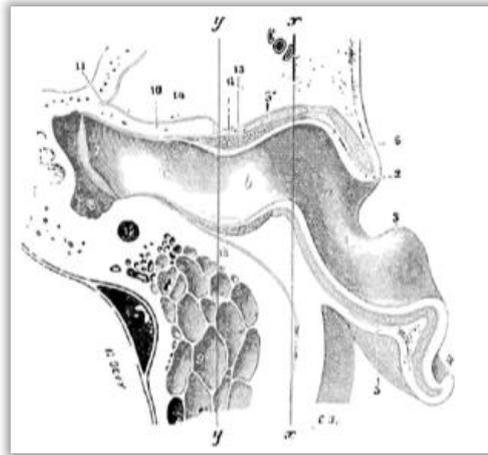


Figure 4 Coupe horizontale du CAE (oreille droite) [9]

A l'instar du pavillon, le CAE est entièrement recouvert de peau. Son premier tiers externe appartient au conduit fibro-cartilagineux caractérisé par la présence de glandes sébacées et cérumineuses (figure 5).

La portion interne est osseuse.

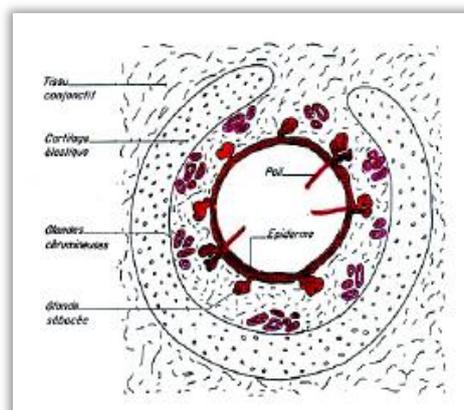


Figure 5 Schéma d'une coupe de la partie fibro-cartilagineuse d'un CAE [10]

La terminaison du CAE est caractérisée par la présence du tympan marquant le commencement de l'oreille moyenne.

c. Le tympan

Cette membrane circulaire élastique tendue, marque la séparation de l'oreille externe et de l'oreille moyenne. De forme conique, elle mesure en moyenne 10 mm de diamètre et 0,1 mm d'épaisseur [3].

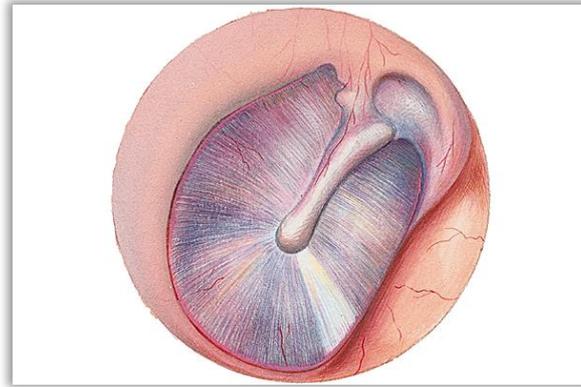


Figure 6 Représentation d'un tympan droit [11]

Formé de trois couches : l'épiderme du côté de l'oreille externe, la couche fibreuse et enfin la muqueuse tapissant l'intérieur de l'oreille moyenne ; le tympan se divise en deux parties :

- La pars tensa, rigide et représentant la majeure partie du tympan,
- La pars flaccida, dépourvue de la couche intermédiaire fibreuse ce qui en fait une partie fragile [12].

Seule la couche externe de la membrane tympanique est considérée comme partie de l'oreille externe.

2. Physiologie de l'oreille externe

La structure précédemment décrite permet à l'oreille externe d'assurer plusieurs fonctions.

a. La transmission des ondes sonores

Par son anatomie, le pavillon joue un rôle d'antenne acoustique en captant les ondes créées par une source [3]. Les ondes sphériques sont transformées en ondes planes avant d'être guidées vers la membrane tympanique chargée de récolter les vibrations par l'intermédiaire du CAE et de les transmettre à la chaîne ossiculaire [13].

b. L'amplification des ondes sonores

L'oreille externe est définie comme la structure à l'origine de la transduction acoustico-mécanique [2].

Celle-ci est caractérisée par une modification de pression acoustique induite par le volume corporel de l'oreille. On définit cela par le terme de « fonction de transfert de l'oreille externe ». Cette fonction est particulière pour chaque fréquence et pour chaque angle d'incidence des ondes sonores. Elle résulte d'une altération de l'onde transmise à l'oreille moyenne par des phénomènes physiques passifs.

L'étude de ce processus a montré que la diffraction et la résonance entraînent des différences d'amplitude et de phase de l'onde incidente [14].

- La diffraction est due à une interférence destructive entre l'onde directe et l'onde diffractée au niveau du pavillon associé au volume crânien.
- La résonance est due aux caractéristiques anatomiques de la conque et du CAE, en particulier [2].

Comme précisé lors de la description anatomique, le CAE peut être assimilé à un tube ouvert à l'une de ses extrémités et fermé à l'autre. Ce qui implique, d'après la physique des tubes, que les ondes sonores ayant une longueur d'onde quatre fois supérieure à la longueur du conduit seront les plus amplifiées. Il y a donc un pic de résonance, propre au CAE [15].

$$f(Hz) = \frac{\text{vitesse du son (m/s)}}{4 * \text{Longueur du conduit (m)}}$$

Le CAE mesurant en moyenne 25 à 30 mm a donc une fréquence de résonance comprise entre 2800 Hz et 3400 Hz.

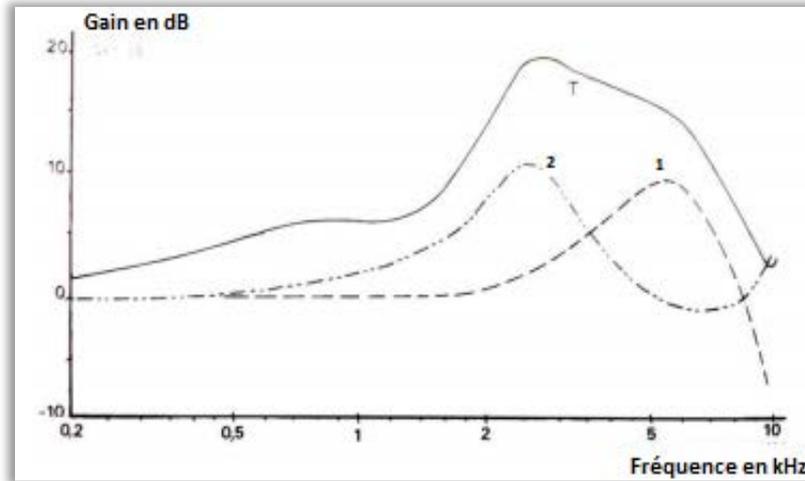


Figure 7 Contribution relative du pavillon (1) et du CAE (2) à l'origine de la fonction de transfert de l'oreille externe (T) [16]

c. La localisation des sons

Localiser une source, c'est déterminer son azimut, sa hauteur, ainsi que la distance à laquelle elle se trouve.

Nous rappelons ici, les indices nécessaires à la localisation dans les plans horizontaux et verticaux.

La présence de deux récepteurs périphériques, conséquence de l'audition binaurale, est une condition indispensable à la localisation de la provenance d'un son.

Pionnier dans l'étude de la compréhension et de la localisation auditive, Lord Rayleigh introduit en 1907 une théorie dite « Duplex ». Elle a permis de mettre en évidence une différence d'informations sonores au fond des conduits auditifs droit et gauche lorsque l'émission de la source est latéralisée. C'est l'écoute dichotique [17].

Cette dernière rend l'homme capable de localiser les sources sonores et de suivre une conversation en milieu bruyant. Les indices utilisés diffèrent selon le plan dans lequel nous nous plaçons.

➤ Dans le plan horizontal

En 1936, Stevens et Newman ont dissocié notre perception dans le plan horizontal en deux indices de localisation. Dits binauraux, les différences de temps et d'intensité constituent deux indices robustes [18] [19].

- La différence de temps interaurale (Interaural Time Difference (ITD))

La différence de temps d'arrivée d'une onde sonore entre chaque oreille est un indice important pour estimer la position d'une source dans le plan horizontal (figure 8).

L'écart temporel dépend du chemin acoustique entre les deux oreilles (figure 9).

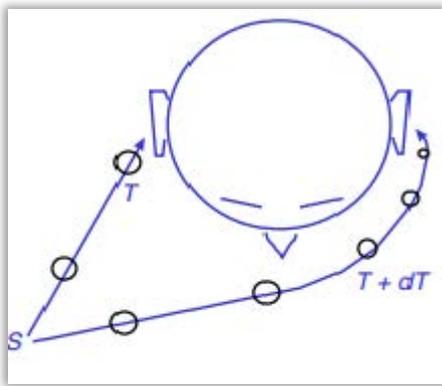


Figure 8 Représentation schématique du chemin parcouru par les ondes sonores d'une source latéralisée en fonction de chaque oreille

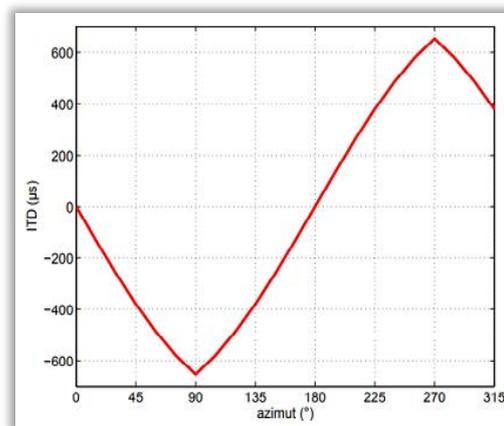


Figure 9 Graphique représentant l'ITD en fonction de l'angle d'azimut [20]

Suivant la théorie développée par Lord Rayleigh, cet indice est fondamental pour localiser une source émettant des ondes dont la fréquence est inférieure à 1500 Hz.

- La différence de niveau interaurale (Interaural Level Difference (ILD))

Pour chaque position de la source sonore, une différence interaurale d'intensité dépendant de la fréquence, apparaît. Elle est la conséquence de la présence de la tête qui tend à constituer un obstacle au passage de l'onde sonore. En effet, la propagation de l'onde sonore est perturbée par le profil morphologique de l'auditeur avant de parvenir à l'entrée de ses canaux auditifs. On parle d'effet d'ombre de la tête ou bien de fonction de transfert interaurale. Contrairement à l'ITD, cet indice est effectif pour des fréquences supérieures à 1500 Hz [21].

Individuelles sont ces différences interaurales (ITD et ILD) intimement liées à la morphologie de la tête et des pavillons.

À travers son expérience, l'homme mémoriserait, au cours de sa vie, une multitude de fonctions de transfert interaurales correspondant à des directions différentes, et a appris à les reconnaître et en extraire les informations spatiales. Les petits mouvements instinctifs de la tête précisent encore la localisation en donnant à l'auditeur plusieurs fonctions de transfert pour chaque source sonore [22].

➤ Dans le plan vertical

Dans le plan vertical, c'est à dire pour la localisation en élévation, les différences interaurales sont particulièrement réduites. Elles laissent place à des indices moins précis que dans le plan horizontal. Ce sont les indices monauraux.

Ce sont principalement des phénomènes de diffractions et de réflexions intervenant au contact du torse, des épaules, de la tête et des pavillons qui sont à l'origine de ces modifications spectrales (figure 24). Ils se traduisent par des pics et des creux spectraux [23].

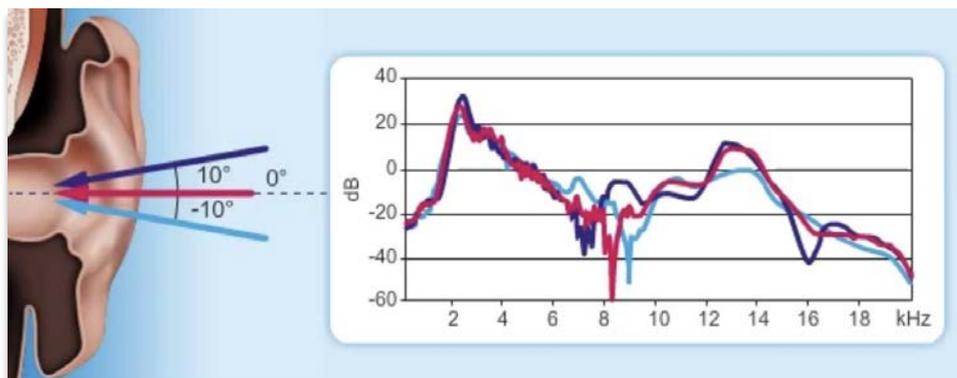


Figure 10 Modifications spectrales en fonction de la position en élévation de la source sonore [24]

Que ce soit dans le plan horizontal ou vertical, l'exploitation et l'analyse des informations effectuées par le cortex permettent une localisation relativement précise dans l'espace.

d. La protection mécanique

L'oreille externe assure une protection mécanique du système tympano-ossiculaire contre les agressions microbiennes externes. Elle joue un rôle de barrière grâce à son anatomie, à la présence de poils et à la sécrétion de cérumen dans le premier tiers du CAE [25].

La description de l'anatomie et des fonctions assurées par l'oreille externe témoigne de son importance dans les processus d'audibilité et d'intelligibilité de la parole.

C. Parole, bruit et intelligibilité

1. La parole

La parole est une combinaison de mots en vue de la communication.

a. Caractéristiques spectrales

Le spectre des sons émis par les organes participant à la phonation s'étend de 80 Hz à 20 kHz. Dans les domaines de l'acoustique et de l'audioprothèse, il est fréquemment divisé en trois bandes intermédiaires : graves : 20 à 400 Hz, médiums : 400 à 2000 Hz, aigus : 2 à 20 kHz.

La bande utile à la compréhension est comprise entre 100 Hz et 8kHz [26].

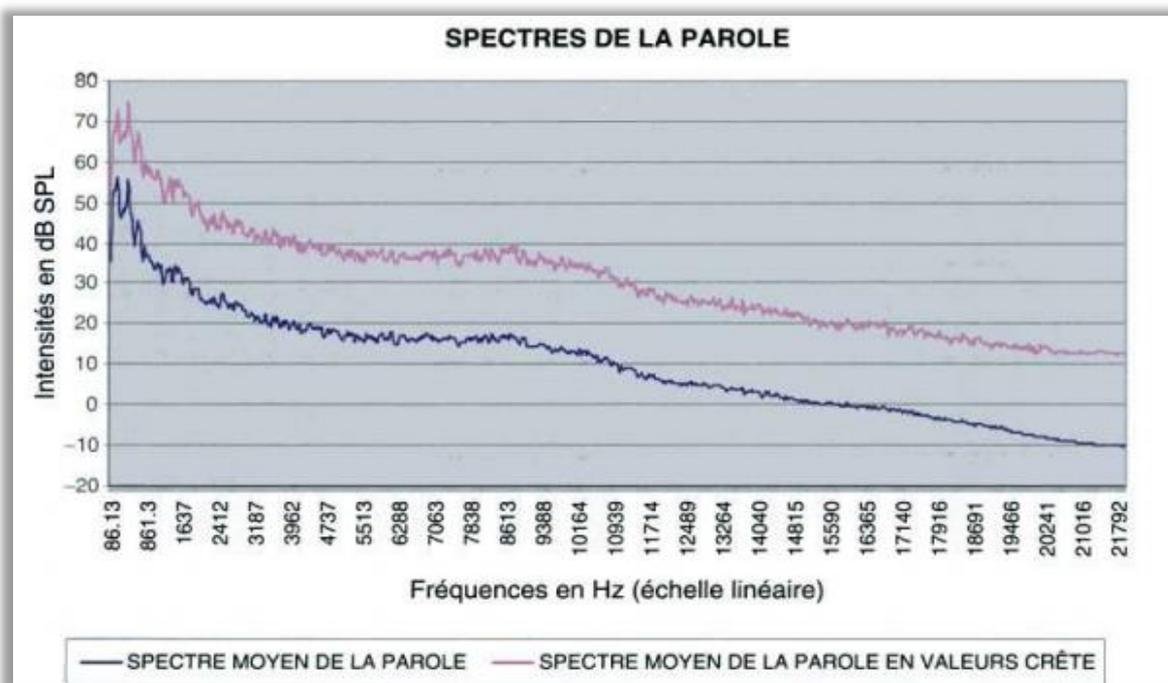


Figure 11 Représentation spectrale de la parole [27]

Pendant la parole, la hauteur de la voix oscille autour d'une fréquence stable pour un même sujet : la fréquence fondamentale usuelle de la parole [28].

La fréquence fondamentale est un composant de basses fréquences s'étendant approximativement de 70 Hz à 250 Hz chez l'homme, jusqu'à 400 Hz chez la femme et 600 Hz chez l'enfant [29].

Lors de la phonation, l'interaction entre la fréquence fondamentale et les résonances du tractus vocal d'un individu privilégie certains harmoniques (multiples de la fréquence fondamentale caractérisés par une hauteur et une intensité). Ils sont nommés formants [30].

Les deux premiers formants (F1 et F2) jouent un rôle déterminant dans la perception auditive des voyelles. En phonétique, un schéma appelé triangle vocalique permet d'illustrer cela (figure 12) [31].

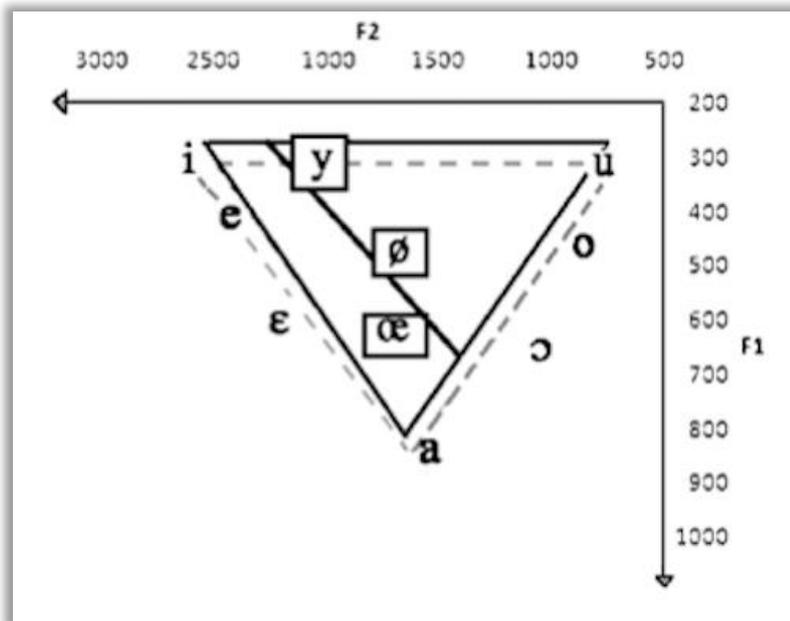


Figure 12 Triangle vocalique [32]

b. Caractéristiques temporelles

Les caractéristiques temporelles sont très importantes dans la mesure où la plupart des sons évoluent dans le temps.

La structure temporelle de la parole est composée de deux types de modulations : l'enveloppe temporelle présentant des modulations d'amplitude porteuses du débit syllabique et la structure fine ayant des modulations rapides correspondant aux variations lentes (figure 13).

Les caractéristiques acoustiques temporelles jouent un rôle important dans la perception de la parole [33].

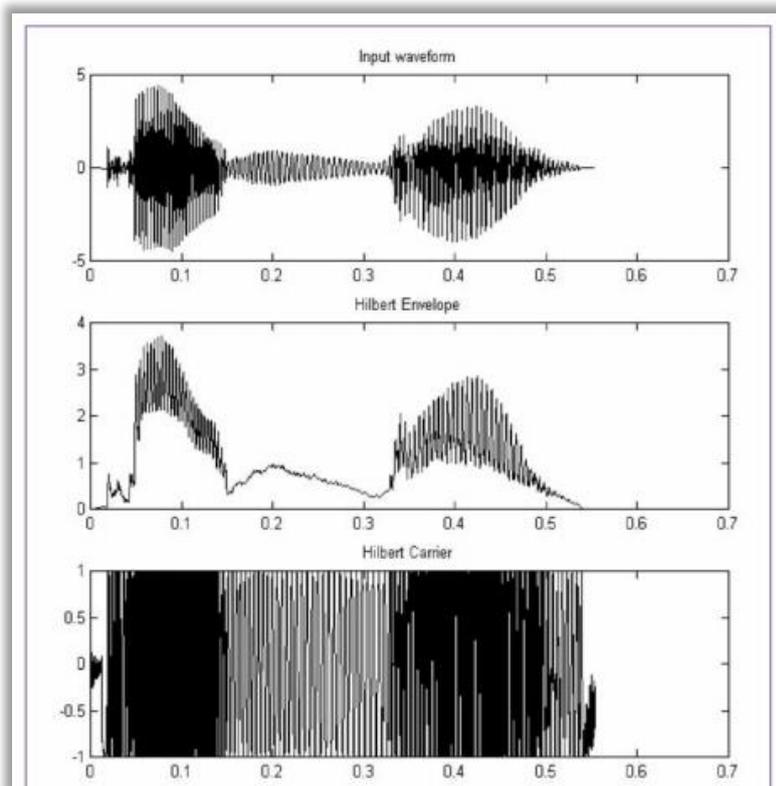


Figure 13 Signal d'onde en haut, enveloppe temporelle au milieu, et structure temporelle fine en bas, du logatome /aba/ [34]

c. Caractéristiques en intensité

L'intensité, grandeur évoluant dans le temps, est proportionnelle aux mouvements vibratoires des cordes vocales. Elle dépend en majeure partie de la force de l'air expulsé par les poumons et conditionne la dynamique de la voix qui est de l'ordre de 40 dBA.

Voix	Chuchotée	Moyenne	Forte	Hurlée
Niveau en dBA	45	60	70	81

Figure 14 Dynamique de la voix [35]

Pour analyser les sons de parole, un sonagramme est généralement utilisé. Il permet la représentation des grandeurs acoustiques de la voix : durée, intensité et fréquence. Nous pouvons ainsi analyser les différentes composantes de la parole.

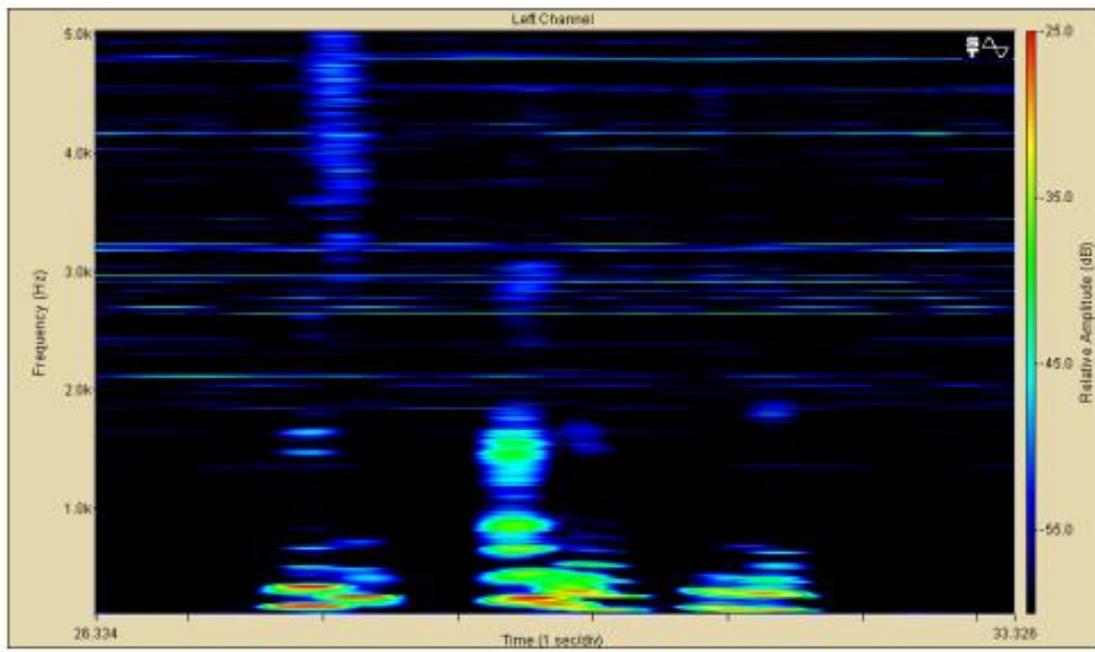


Figure 15 Sonagramme de la phrase : " Monsieur, avez-vous l'heure, s'il vous plait ?" [26]

2. Le bruit

Le bruit se définit comme tout son indésirable d'un point de vue physiologique et psychologique [35]. Il est présent dans bon nombre de situations quotidiennes.

Physiquement, un bruit est composé d'une multitude de partiels dont les fréquences, les amplitudes et les phases varient de façon aléatoire [36].

Sachant qu'il existe des formes d'ondes « typiques », des bruits « typiques » ont été définis.

- Le bruit blanc est par exemple composé de toutes les fréquences au même niveau statistique d'apparition. Il présente la même énergie pour toutes les fréquences.
- Le bruit rose comporte toutes les fréquences audibles, son spectre est continu et sa densité spectrale d'intensité est inversement proportionnelle à la fréquence.

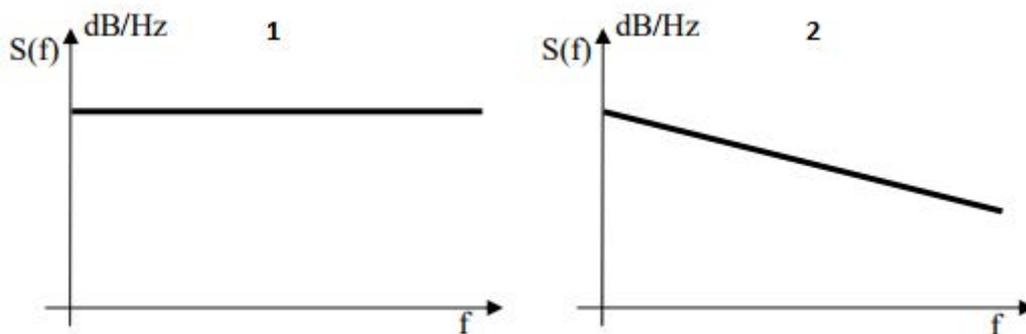


Figure 16 Spectres d'un bruit blanc (1) et d'un bruit rose (2) [26]

3. Le rapport signal sur bruit (RSB)

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

Il permet de rendre compte de l'émergence du signal vocal par rapport au bruit de fond.

Pour un rapport signal sur bruit égal à zéro décibel, le bruit masquant et la parole ont le même niveau d'intensité. Cet indicateur permet de caractériser une situation de communication par rapport à l'intensité de la parole et du bruit perturbant. Nous l'utilisons souvent en audioprothèse et plus particulièrement en audiométrie vocale [37].

Le bruit et ses nuisances ont un effet sur l'audition et à fortiori sur la compréhension de la parole. Les notions d'audibilité et d'intelligibilité de la parole vont être abordées afin de déterminer les enjeux de l'appareillage auditif par la suite.

4. Notion d'intelligibilité de la parole

L'intelligibilité est la performance d'identification correcte des signaux de parole.

La notion d'intelligibilité n'est pas à confondre avec celle d'audibilité. Une parole audible n'est pas forcément intelligible. Le fameux, « j'entends mais ne comprends pas » en est le symbole. De plus, intelligibilité ne veut pas dire non plus compréhension. La compréhension de la parole intelligible (et donc audible) est permise grâce au capital langage [38].

Que ce soit dans le calme ou dans le bruit, l'intelligibilité de la parole dépend de l'orateur, du vocabulaire mais aussi et surtout des caractéristiques de la parole et du niveau d'audition du sujet.

Plusieurs études ont eu pour but de déterminer la nature des informations utilisées et leur part dans la saisie correcte du message dans le calme et dans le bruit.

a. Intelligibilité dans le calme

L'intelligibilité de la parole est possible par l'exploitation et l'analyse de ses caractéristiques : fréquence, temps, intensité.

Lorsque la parole est audible, l'analyse fréquentielle est une propriété majeure de la perception auditive. La localisation de ce processus est périphérique, car cochléaire. À ce titre, l'oreille est généralement modélisée à l'aide d'un banc de filtres auditifs passe-bandes échelonnés de 20 à 20 kHz [39].

A l'instar de la sélectivité spectrale, les travaux de Van Tasell, Soli, Kirby et Widin ont montré que l'enveloppe d'amplitude globale contient des informations non négligeables et constitue une source d'informations suffisantes pour obtenir une bonne intelligibilité dans le calme [40].

b. Intelligibilité dans le bruit

L'audibilité ainsi que l'intelligibilité de paroles dans un environnement bruyant sont moins évidentes. En effet, les indices utilisés dans le calme sont généralement dégradés, mélangés à d'autres bruits, ce qui empêche la perception de la parole dans des conditions optimales. Il y a un phénomène de masquage : le cerveau doit alors sélectionner les bonnes informations.

Malgré la dégradation des modulations temporelles lentes, causée par le phénomène de masquage, les pics de l'enveloppe temporelle émergents du bruit ambiant sont utiles dans la discrimination de la parole. C'est pourquoi l'intelligibilité s'avère bien meilleure en présence de bruit interrompu que de bruit stationnaire [41].

Cependant c'est la structure fine qui est la plus utilisée pour compenser la dégradation de ces modulations temporelles lentes [42].

La localisation de la source est aussi d'une grande aide pour le processus d'intelligibilité. Ainsi les indices spatiaux (ITD et IID) sont primordiaux au cours d'une situation bruyante [43].

En présence d'une perte auditive, il est connu depuis longtemps que les différents indices sont dégradés. Cela entraîne une diminution significative de l'intelligibilité que ce soit dans le calme ou dans le bruit.

5. La surdité

La surdité est la diminution de l'audition quelle qu'en soit l'importance. Elle peut être d'origine congénitale ou acquise. Il existe différents types de surdité pouvant être classés en fonction de l'anatomie, du degré ou encore de la date d'apparition [44].

a. Classification anatomique

Il existe trois types de surdités qui diffèrent par la partie du système auditif lésée :

- Les surdités de transmission proviennent d'un obstacle ou dysfonctionnement au niveau de l'oreille externe ou moyenne et traduisent une mauvaise transmission entre le milieu aérien et la cochlée. Elles se caractérisent par la présence d'un rinne sur un audiogramme,
- Les surdités de perception dites aussi neurosensorielles sont quant à elles provoquées par des lésions au niveau de l'oreille interne, et plus précisément au niveau de la cochlée et/ou des voies/centres nerveux. Cela entraîne un déficit auditif irréversible. En effet, les cellules ciliées ne se régénèrent pas et ne peuvent être remplacées,
- Les surdités mixtes sont la combinaison de pathologies perceptionnelles et transmissionnelles.

b. Classification par degré

Les surdités sont aussi classées par leur degré. Pour cela, la perte tonale moyenne (PTM) est calculée à partir de l'audiogramme tonal. En fonction de la valeur obtenue, nous pouvons décrire l'importance de la surdité selon la classification audiométrique des déficiences auditives recommandée par le Bureau Internationale d'Audiophonologie.

Seuil moyen	Classification
0-20 <i>dB HL</i>	Audition normale ou subnormale
21-40 <i>dB HL</i>	Surdité légère
41-55 <i>dB HL</i>	Surdité moyenne (1er degré)
56-70 <i>dB HL</i>	(2ème degré)
71-80 <i>dB HL</i>	Surdité sévère (1er degré)
81-90 <i>dB HL</i>	(2ème degré)
> 90 <i>dB HL</i>	Surdité profonde

Figure 17 Classification des surdités selon le BIAP [45]

c. La presbycousie

La presbycousie est la surdité de perception la plus répandue. Elle se définit comme la détérioration lente de l'audition due au vieillissement et est liée à la disparition irrémédiable et progressive des cellules ciliées et des neurones de l'oreille interne. Plus d'un cinquantenaire sur deux est touché par la presbycousie.

  l'audiométrie, nous retrouvons une surdité de perception, bilatérale et symétrique, touchant en premier lieu les hautes fréquences, puis avec le temps, les moyennes et basses fréquences sont altérées.

Hormis l'âge, l'exposition au bruit ou la prise de médicaments ototoxiques peuvent accroître l'atteinte cochléaire.

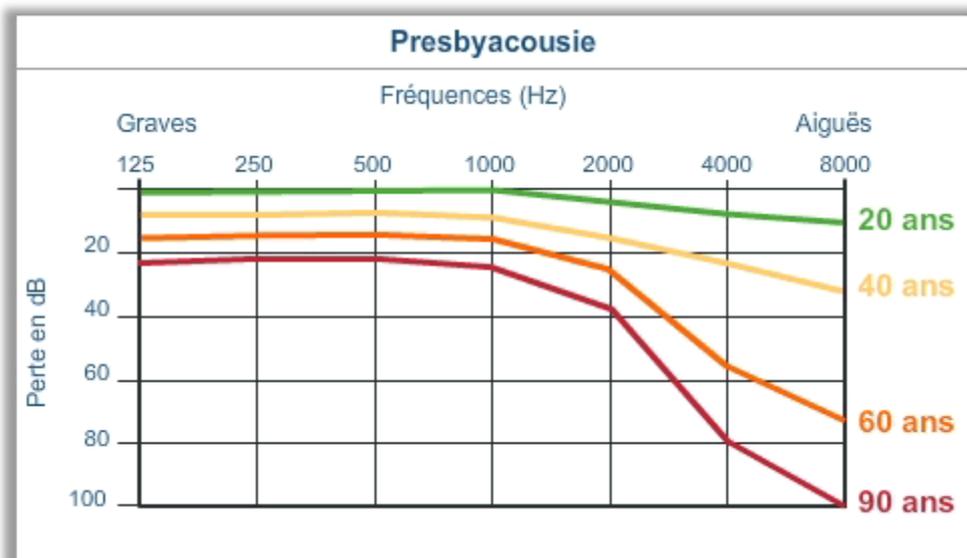


Figure 18 Audiogramme moyen d'un presbycousique en fonction de son âge [46]

6. Conséquences de la surdité sur l'intelligibilité

Chez les personnes atteintes de pertes auditives même légères, le phénomène de démasquage de la parole est nettement dégradé. Durant ces dernières décennies, des recherches ont eu pour but d'identifier les causes de cela.

a. Troubles de l'audibilité

L'élévation du seuil auditif et la réduction de la bande passante audible entraînent une détection plus tardive et une perte des signaux faiblement énergétiques (consonnes) à l'origine de difficultés de compréhension que ce soit dans le silence ou dans le bruit.

b. Recrutement

Un phénomène de recrutement de sonie peut accentuer la dégradation de l'intelligibilité et être à l'origine d'un certain inconfort. Par définition, le recrutement est la distorsion de la sensation d'intensité d'origine cochléaire. L'oreille « rattrape » sa perte tonale aux fortes intensités réalisant ainsi une compression de son échelle d'intensité sonore. On observe donc un pincement du champ auditif que l'on peut retrouver lors d'un seuil différentiel d'intensité [47].

c. Dégradation de la sélectivité fréquentielle

Une dégradation de la sélectivité fréquentielle apparaît suite à un élargissement des filtres auditifs, lui-même entraîné par les pertes cochléaires. Ces filtres auditifs définissent la capacité d'un sujet à discriminer des sons de fréquences proches. Cela a un effet délétère sur la perception de la hauteur ainsi que sur l'identification des voyelles et certaines consonnes [48].

d. Dégradation de l'acuité temporelle

En 2007, Fleuriot a démontré qu'une lésion cochléaire altère la capacité d'identification de la parole dans le bruit, fondée sur les informations temporelles de structure fine, mais qu'elle ne traduit pas une diminution de la capacité d'identification de la parole dans le silence, reposant sur les informations temporelles d'enveloppe.

Les performances réduites des sujets atteints de pertes auditives neurosensorielles légères modérées ou sévères, dans le bruit, seraient donc dues au trouble du codage des informations temporelles de structure fine [49].

Ces différentes dégradations perceptives à l'origine des difficultés de localisation, d'audibilité, d'intelligibilité et donc de compréhension de la parole conduisent à un comportement d'évitement de certaines situations quotidiennes.

Cette conduite est la conséquence du sentiment de frustration de la personne malentendante incapable d'appréhender correctement son entourage sonore. De plus, cette situation demande un certain effort d'écoute pouvant avoir des conséquences négatives sur la santé des sujets concernés.

Pour éviter cela, la réhabilitation de la fonction auditive doit se faire le plus précocement possible pour ainsi profiter des suppléances mentales essentielles à l'adaptation la plus rapide possible.

II. RAPPELS AUDIOPROTHETIQUES

A. La réhabilitation auditive

La présentation des pathologies de l'audition qui précède est le témoin d'une nécessité de solutions. Il ne fait aucun doute que le traitement le plus efficace pour des personnes ayant une altération de la perception auditive est l'adaptation d'aides auditives.

La réhabilitation prothétique consiste à capter et modifier le stimulus acoustique de façon plus ou moins importante et à l'appliquer à un site particulier du système auditif de telle sorte que puissent être utilisés les restes fonctionnels de l'organe défaillant [50].

La transformation acoustique se fait par le processeur et le site particulier dépend du type de la solution. En effet il existe les prothèses conventionnelles, celles à conduction osseuse, les implants d'oreille moyenne ainsi que les implants cochléaires et ceux du tronc cérébral.

Dans le cadre de cette étude, nous nous limiterons aux aides auditives conventionnelles. Ainsi le site particulier sera une partie du CAE.

La première partie de ce chapitre consiste à définir l'appareillage auditif, ses objectifs et à présenter les différents types d'aides auditives conventionnelles. Dans la seconde partie, une présentation des coupleurs auriculaires sera faite.

B. L'appareillage auditif

Soumis à une prescription médicale, l'appareillage auditif est possible pour toute surdité, socialement gênante ne pouvant pas faire l'objet d'une prise en charge chirurgicale. Il a pour but la réhabilitation de la fonction auditive en apportant une aide à l'audition et une aide à la communication. En France, il se compose du matériel électronique correcteur de surdité ainsi que des prestations indissociables d'adaptation et de suivi [51].

1. Principe et fonctionnement généraux des aides auditives

Dans toutes les aides auditives, nous retrouvons cinq éléments essentiels : un ou des microphones, un amplificateur, un écouteur, une pile et une puce électronique programmée par l'audioprothésiste selon les besoins de chaque patient [52].

Les progrès technologiques des dernières années ont permis une miniaturisation des différents composants.

L'ensemble des éléments est intégré dans l'aide auditive et cela sous différentes formes qui se démarquent par leur placement anatomique. On parle davantage de types d'aides auditives.

2. Les types d'aides auditives conventionnelles



Figure 19 Les différents types d'aides auditives conventionnelles [53]

- Le BTE est l'abréviation de behind-the-ear en anglais, soit derrière l'oreille en français ou contour d'oreille. L'ensemble des composants électroniques est logé derrière le pavillon,
- Le RIC est l'abréviation de receiver-in-canal en anglais, c'est-à-dire écouteur dans le canal auditif en français. Ce type d'aide auditive diffère du précédent par l'emplacement de l'écouteur, qui est présent à l'intérieur du CAE,
- L'ITE est l'abréviation in-the-ear en anglais, c'est-à-dire dans l'oreille en français. L'autre terme désignant ce type d'aides auditives est appareil auditif intra-auriculaire. Ces appareils intègrent l'ensemble des éléments dans une coque placée à l'intérieur du CAE. Selon la taille et l'emplacement dans l'oreille, on différencie :
ITE In-The-Ear (ITE), ITC In-The-Canal (ITC), CIC Completely-In-Canal (CIC) et Invisible in The Canal (IIC).

La suite de ce mémoire ne tiendra pas compte des intra-auriculaires.

C. L'aide auditive conventionnelle, un système électroacoustique

Quel que soit le type d'appareil utilisé, pour qu'un appareillage auditif soit bien adapté, quelques principes fondamentaux doivent être respectés :

- une réponse à large bande avec audibilité,
- un confort (acoustique, physique, esthétique),
- une bonne qualité sonore.

Pour cela, deux modules sont utilisés : un module électronique indispensable aux traitements du signal ainsi qu'un module acoustique permettant, entre autre, la transmission du signal au tympan.

1. L'électronique

Le principe électronique d'une aide auditive est basé sur trois parties principales alimentées par pile ou batterie.

Chaque partie du circuit réalise une fonction précise, nous parlerons d'étages.

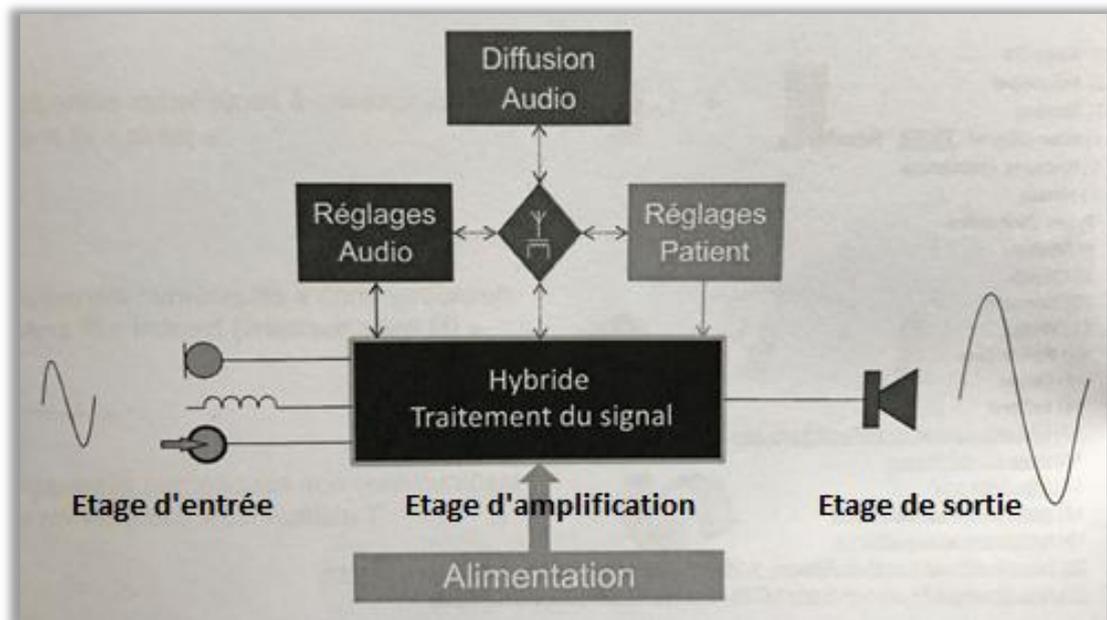


Figure 20 Schéma bloc d'une aide auditive [52]

a. Etage d'entrée

Cet étage se compose des transducteurs d'entrée. Un transducteur est un dispositif de transformation d'une grandeur physique ou d'une énergie en une autre. Dans le cas de l'étage d'entrée d'une aide auditive, ils ont pour but d'apporter l'information sonore nécessaire à l'ensemble du circuit.

b. Etage d'amplification et de traitement du signal

Le signal recueilli à la sortie de l'étage d'entrée et transformé en signal numérique grâce à l'action du Convertisseur Analogique Numérique (CAN) est pris en charge par le microprocesseur ou Digital Signal Processor (DSP) qui est le composant exécutant les programmes d'amplification et de traitement.

Le signal est analysé dans un banc de filtres et séparé en différents canaux fréquentiels afin de l'amplifier et de le traiter à la convenance du patient pour réhabiliter, au mieux, la fonction auditive de ce dernier [54].

Cela passe par l'amélioration du RSB des signaux en situation bruyante. Cette amélioration est nécessaire aux malentendants et cela de manière croissante en fonction de la perte auditive comme le montre la figure 21.

On parle alors de mise en forme du signal, contrôle automatique de l'amplification, traitements fréquentiels, réducteurs de bruits, gestion du larsen, directivité des microphones etc...

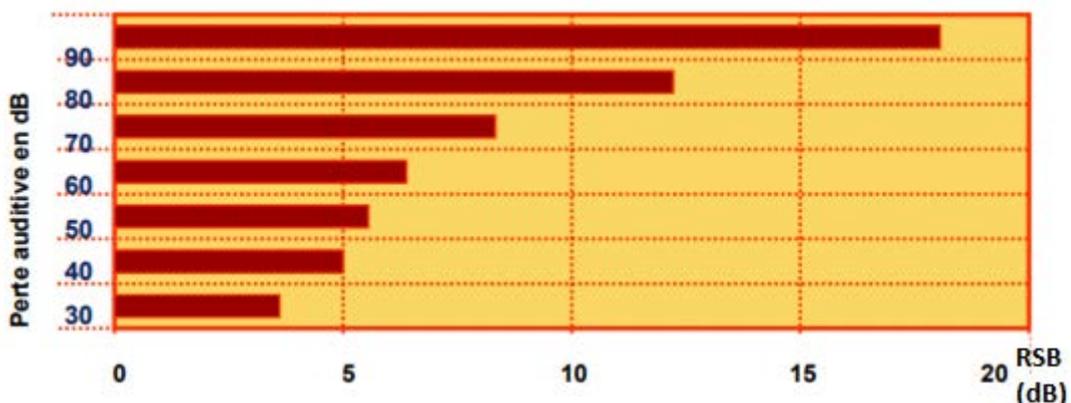


Figure 21 RSB requis pour 50 % de reconnaissance de mots en fonction de la perte auditive (Killion, 1997)
Résultats obtenus avec un niveau sonore de test de 83 dB SPL [55]

- Gestion du larsen

Un phénomène physique de retour acoustique entre les transducteurs de la prothèse est fréquent. Le signal d'entrée est amplifié. Il en résulte donc un signal de sortie. Dans la réalité ce dernier subit une fuite redirigée vers le microphone s'additionnant au signal d'entrée. Ce bouclage est source d'instabilité et peut engendrer l'effet Larsen, caractérisé par un sifflement très désagréable généré par le système et souvent à l'origine d'une baisse d'audibilité [55].

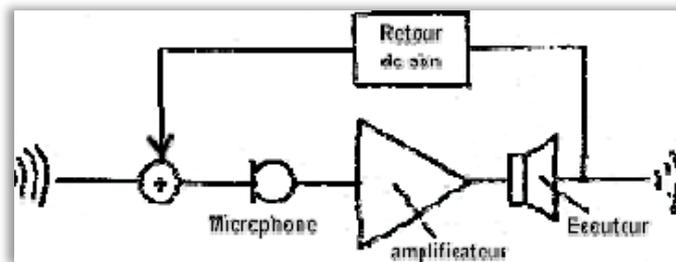


Figure 22 Schéma fonctionnel de l'effet Larsen [7]

Souvent compris entre 1,5 et 3 kHz, les caractéristiques spectrales du Larsen et ses valeurs en amplitude dépendent de plusieurs caractéristiques dont, la distance séparant le microphone de l'écouteur ainsi que le gain de la prothèse.

Différentes solutions électroniques ont été développées par les fabricants pour lutter contre cela :

- Réduire le gain à large bande de l'aide auditive,
- Réduire le gain par filtrage, c'est à dire sur une plage de fréquence étroite dans la région du larsen. Cela a pour but d'amener plus de stabilité et une diminution moindre de l'efficacité par rapport à la technique précédente,
- Compenser le retour acoustique en soustrayant le signal d'écho estimé, par opposition de phase. C'est un système de lutte active contre le bruit permettant de réduire le larsen sans altérer le gain.

Le gain Stable Supplémentaire (GSS) est le gain supplémentaire que l'on peut obtenir après activation de l'anti-larsen [56].

Suite aux différentes actions réalisées par le DSP, le signal est reconstruit à travers un banc de filtres de synthèse avant d'être reconverti en analogique par le Convertisseur numérique Analogique (CNA), et transmis au dernier étage de l'aide auditive.

c. Etage de sortie

Le dernier étage de la partie électronique de l'appareil auditif est celui de sortie. Il est constitué par l'écouteur, qui transforme le signal électrique amplifié et modifié en signal acoustique. C'est ce dernier qui est transmis vers le tympan par l'intermédiaire de la partie acoustique de l'aide auditive.

2. L'acoustique

Suite à la révolution numérique et les progrès technologiques rapides, la gestion des différents traitements du signal et des courbes de réponse a été considérablement développée. Les performances techniques incontestables sont efficaces si et seulement si l'énergie sonore fournie par l'étage de sortie est disponible au niveau du tympan.

Pour cela, les réglages acoustiques sont précieux. De plus, les corrections acoustiques sont subjectivement mieux acceptées et procurent un certain confort au patient [57].

C'est pourquoi, elles restent primordiales et jouent un rôle non des moindres dans la qualité de l'appareillage. Il est souvent dit que l'appareillage dépend autant du choix du coupleur auriculaire que de celui de l'appareil et de ses fonctionnalités [58].

a. Le coupleur auriculaire

D'après la recommandation du BIAP 06/3 [59] :

« Il est convenu de désigner par le terme de « coupleurs auriculaires des appareils de correction auditive » les éléments établissant la liaison de l'appareil de correction auditive (A.C.A.) avec l'oreille externe.

Les coupleurs auriculaires ont pour objet :

- de fixer l'A.C.A. à ou dans l'oreille externe,*
 - d'assurer la transmission des signaux acoustiques amplifiés en évitant les réactions entre l'écouteur et le microphone de l'A.C.A (effet Larsen). »*
-

Naturellement, la composition des coupleurs auriculaires ou jonction endo-auriculaire pour chaque type d'appareils est différente.

Concernant le BTE, elle se compose d'un coude, d'un tube acoustique et d'un embout auriculaire sur-mesure.

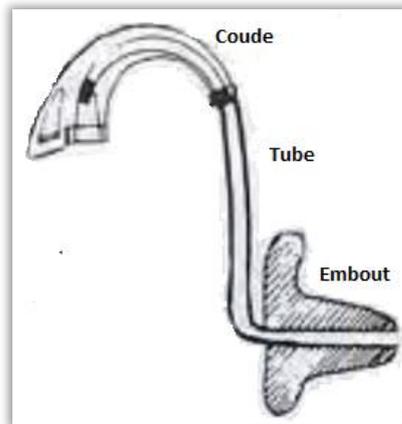


Figure 23 Coupleur auriculaire d'un appareil type BTE [1]

Cependant, ces solutions sont de moins en moins utilisées du fait de l'apparition du mini-BTE. Pour ceux-là, la composition du coupleur est identique au BTE. Toutefois, les tubes dits « fins » permettent les deux types d'adaptation.



Figure 24 Tube fin adaptable dans le cas d'appareillage de type mini-BTE [60]

Pour les RIC, sachant que l'écouteur est déporté dans le CAE par l'intermédiaire d'un fil électrique, seul l'embout auriculaire compose le coupleur auriculaire. Comme dans le cas des minis-BTE, il peut être sur-mesure ou standard.

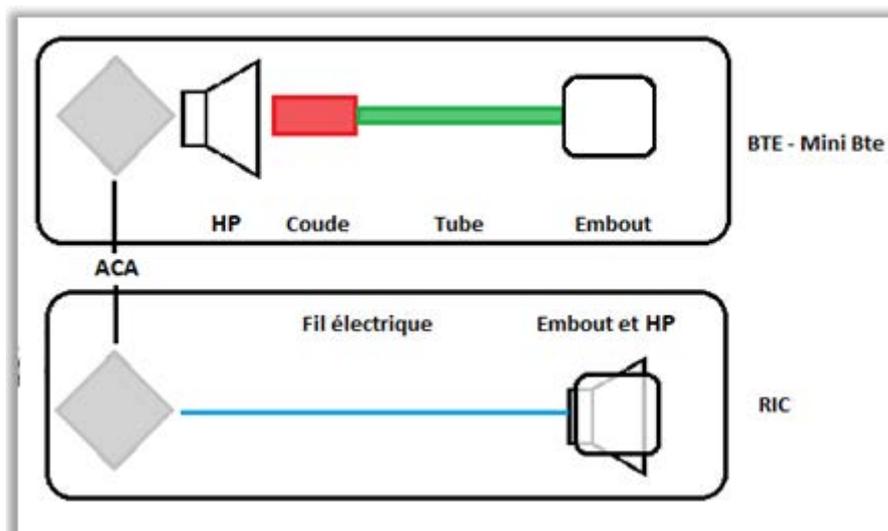


Figure 25 Composants du coupleur auriculaire en fonction du type d'aide auditive [61]

L'élément du coupleur auriculaire qui est étudié par ce mémoire est l'embout auriculaire. C'est pourquoi nous ne tiendrons pas compte des autres éléments.

b. L'embout auriculaire

Indispensable au maintien de l'aide auditive, il a aussi pour objectifs principaux de canaliser le son amplifié de l'aide auditive jusqu'au tympan et de s'opposer à l'effet Larsen en isolant le microphone de l'écouteur.

Son choix se fait lors de l'orientation prothétique en fonction des options d'appareillage que l'audioprothésiste prend et selon plusieurs critères dont le degré de surdité, l'anatomie, la dextérité du patient, le confort et l'esthétique [50].

Il existe deux grands types d'embouts auriculaires :

- Les embouts sur-mesure, moulés à la morphologie de l'oreille,
- Les embouts dits à adaptation immédiate, standards ou dômes.

Ces deux types de coupleurs sont utilisés pour les appareils de type mini-BTE et de type RIC. Dans les deux cas, l'embout comporte dans le sens horizontal, un perçage destiné à conduire le son de l'écouteur à la région pré-tympanique (portant le tube pour les minis-BTE et l'écouteur pour les RIC).

Ce sont les embouts sur-mesure qui sont apparus en premier lieu au début du développement de l'audioprothèse. Nous commencerons par les présenter. Par la suite, une explication des conséquences apportées par leur présence dans le CAE nous mènera à présenter les solutions standards et leurs objectifs.

➤ [Les embouts sur-mesure](#)

Moulé à partir de l’empreinte de l’oreille, l’embout sur-mesure en est une copie conforme.

- La prise d’empreinte

Jean MONIER, caractérisait cet acte comme capital dont les répercussions sont essentielles dans la finalité de l’appareillage [1]. Etant indispensable dans le processus de réalisation d’un embout sur-mesure, cette étape consiste à réaliser une réplique physique de l’oreille en injectant une pâte spéciale dans le CAE et les cavités de l’oreille externe.

Une procédure particulière doit être respectée, suivant le code de la déontologie européenne, extrait de " La résolution 1.7.96 : Standard international de l'appareillage auditif dans l'Union européenne" [9].

C’est à partir de l’empreinte que sont réalisés les embouts par les fabricants spécialisés. Les caractéristiques des embouts, dont leur forme, sont déterminées par l’audioprothésiste en fonction de critères audiométriques, anatomiques, esthétiques (annexe 1).

- Les différentes formes d’embouts sur-mesure



Figure 26 Différentes formes d'embouts [62]

Davantage de détails sont donnés en annexe 2.

c. Présence de l'embout et conséquences.

Quelle que soit sa forme, cette sorte de bouchon obturateur impacte directement le flux amplifié apporté par l'aide auditive et quelques problématiques lui sont attribuées.

En effet, la présence inéluctable de l'embout a plusieurs conséquences. Elles sont de deux ordres principaux : physiques et acoustiques.

Une troisième conséquence pourrait être évoquée : la gêne esthétique de plus en plus importante de nos jours.

➤ Conséquences physiques

Par l'obturation du CAE qu'il provoque, l'embout constitue une gêne plus ou moins importante selon son adéquation à la forme de l'oreille. C'est pourquoi, l'étape de la prise d'empreinte doit être rigoureuse. Si cette dernière est défectueuse, l'embout peut être gênant et/ou douloureux pour le patient.

Pour prévenir ces inconvénients, des « options » choisies par l'audioprothésiste et mises en place par le fabricant lors de la fabrication, sont des possibilités. Elles peuvent être de différents ordres tels que le choix de la matière (acryl ou silicone, plus ou moins souples) ou encore la présence d'un traitement anallergique etc...

Enfin des retouches peuvent éventuellement être effectuées par l'audioprothésiste en fonction des gênes ou douleurs ressenties par le patient. Ces conséquences physiques sont importantes à prendre en compte car déterminantes dans la réussite de l'appareillage du fait qu'elles conditionnent le port de l'aide auditive.

➤ Conséquences acoustiques

L'obturation du conduit est la cause de plusieurs conséquences acoustiques.

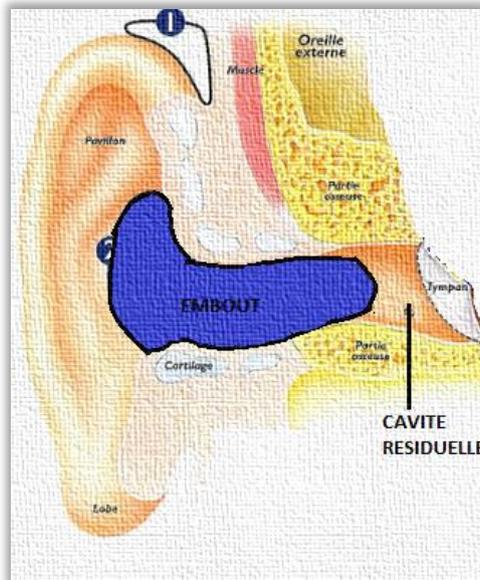


Figure 27 Obturation du CAE par un embout sur-mesure [1]

Tout d'abord, l'introduction de l'embout atténue le passage direct des ondes acoustiques se propageant par voie aérienne, en particulier des sons de fréquences aiguës.

Aussi, sa présence influence notablement l'acoustique de l'oreille externe en modifiant sa fonction de transfert. Les volumes des cavités constituant le CAE sont modifiés. L'espace séparant l'extrémité de l'embout et le tympan est nommé cavité résiduelle.

Cette dernière plus ou moins grande en fonction de la taille de l'embout est à l'origine de phénomènes mécano-acoustiques. En effet, les ondes sonores se retrouvent piégées entre la partie distale de l'embout et le tympan. Cela entraîne ce qui est appelé un phénomène d'autophonation. Il est nécessaire de distinguer l'autophonation active de l'autophonation passive.

- Phénomène d'autophonation active

Défini comme un désagrément passager, cet effet résulte de l'amplification par l'aide auditive de tout ce qui n'était pas ou plus perçu correctement, et tout d'abord de sa propre voix. Lorsque le CAE est bouché, une partie de l'énergie qui, en l'absence d'aide auditive s'échappe naturellement par le CAE, se retrouve bloquée par l'embout dans la cavité résiduelle [1].

Parallèlement, l'appareil apportant une certaine amplification et ayant une signature sonore particulière, le timbre de notre propre voix peut être ressenti différemment.

Si le phénomène d'auto-phonation persiste lorsque les appareils sont éteints, c'est qu'il s'agit en réalité d'un effet d'occlusion (autophonation passive).

- Phénomène d'autophonation passive

Environ un tiers des utilisateurs d'aides auditives trouve que l'occlusion est un problème majeur [63]. Généralement ressenti lorsque le patient a un seuil d'audition supérieur à 35-40 dB HL dans les fréquences graves, l'effet d'occlusion résulte de la modification de la perception de sa propre voix due à l'obstruction du CAE [64].

Lors de la phonation, la déglutition et la mastication, il est ressenti par le patient comme une sensation d'oreille bouchée, une résonance. Indépendante de l'amplification apportée par l'aide auditive contrairement au phénomène d'autophonation active, cette perception désagréable s'explique par la transmission des vibrations cartilagineuses à la cavité résiduelle et de leur incapacité à s'échapper. Cela entraîne une accumulation d'énergie dans les fréquences graves [65].

L'audioprothésiste peut lutter contre ce phénomène en amont en réalisant un embout dit profond qui diminuerait le volume de la cavité résiduelle. Des études dont celles de Killion & Al ont montré que l'appareillage profond permet une diminution notable de la résonance des fréquences graves dans la cavité résiduelle [66].

Cependant, si cette prévoyance n'est pas effectuée ou pas suffisante, les embouts sur-mesure ont la capacité à être modifiés et à subir des retouches. Certaines peuvent faire diminuer voire disparaître la sensation perçue par le patient. Elles consistent à « aérer » le conduit, on parle d'évents [64].

d. La notion d'évent

L'évent est un canal de décompression pouvant prendre plusieurs formes (figure 28), mais réalisé le plus souvent en parallèle du conduit (comportant le tube acoustique dans le cas des BTE, l'écouteur dans le cas des RIC).

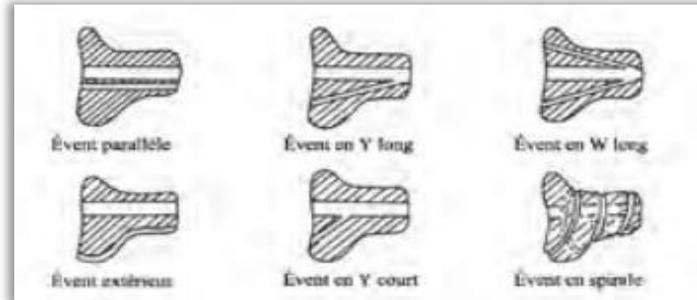


Figure 28 Principales formes d'évents [1]

Il constitue la correction acoustique, la plus simple, la plus efficace, et la plus utilisée pour limiter cet effet d'occlusion.

Cela s'explique par le comportement d'un embout à évent couplé au conduit, comparable à un résonateur de Helmholtz [67].

Ce dernier est un dispositif dont la géométrie est susceptible de donner lieu à la résonance du même nom. Il comporte une partie étroite de section moyenne A et de longueur L, A et L étant respectivement, la surface et la longueur de l'évent. Cette partie débouche sur un volume clos V, assimilé à la cavité résiduelle (figure 30).

Associant inertie (air compris dans l'évent) et élasticité (cavité résiduelle), un phénomène de résonance survient (figure 29).

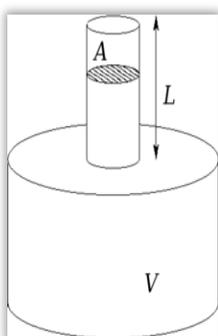


Figure 30 Schéma du résonateur de Helmholtz [68]

$$f_0 = \frac{c}{2\pi} \sqrt{\frac{A}{VL}}$$

Avec
 f_0 : fréquence de résonance
 c : vitesse du son dans l'air
 A : la section du vent
 V : le volume de la cavité résiduelle
 L : la longueur du vent

Figure 29 Formule de la fréquence de résonance du résonateur de Helmholtz [69]

Pour un même embout, seule la section de l'évent A varie. Plus cette dernière est grande, plus la fréquence de résonance du résonateur de Helmholtz se déplace vers les hautes fréquences. Ainsi, plus le diamètre de l'évent est important, plus importante sera l'atténuation des basses fréquences [1].

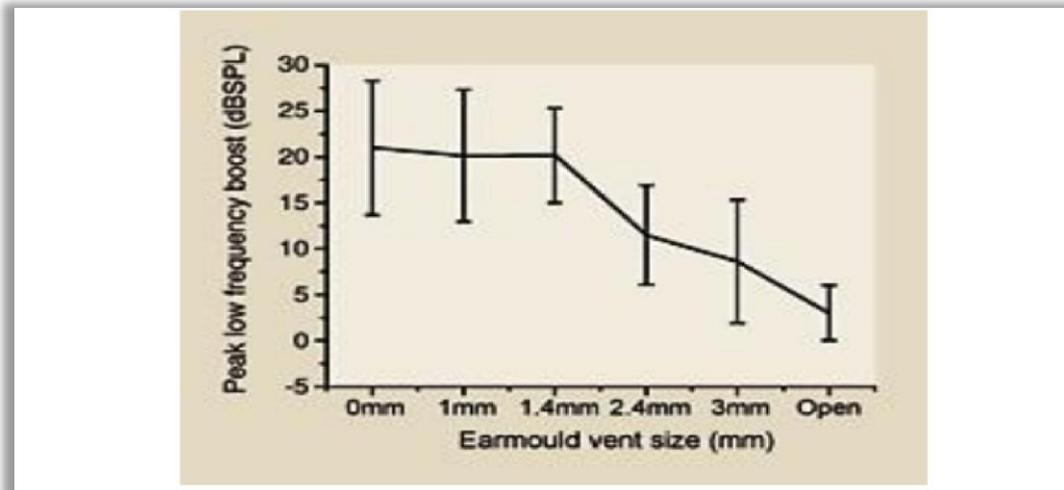


Figure 31 Apport en basses fréquences (effet d'occlusion) en fonction du diamètre de l'évent [69]

Outre la solution apportée au phénomène d'occlusion, l'évent réalisable à la fabrication ou à tout moment de l'appareillage présente de nombreux avantages :

- Transmettre par voie naturelle, les sons ayant des fréquences encore correctement perçues,
- Veiller à l'état d'équilibre des pressions sur le tympan,
- Assurer l'aération du CAE.

C'est un compromis permanent entre effet d'occlusion, gain d'insertion et effet Larsen. C'est pourquoi, moins la surdité nécessite d'amplification, plus l'ouverture est possible.

C'est le cas pour les surdités légères concernées par ce que l'on appelle l'appareillage ouvert.

➤ L'appareillage ouvert

Ce type d'appareillage existe depuis un certain temps avec des embouts sur-mesure de type IROS (Ipsi-latéral Routing Of Signal) [7]. Leur particularité est que la taille de l'évent est maximale dans l'objectif de conserver au maximum la résonance naturelle du conduit [1][70].



Figure 32 Embout sur-mesure IROS [5]

Malgré l'existence de solutions antérieures, l'appareillage ouvert a réellement pris une part importante dans l'audioprothèse au début des années 2000, au moment de l'apparition du deuxième type de coupleurs : les solutions à adaptation immédiate, les dômes.

d. L'avènement des solutions à adaptation immédiate et l'appareillage ouvert

Au début du 21ème siècle, la conception d'aides auditives conçues spécifiquement pour les appareillages ouverts a permis l'ouverture d'une voie dans l'appareillage qui n'a cessée de croître [71].

Jusque cela, de nombreuses personnes atteintes de surdités légères ont évité les aides auditives du fait des désagréments physiques et acoustiques évoqués précédemment.

Selon Dickinson, une meilleure technologie, un confort et un design améliorés ont ouvert la porte à une patientèle mal desservie. C'est par exemple, le cas du mini-BTE ResoundAir créé en 2003 par GN Resound (figure 33).

Outre son côté esthétique, il se différencie des BTE par son coupleur auriculaire composé d'un tube fin et d'un dôme ouvert en silicone.



Figure 33 Aide auditive Resound Air [72]

➤ L'adaptation immédiate

Éliminant le besoin d'embouts sur-mesure, ces solutions permettent un appareillage dit immédiat.

En effet, les dômes n'étant pas des produits personnalisés et n'exigeant pas de prise d'empreinte, les patients peuvent essayer les aides auditives dès leur première visite.

Outre le fait que ce soit un gain de temps pour l'audioprothésiste, cela s'inscrit dans la tendance générale des baby-boomers et est fait pour plaire au patient qui de nos jours est de plus en plus jeune, de plus en plus actif et a de moins en moins de temps [73].

Désireux d'investir pour son propre bien être, le patient peut rapidement et confortablement se rendre compte des premiers bénéfices qu'un appareillage peut lui apporter [74].

➤ Les avantages de l'appareillage ouvert

Ces dômes ouverts permettant l'aération quasi-totale du CAE apportent de nombreux avantages tels que la suppression de l'effet d'occlusion, la conservation de la résonance de l'oreille externe, la conservation des indices de localisation ainsi qu'un certain confort physique et esthétique [75][76][77].

Les personnes atteintes de surdités légères ont pu accepter plus facilement le port des appareils grâce à une diminution des conséquences physiques et acoustiques apportées par l'obturation du CAE.

Cela était nécessaire car comme l'ont montré Mecklenburger et Joergensen, les patients atteints de surdités légères acceptent moins de contraintes du fait que les bénéfices de l'amplification les concernant, sont moins importants que pour des surdités plus conséquentes [78].

Aujourd'hui tous les fabricants d'aides auditives proposent des produits compatibles avec ce type de couplages standards. De plus, la notion d'appareillage standard ne rime plus forcément avec appareillage ouvert depuis quelques années, suite à l'élargissement de la gamme des dômes.

e. L'élargissement de la gamme des dômes

L'évolution des technologies des aides auditives, en particulier des systèmes anti-larsen, a permis d'élargir la gamme de solutions à adaptation immédiate et ainsi inclure ce type de coupleurs auriculaires pour des appareillages nécessitant davantage de gain [79]. Des dômes plus ou moins occlus ont vu le jour chez l'ensemble des fabricants d'aides auditives.

Cela a permis l'adaptation prothétique de malentendants qui ne souhaitaient pas s'appareiller du fait de la mise en évidence de la surdité par la présence de l'embout. Avec les dômes, moins visibles, certains patients ont réussi à franchir ce cap psychologique.

En effet, comme l'a montré Phonak à travers une enquête en 2012, la caractéristique la plus attrayante des dômes est leur esthétique.



Figure 34 Gamme de dômes chez certaines marques d'aides auditives [80][81][82]

Disponibles en trois, voire quatre tailles selon les fabricants (xsmall, small, médium, large), ces solutions sont adaptables sur les appareils de type mini-BTE et RIC et ont pour but d'apporter une alternative aux embouts sur-mesure.

Le dôme à large événement: comporte deux orifices, ses caractéristiques acoustiques correspondent à celles d'un événement de 2 mm dans un embout standard.

Le dôme à petit événement: comporte un seul orifice, ses caractéristiques acoustiques correspondent à celles d'un événement de 1 mm dans un embout standard.

Dôme Power: ne comporte aucun trou, ses caractéristiques acoustiques correspondent à celles d'un embout fermé.

Figure 35 Equivalences acoustiques dômes standards/ embouts sur-mesure selon Bernafon (83)

Selon certains auteurs, ces dômes sont capables d'équiper l'appareillage de 70 % des surdités [63].

Les données fournies par les fabricants, en l'occurrence Bernafon, s'approchent aussi de ces affirmations (figure 36).

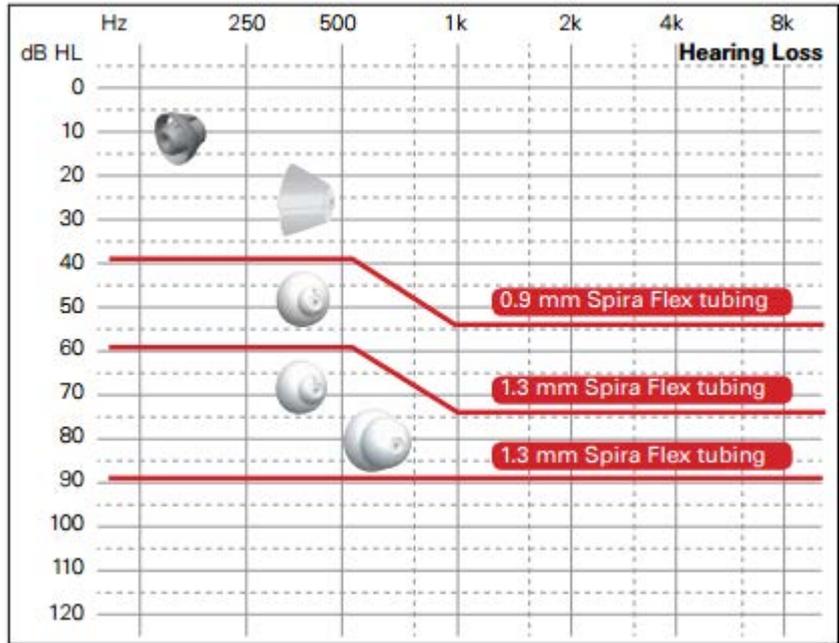


Figure 36 Plage d'application des dômes [83]

➤ [Notion de masse acoustique](#)

La quantité de son s'échappant par l'évent dépend de sa longueur, de son diamètre et de sa forme.

Suite à l'apparition des dômes, le terme d'évent n'a plus de sens. On parle désormais de masse acoustique caractérisant l'effet d'évent d'une ouverture d'un embout auriculaire.

III. BILAN D'ETUDES MENEES SUR LES COUPLEURS AURICULAIRES ET L'ORIENTATION DU SUJET DE MEMOIRE

Au vu du nombre important de solutions à disposition de l'audioprothésiste pour coupler les aides auditives conventionnelles au CAE, nous avons voulu les comparer afin de se rendre compte de leurs réelles « valeurs prothétiques ».

Plus précisément, nous nous sommes intéressés à la comparaison des solutions à adaptation immédiate par rapport à celles sur-mesure.

Ce choix a été fait en ayant pour but d'apporter de nouvelles connaissances au monde de l'audioprothèse et si possible de faire évoluer les pratiques professionnelles afin de pouvoir proposer l'idéal au patient.

Des recherches ont déjà eu pour but de comparer les deux types d'embouts. C'est pourquoi, un bilan d'études menées auparavant est proposé afin de faire un point sur ce qui a été réalisé et de déterminer les objectifs de notre étude.

A. Embout sur-mesure fermé vs dôme ouvert

De nombreuses études ont porté sur la comparaison appareillage fermé / appareillage ouvert. Ces écrits évoquent largement les avantages et les limites des deux types de solutions. L'appareillage en dôme ouvert permet de réduire voire supprimer les inconvénients apportés par l'appareillage sur-mesure fermé : inconfort, occlusion, etc...

Cependant comme beaucoup d'auteurs l'ont démontré, l'appareillage ouvert ou largement ventilé n'a pas que des avantages, et cela, surtout en milieu bruyant.

Des hypothèses avancées en 2006 par Bentler, Wu et Jeon, concernant la réduction de l'efficacité de certains algorithmes ont été vérifiées en 2013 par Magnusson, Claesson, Persson et Tengstrand. Ces derniers ont montré que l'activation des microphones directionnels améliore la reconnaissance vocale en dôme ouvert mais de façon moins significative que lorsqu'un embout fermé est utilisé [84].

Le comportement d'un autre algorithme de traitement du signal a été analysé en condition ouverte et condition fermée. Il s'agit de l'anti-larsen. Lantz and Col ont montré que le gain

stable avant Larsen est réduit pour les appareillages ouverts par rapport à celui obtenu avec des embouts auriculaires sur-mesure fermés [78][85].

Pour ces différentes raisons et d'autres, un sondage réalisé par Rose a montré qu'environ 38% des appareillages ouverts auraient été mieux adaptés avec des appareillages fermés [86]. Kuk et Baekgaard ont suggéré que l'ouverture complète ne peut convenir aux malentendants ayant une perte auditive modérée [87].

B. L'extension de la gamme de dômes...

Suite à l'extension de la gamme de dômes amenant des solutions plus occlues destinées aux pertes auditives moyennes, voire sévères. Coburn, Rosenthal et Jensen (2014) ont observé logiquement moins de fuites pour les double dômes par exemple, malgré un comportement presque identique entre un dôme fermé et un dôme ouvert dans les fréquences inférieures au 1 kHz [88].

Muller (2015) a pu montrer que le son délivré par un appareil dans le CAE est plus facilement retenu et amplifié par un embout sur-mesure ayant une masse élevée qu'un dôme ayant une masse très faible. Grâce à son étude, il a aussi montré que les coupleurs ayant peu d'aération permettent une amélioration du rapport signal/bruit [89].

A la vue de ces résultats, des auteurs dont Rose, déjà sceptiques sur l'appareillage ouvert ont jugé que les plages d'application recommandées par les fabricants étaient trop optimistes [86] [90].

Malgré ces quelques déclarations, peu d'études ont réellement eu pour but de compléter ces observations pour plusieurs critères (confort-occlusion-gain) afin de comparer les deux « familles » d'embouts.

Il nous a semblé important de s'intéresser à cela afin que les audioprothésistes puissent connaître les caractéristiques et limites de chacune des solutions. Cela nous a semblé d'autant plus intéressant sachant que ces deux types de solutions sont bien ancrées dans le métier et que cela tend à rester ainsi et se développer. En effet, Jim Kothe, vice-président des ventes d'Oticon pense que l'adaptation standard est la façon dont la plupart des aides auditives seront adaptées à l'avenir.

L'étude expérimentale aura pour but de répondre à ces questions :

Les dômes récemment arrivés sur le marché valent-ils les embouts sur-mesure ?

Pour quels degrés de surdité, les dômes sont-ils réellement adaptés ?

Quel est l'usage idéal des deux types de solutions au quotidien ?

PARTIE
EXPERIMENTALE

I. INTRODUCTION DE L'ETUDE **EXPERIMENTALE**

Au cours de ce travail de fin d'études, nous avons essayé d'apporter des réponses à notre questionnement. Des questionnaires, des mesures subjectives et objectives ont pu apporter des résultats.

Premièrement, nous présenterons une enquête réalisée auprès des audioprothésistes. Elle a pour but de mettre en évidence le ressenti des professionnels au sujet des différents types de solutions de couplage auriculaire. Cette enquête nous permettra aussi de cerner leur utilisation. Ainsi, elle pourra nous aider à orienter l'étude clinique comparative des solutions afin de la rendre la plus utile possible.

L'étude clinique fera office de deuxième partie. La comparaison entre embouts sur-mesure et dômes standards réalisée par l'intermédiaire de différents tests amènera des informations comparatives sur différents aspects de l'appareillage. Aussi, le caractère subjectif de la réhabilitation auditive sera testé et évalué grâce aux ressentis des patients.

Dans un troisième temps, nous vous ferons part d'une étude objective ayant pour but de déterminer les éventuelles équivalences entre les deux types d'embouts et de répondre à nos problématiques. L'utilisation d'une tête artificielle nous permettra d'interpréter et d'analyser la comparaison de façon objective.

II. LES AUDIOPROTHESISTES FRANÇAIS ET LES EMBOUTS AURICULAIRES

Il nous a semblé important de sonder à l'aide d'un questionnaire, les professionnels de l'audition et en particulier les audioprothésistes concernant leur vision à l'égard des embouts sur-mesure et standards (annexe 3).

Réalisé et à la disposition des audioprothésistes à partir de Google Forms, nous avons fourni ce questionnaire numérique aux représentants de bon nombre d'enseignes présentes sur le marché. Nous tenons d'ailleurs à remercier ces personnes pour la transmission du lien et les 111 audioprothésistes qui ont répondu à ce questionnaire.

A travers la partie théorique de ce mémoire, nous avons pu mettre en évidence la présence d'embouts sur-mesure et plus récemment d'embouts à adaptation immédiate. Différents aspects de ces deux types de solutions seront abordés à travers les différentes questions.

A. Utilisez-vous les deux types de coupleurs auriculaires (sur-mesure et standard) ?

Résultats

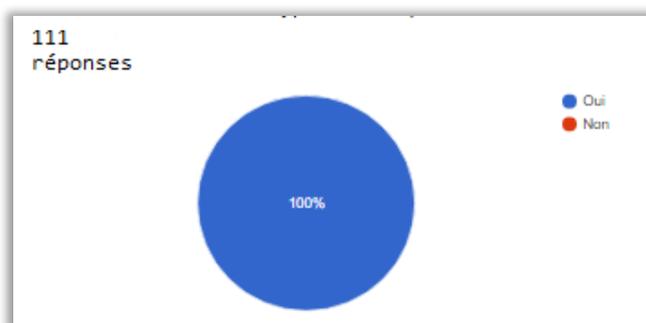


Figure 37 Pourcentage d'audioprothésistes utilisateurs des deux types de coupleurs auriculaires

Analyse

Sans surprise, l'ensemble du panel d'audioprothésistes nous a confié utiliser les deux types de solutions.

Le détail des chiffres publiés par le SNITEM montre que les RIC sont les appareils les plus vendus en France. Ils représentent au premier trimestre 2017, 63 % des ventes [91].

Ces chiffres ainsi que le développement des mini-BTE apportent des indications permettant quelques suppositions.

En effet, ces deux types d'appareils permettent l'adaptation sur-mesure et l'adaptation standard. Cela laisse penser que les embouts à adaptation instantanée sont de plus en plus présents dans l'appareillage français.

Afin de vérifier cela, nous avons posé la question suivante aux audioprothésistes :

B. En moyenne, sur 10 appareillages, dans combien de cas appareillez-vous le patient à l'aide de dômes ?

Résultats

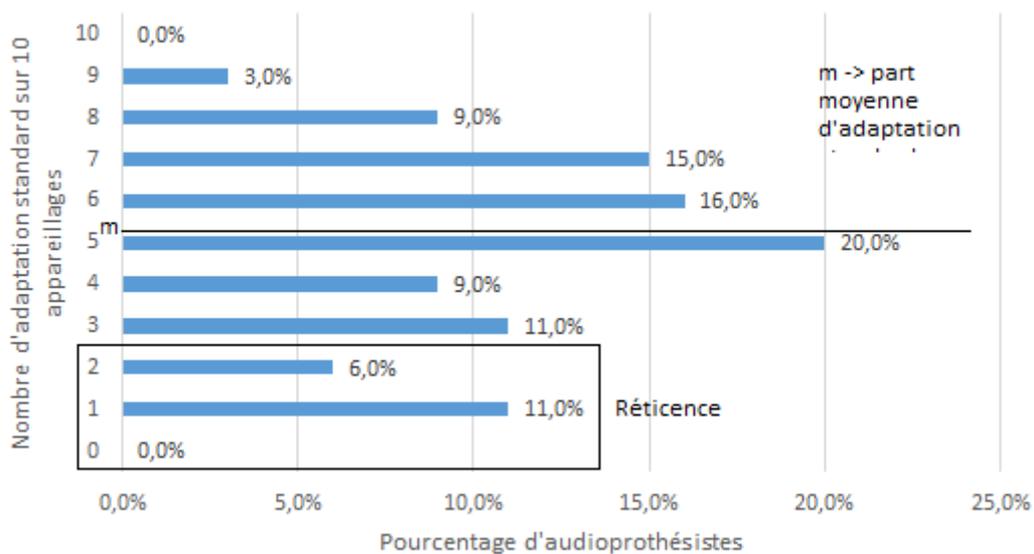


Figure 38 Pourcentage d'audioprothésistes classés en fonction de leur part d'utilisation de dômes

Analyse

Ce graphique démontre que l'utilisation des dômes standards est bien ancrée dans l'audioprothèse en France.

En effet, on en déduit en moyennant les résultats que 5,3 appareillages sur 10 réalisés (m) par les audioprothésistes du panel sont concernés par les dômes.

Toutefois un cinquième des professionnels sondés utilise les embouts à adaptation immédiate dans moins de 20 % de leurs appareillages. Cela démontre une certaine réticence de leur part.

L'omniprésence des deux types de solutions rend encore plus intéressante la comparaison à suivre. Cet engouement certain pour l'adaptation prothétique à l'aide de dômes est causé par plusieurs raisons. Lesquelles ?

C. Dans les cas où vous privilégiez l'utilisation de dômes aux embouts sur-mesure, quelles en sont les raisons ?

Résultats

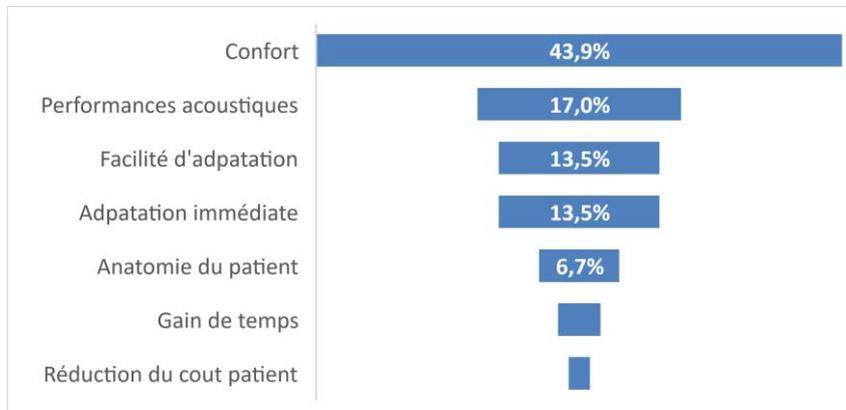


Figure 39 Part des raisons d'utilisation des coupleurs standards

Analyse

Les données récoltées sont assez parlantes. Le confort est primordial de nos jours dans l'appareillage prothétique. L'utilisation des dômes en est la preuve car le confort apporté par les dômes à l'appareillage en est la raison à 44 %.

Leurs performances acoustiques, leur facilité d'adaptation ainsi que la possibilité d'adaptation immédiate sont appréciées et conditionnent leur importante utilisation.

Le critère anatomique, les gains de temps et financier sont des raisons minoritaires. Malheureusement, nous aurions pu rajouter un critère oublié : l'esthétique.

Ces différentes raisons poussent plus ou moins les audioprothésistes à appareiller les patients à l'aide de dômes standards.

Nous nous sommes demandé, pour quels degrés de surdité sont principalement utilisés les dômes par les audioprothésistes français.

Pour essayer de répondre à cela, ou du moins en avoir un aperçu, la part d'utilisation de chaque type de dômes par les 111 audioprothésistes ayant répondu au questionnaire a pu être déterminée.

D. Quels dômes utilisez-vous le plus ?



Résultats

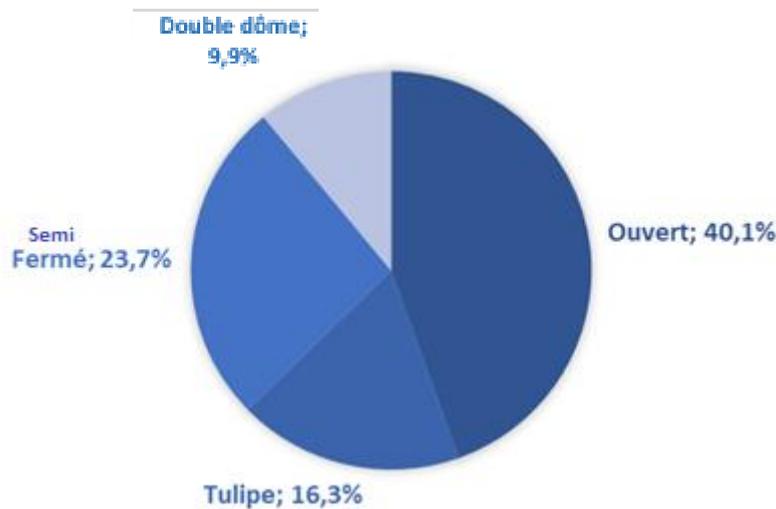


Figure 40 Part d'utilisation de chaque modèle de dômes

Analyse

Les dômes sont donc largement utilisés pour les appareillages ouverts (40,1%) qui, nous le rappelons, étaient leur cible première.

Nous observons aussi que les audioprothésistes utilisent des dômes plus occlus, notamment les dômes semi-fermés (petit évent et évent large), logiquement orientés vers des surdités plus importantes. Nous en déduisons que les embouts sur-mesure cèdent petit à petit du terrain face aux dômes, et cela risque de se poursuivre dans les années à venir.

E. Informations principales tirées de l'enquête

Cette enquête réalisée auprès des audioprothésistes permet d'en tirer quelques enseignements. Nous avons pu comprendre qu'aujourd'hui, les dômes sont largement utilisés par les audioprothésistes pour de nombreuses raisons tendant à améliorer l'acceptation de l'appareillage de la part du patient.

L'adaptation standard est majoritairement utilisée pour les surdités légères à l'aide de dômes ouverts cependant, l'utilisation de dômes plus occlus développés pour les surdités plus conséquentes est loin d'être délaissée.

III. ETUDE CLINIQUE

L'enquête présentée précédemment nous donne un aperçu de l'utilisation des solutions à adaptation immédiate par les audioprothésistes français. Grâce à ces informations, nous avons pu modeler l'étude.

C'est pourquoi, par souci de moyens financiers, l'étude clinique porte essentiellement sur les pertes auditives étant les plus concernées par l'utilisation des dômes.

A. Eléments de comparaison

Nous avons pu voir que ce sont les dômes ouverts et les dômes semi-fermés qui sont les plus utilisés (figure 40). En se basant sur les recommandations des fabricants, nous pouvons en déduire les pertes auditives essentiellement concernées.

Les adaptations de dômes ouverts et de dômes semi-fermés correspondent respectivement à des surdités légères et des surdités moyennes (figure 36).

Le but n'étant pas de comparer un appareillage ouvert à un appareillage fermé mais de comparer les récentes solutions, les dômes, par rapport aux embouts sur-mesure, dits équivalents acoustiquement et prescrits pour un même degré de surdité. Nous tenons compte des données d'équivalence fournies par les fabricants.

Ainsi, les dômes ouverts seront comparés aux embouts sur-mesure ouverts dit IROS. Et les dômes semi-fermé (large vent) seront comparés aux embouts sur-mesure avec évent de 2mm (figure 35).

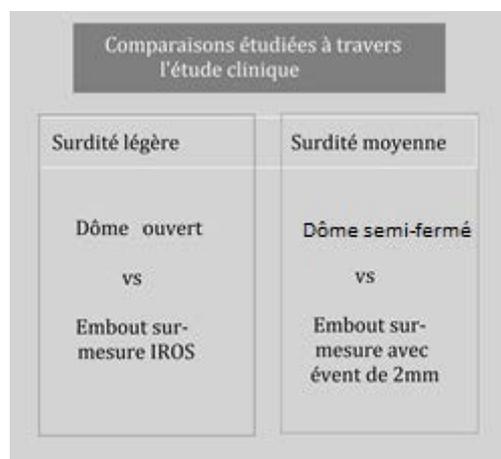


Figure 41 Comparaisons de l'étude clinique [61]

B. Protocole de l'étude

1. Lieu de passation des tests

Réalisés au sein des laboratoires Audition Gerbaud [Audilab] à Reims, les tests se déroulent dans une cabine insonorisée. Nous avons utilisé pour l'ensemble des tests la même cabine.

2. Le matériel

Pour réaliser nos mesures, nous disposons :

- du matériel nécessaire à la prise d'empreinte,
- d'un PC avec les logiciels suivants :
 - Noah 4 et les logiciels de programmation adaptés aux appareils utilisés,
 - Cosium, logiciel de gestion,
 - BioSound System,
- d'un système de 5 haut-parleurs,
- d'une chaîne de mesure, Affinity 2.0 avec :
 - un module AC 440,
 - un module HIT 440,
 - un module REM 440,
- les appareils des patients ainsi que la connectique nécessaire.

Brefs rappels nécessaires sur quelques-uns de ces éléments

➤ [Le logiciel BioSound System](#)

Installé sur le PC, BioSoundSystem™ propose une importante base de fichiers sonores et un gestionnaire multi haut-parleurs.

➤ [L'Affinity 2.0 d'Interacoustics](#)

- Module AC 440 :
Il permet des examens de diagnostics avancés tels que les audiométries tonales et vocales.
- Module HIT 440 :
Il permet une vérification technique des appareils auditifs. Nous utiliserons ce module pour des mesures de gain.

- Module REM 440 :

Ce module est un outil de vérification essentiel.

REM correspond à Real Ear Measurements. En français, nous parlons de Mesure In Vivo (MIV). Il s'agit de mesures effectuées sur l'oreille du sujet. Les chaînes de mesure et en l'occurrence l'Affinity 2.0 permettent de les réaliser.

Les Mesures In Vivo (MIV)

Définition

Les mesures In Vivo permettent de personnaliser les mesures en vérifiant physiquement et objectivement si la cible de gain est atteinte devant le tympan du patient, en tenant compte de l'amplification naturelle de sa cavité résiduelle et des divers paramètres. Elles permettent aussi l'évaluation des nombreuses corrections mécaniques et acoustiques.

Principe des Mesures In Vivo

Pour cela, la chaîne de mesure doit être constituée :

- d'un haut-parleur, nécessaire à l'émission du signal test,
- d'un microphone de référence qui capte le niveau sonore à l'entrée de l'oreille et qui permet la régulation en niveau sonore du signal émis par le haut-parleur,
- d'un microphone relié à une sonde placée à proximité du tympan,
- d'un système d'acquisition des données.

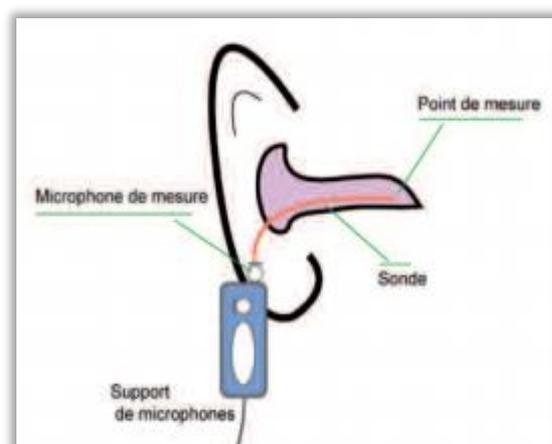


Figure 42 Principe de mise en place de la sonde in vivo [92]

Les Mesures In Vivo consistent en l'émission d'un signal sonore en champ libre par le haut-parleur. Il existe différents signaux de tests dont l'ISTS que nous utiliserons principalement au cours de cette étude. L'ISTS (The international Speech Tests Signal) a été créé en 2006 par l'Ehima (Association européenne des fabricants d'aides auditives). Il tend à remplacer les signaux de tests existants et est considéré comme la référence des signaux de parole.

3. Population étudiée

Afin d'étudier la comparaison pour les deux degrés de pertes auditives souhaités (figure 41), nous avons constitué deux groupes de 8 patients.

a. Critères d'inclusion

- Homme ou femme sans distinction,
- Patients appareillés de façon bilatérale, depuis plus de 4 mois et portant les appareils plus de 6 heures par jour,
- Appareils de type mini-BTE ou RIC permettant l'adaptation des deux types de solutions de couplages auriculaires (sans modification des autres paramètres du coupleur).

b. Recrutement des patients

Suite à la recherche des profils patient correspondant à ces critères dans le fichier patient, un contact téléphonique a eu pour objectif de proposer aux personnes retenues de participer à l'étude, après leur avoir expliqué en quoi elle consiste.

Nous limitons le recrutement des patients à 16 personnes pour des raisons financières :

- 8 patients appareillés avec des dômes ouverts et 8 appareillés avec des dômes semi-fermés.

Nous nommerons le premier groupe d'étude, le GROUPE OUVERT, celui dont la comparaison est : embout IROS vs dôme ouvert. Il se compose de :

- Huit patients atteints d'une surdité légère bilatérale et appareillés à l'aide de dômes ouverts (soit 16 oreilles).

Nous nommerons le second groupe d'étude, le GROUPE SEMI-FERME, celui dont la comparaison est : embout sur mesure avec évent de 2 mm vs dôme semi-fermé. Il se compose de :

- Huit patients atteints d'une surdité moyenne bilatérale et appareillés à l'aide de dômes semi-fermés (large vent) (soit 16 oreilles).

c. Composition de la population étudiée

Composé de 8 femmes et de 8 hommes, la moyenne d'âge de cet échantillon global est de 73 ans.

➤ GROUPE OUVERT

Agés en moyenne de 71 ans, ce sont 5 femmes et 3 hommes qui composent ce groupe.

Voici les pertes auditives mesurées chez ces 8 patients.

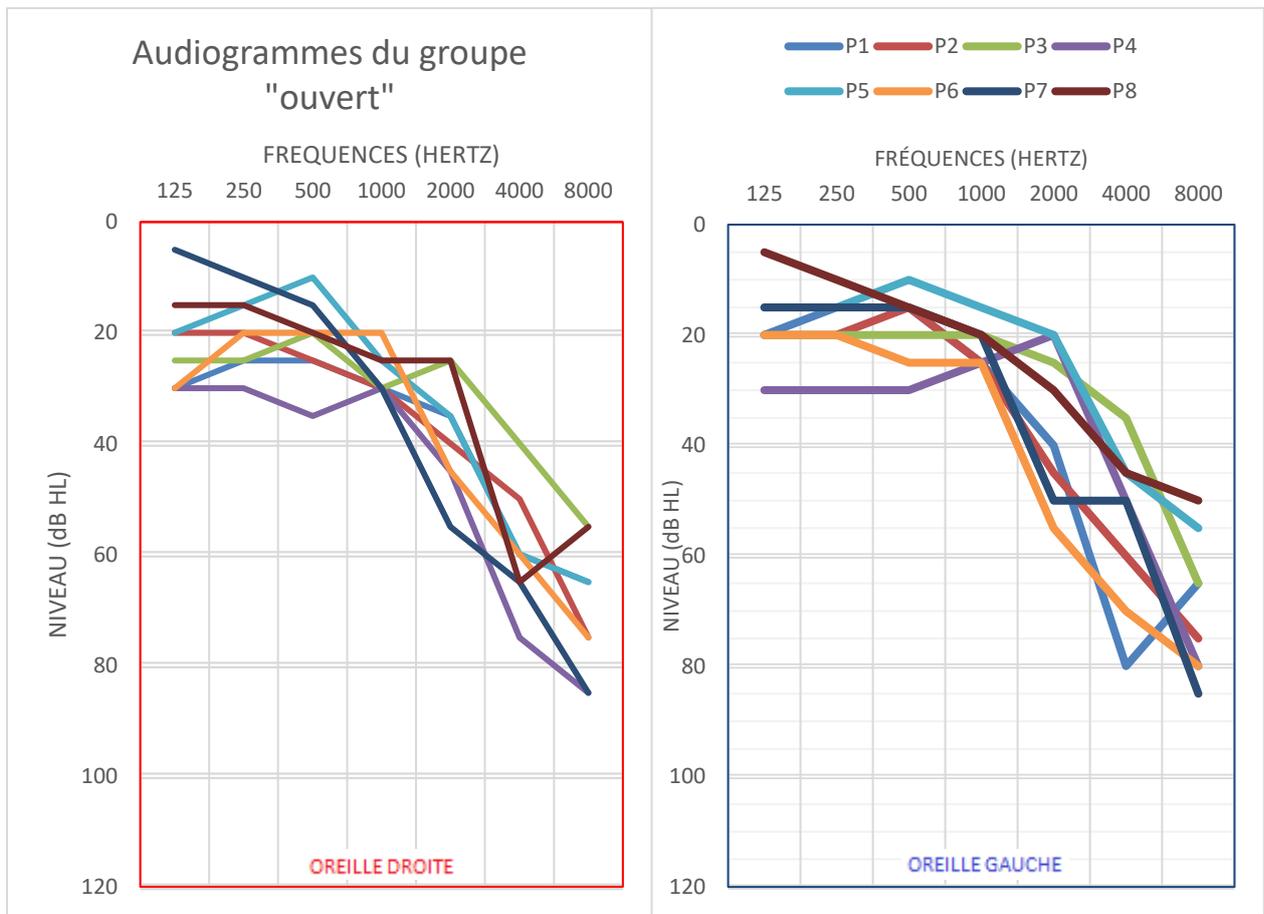


Figure 43 Audiogrammes des patients composant le groupe ouvert

➤ GROUPE SEMI-FERME

Agés en moyenne de 73 ans, ce sont 3 femmes et 5 hommes qui composent ce groupe.

Voici les pertes auditives mesurées chez ces 8 patients.

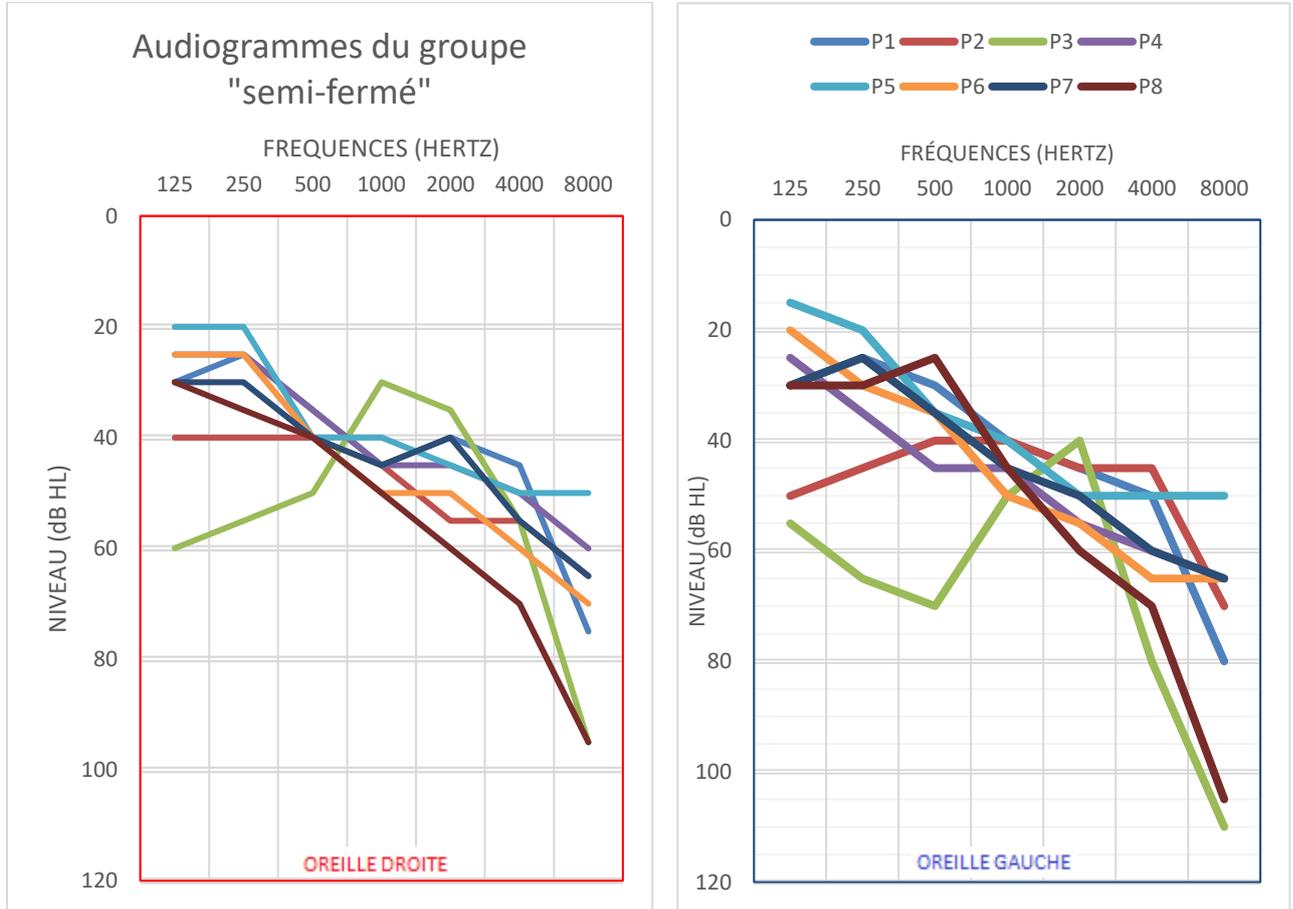


Figure 44 Audiogrammes des patients composant le groupe semi-fermé

Une fiche patient pour chaque participant de l'étude, présentée en annexe 4, comporte la représentation de l'audiogramme ainsi que de nombreuses autres informations nécessaires pour la suite de l'étude (annexe 4a : groupe ouvert ; annexe 4b : groupe semi-fermé).

4. Les tests et leur organisation

Sur une durée de huit semaines, trois rendez-vous individuels ont eu lieu pour chaque patient.

De nombreux tests ont pour but de comparer les deux types de solutions de couplage selon deux principaux critères :

- Confort
- Efficacité prothétique

a. Le premier rendez-vous (1h30)

- Prise de contact et présentation de l'étude et de ses objectifs,
- Otoscopie afin de vérifier la normalité du CAE, nécessaire à la poursuite des tests,
- Mesure des dimensions des CAE,
- Actualisation des données audiométriques tonales puis confrontation aux données audiométriques tonales et vocales précédemment réalisées afin de vérifier leur cohérence,
- Vérification du fonctionnement et nettoyage complet des appareils,
- Mise en place de dômes neufs après vérification de l'adéquation de leurs tailles au CAE du patient. Pour vérifier cela, nous utilisons l'otoscope. La taille du dôme correspond à l'anatomie du CAE lorsqu'un minimum de « vides » est observé et lorsque le dôme se dispose correctement (pas de plis),
- Connexion des appareils au logiciel de programmation. Si le patient le souhaite, des modifications sont apportées aux réglages. Ces derniers seront définitifs pour l'ensemble des trois rendez-vous. La comparaison de deux solutions oblige la non modification des réglages.
- Mesure de gain à la chaîne de mesure dans un but de vérification,
- MIV : perte d'insertion engendrée par la présence du coupleur (REOG), gain apporté par l'aide auditive pour un certain niveau d'entrée (REIG). Les appareils sont adaptés à l'aide de dômes,
- Prises d'empreintes droite et gauche, nécessaires à la fabrication des embouts sur-mesure. Les empreintes sont envoyées et jointes au bon de commande, au fabricant d'embouts dans les plus brefs délais.

Selon le groupe d'appartenance du patient en fonction du type de dômes portés, les embouts commandés sont de type IROS ou munis d'un évent de 2 mm.

b. Le second rendez-vous (1h)

Ce rendez-vous a lieu pour l'ensemble des patients environ deux semaines après le premier. Ce laps de temps nous permet d'être sûrs d'avoir reçu les embouts fabriqués.

Nous réalisons alors :

- une otoscopie,
- une audiométrie vocale dans le bruit. Les appareils sont adaptés à l'aide de dômes,
- remplissage d'un questionnaire par le patient concernant son ressenti par rapport aux dômes,
- adaptation des embouts sur-mesure sans modifications de réglages. Vérification de l'adéquation des embouts et explication de la mise en place.

Il est primordial que l'ensemble des patients sachent et puissent mettre les nouveaux embouts afin de s'y accoutumer. Quelques patients sont tout de même repassés au centre entre le deuxième et troisième rendez-vous car ils avaient des difficultés de manipulation.

c. Troisième et dernier rendez-vous (1h)

Suite à deux semaines de port des embouts fraîchement adaptés, cet ultime rendez-vous a pour but de récolter les éléments comparatifs avec les embouts sur-mesure.

Nous réalisons :

- une otoscopie,
- les tests réalisés en situation d'appareillage sur-mesure,
 - MIV,
 - audiométrie vocale dans le bruit,
- remplissage du questionnaire concernant le ressenti par rapport aux embouts sur-mesure,
- remerciement des patients.

L'explication plus détaillée de chaque test et les analyses et interprétations sont abordées au fur et à mesure de la présentation.

5. La réalisation des embouts sur-mesure

Pour réaliser les embouts sur-mesure, nous procédons à une prise d'empreinte précédée d'une otoscopie.

La prise d'empreinte se divise en plusieurs étapes :

- Placement d'un coton pour la protection de la chaîne tympano-ossiculaire. Pour chaque empreinte réalisée, le coton est placé derrière le second coude si possible,
- Injection de la pâte à empreinte de type 50/50 au pistolet,
- Après une attente de 3-4 minutes de sèche, nous retirons l'empreinte et vérifions la qualité de cette dernière.

Elle est ensuite envoyée au fabricant d'embouts avec un bon de commande (annexe 1). Dans le cadre de cette étude, nous avons donc réalisé 32 empreintes.

Chaque patient a été adapté à l'aide d'embouts sur-mesure, cela bilatéralement. Les 32 embouts fabriqués sont en acryl.

Les photos des embouts sont disponibles sur la fiche personnelle de chaque patient (annexe 4).

C. Le confort

La gêne occasionnée par le port d'aides auditives doit être minimale. Au cours de ce mémoire, nous tiendrons compte du confort physique et du confort auditif.

1. Le confort physique

Cette notion de confort physique est très dépendante du coupleur auriculaire et en particulier de l'embout.

En plus de conditionner la facilité de mise en place ainsi que le maintien de l'aide auditive, l'embout est directement en contact avec le CAE. Il est parfois responsable de démangeaisons et/ou de douleurs et joue de ce fait, un rôle primordial dans l'acceptation de l'aide auditive et la réussite de l'appareillage.

Personnel et subjectif, nous avons souhaité évaluer et comparer le confort physique d'un embout sur-mesure à un embout standard par l'intermédiaire de plusieurs questions reprenant différents points.

Comme expliqué lors de la présentation du protocole, le patient a répondu à un questionnaire identique à intervalle de six semaines, un pour les dômes standards et l'autre concernant les embouts sur-mesure (annexe 5).

Sachant que le premier questionnaire rempli concerne l'adaptation standard, différents types d'évolutions peuvent être remarquées avec l'adaptation sur-mesure par comparaison des réponses récoltées :

- Détérioration : moins satisfaisant en sur-mesure,
- Inchangé : identique, que ce soit en standard ou sur-mesure,
- Amélioration : plus satisfaisant en sur-mesure.

a. Résultats

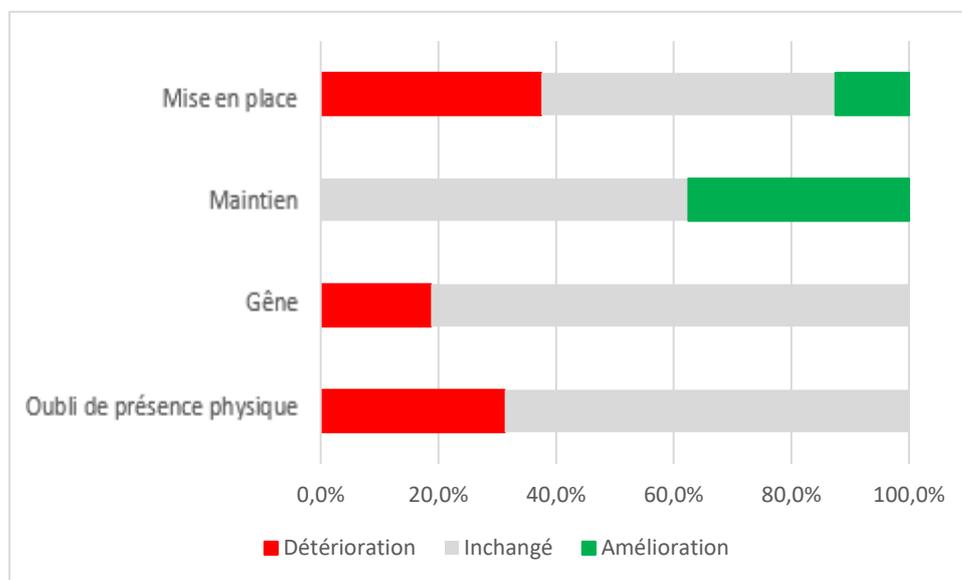


Figure 45 Evolution moyenne du confort des patients entre l'appareillage standard et celui en sur-mesure

b. Analyse

On observe donc sur l'ensemble des deux groupes, des tendances générales en fonction des différents critères étudiés.

La mise en place des appareils paraît plus compliquée suite à l'adaptation des embouts sur-mesure. En effet, près de 90% des patients n'observent pas d'amélioration dont près de 40% trouvent la mise en place des embouts sur-mesure plus contraignante.

Au contraire, le maintien est dans aucun cas détérioré et les embouts sur-mesure apportent même dans 37,5 % des cas, un maintien supérieur aux dômes.

Que l'adaptation soit standard ou sur-mesure, le critère de la gêne « mécanique » engendrée par la présence des aides auditives est peu modifié pour certains patients. Trois patients sur les seize interrogés (soit 18.8 %) ressentent une gêne plus importante avec les embouts sur-mesure.

L'ensemble de ces évolutions fait que l'appareillage standard se fait plus facilement oublier que l'appareillage sur-mesure. Le port de dômes standards est plus confortable que celui des embouts sur-mesure.

Il nous a semblé intéressant de comparer ces évolutions selon les deux groupes formés préalablement.

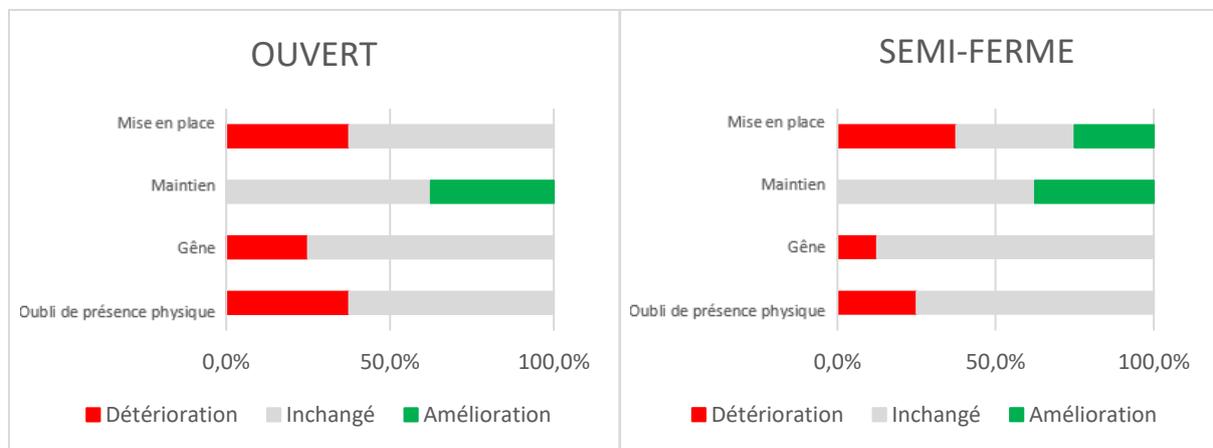


Figure 46 Evolution moyenne du confort des patients entre l'appareillage standard et celui en sur-mesure en fonction du degré de perte auditive

Nous nous rendons compte que pour les deux groupes, ouvert et semi-fermé, constitués respectivement de pertes légères et de pertes moyennes, les solutions standards sont mieux perçues et meilleure est l'acceptation physique. Cette observation est plus marquée au sein du groupe semi-fermé.

Cela renvoie à l'expérience décrite par Mecklenburger et Joergensen énonçant une tolérance plus développée lorsque le bénéfice d'amplification est plus important [77].

D'après les informations recueillies par la lecture des évolutions des réponses, nous pouvons confirmer que le confort physique est globalement meilleur pour les solutions standards.

2. Le confort auditif

Tout d'abord, il est important d'expliquer ce que nous entendons par ce terme de confort auditif. Il est différent du confort d'écoute qui fait référence à l'audibilité et l'intelligibilité. Nous employons le terme de confort auditif pour englober l'ensemble des effets apportés par le port d'aides auditives, et plus particulièrement l'effet d'occlusion.

Nous étudions le confort auditif de deux façons :

- Objectivement à l'aide de mesure in vivo,
- Subjectivement à l'aide des questions du questionnaire portant sur cette partie (annexe 5).

a. L'étude objective : mesures d'occlusion

➤ But

Les mesures d'occlusion ont pour objectif de quantifier la perte d'insertion (PI). La PI est fortement liée à la mesure de l'effet d'occlusion.

Groupe OUVERT : PI [Dôme ouvert] vs PI [Embout sur-mesure IROS]

Groupe SEMI-FERME : PI [Dôme semi-fermé] vs PI [Embout sur-mesure avec évent de 2 mm]

Sa quantification est effectuée par l'intermédiaire des Mesures In Vivo. Elle correspond à la mesure du gain réel de l'oreille occluse (REOG : Real Ear Occluded Gain). L'individualisation de chaque oreille est possible. Les deux groupes étant composés de 8 patients, chaque groupe fera donc l'objet d'une étude portant sur 16 cas.

➤ Protocole

Le patient est placé à 1,20 mètre, face au haut-parleur de l'Affinity.



Figure 47 Disposition pendant les mesures

Suite à une otoscopie ayant pour but de vérifier l'absence de cérumen ou d'un corps étranger qui pourrait fausser les mesures, nous expliquons le but de la mesure au patient.

Après calibration de la sonde in vivo, cette dernière est placée à 5 mm du tympan pour éviter au maximum le phénomène d'ondes stationnaires. Pour respecter cela, nous avons mesuré les CAE de chaque patient à l'aide de la sonde in vivo graduée et nous vérifions le bon emplacement à l'otoscopie.

La mesure de la résonance naturelle du CAE (REUG = Real Ear Unaided Gain) est réalisée en premier car elle est nécessaire au calcul de la perte d'insertion.

Suite à la mesure du REUG, celle du REOG est réalisée. Pour cela les appareils auditifs sont éteints et mis en place. Durant cette manipulation, nous maintenons la position de la sonde in vivo identique grâce au marquage.

Pour ces deux mesures, c'est le signal ISTS qui est utilisé. Que ce soit pour la mesure du REUG et du REOG, l'intensité du signal est de 65 dB SPL.

Les mesures de résonance oreille ouverte et oreille occluse sont analysées sur les bandes de fréquences : 250 – 500 – 1000 - 2000 – 4000 – 6000 Hz afin de rendre la comparaison relativement précise.

Les mesures sont représentées par l'intermédiaire d'un graphique ayant pour abscisses la fréquence en Hz et pour ordonnées le niveau mesuré en fond de conduit en dB SPL.

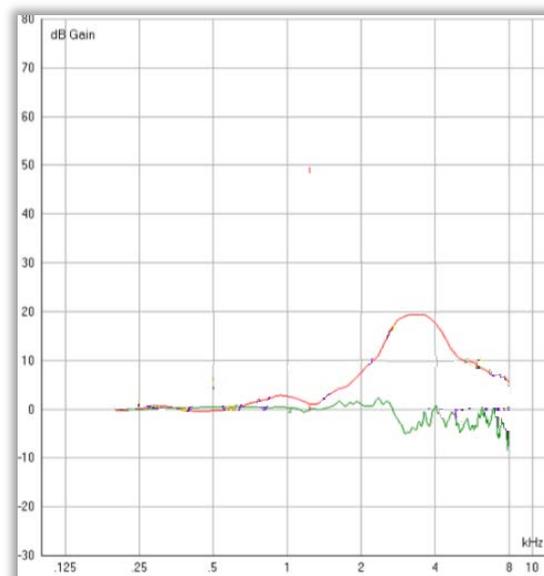


Figure 48 Exemple de représentation graphique du REUG (rouge) et REOG (vert)

b. L'étude subjective : questionnaire

Il nous semblait important de tenir compte du ressenti du patient car c'est avant tout lui, qui est gêné ou non par l'appareillage. Pour cela, une des questions posées aux patients par l'intermédiaire du questionnaire portait sur l'occlusion (annexe 5).

Ils devaient évaluer la perception de leur voix sur une échelle allant de résonante à métallique en passant par normale. La comparaison des réponses suite à l'adaptation des deux solutions nous permet d'avoir une indication sur le confort de chacune.

c. Résultats et analyse

Ce phénomène étant lié aux caractéristiques acoustiques des couplages et à l'amplification apportée par l'aide auditive, nous considérerons indépendamment les deux groupes de patients formés : Groupe OUVERT / Groupe FERME.

➤ GROUPE OUVERT

- Etude objective : mesures d'occlusion

Mesure du REUG

Résultats

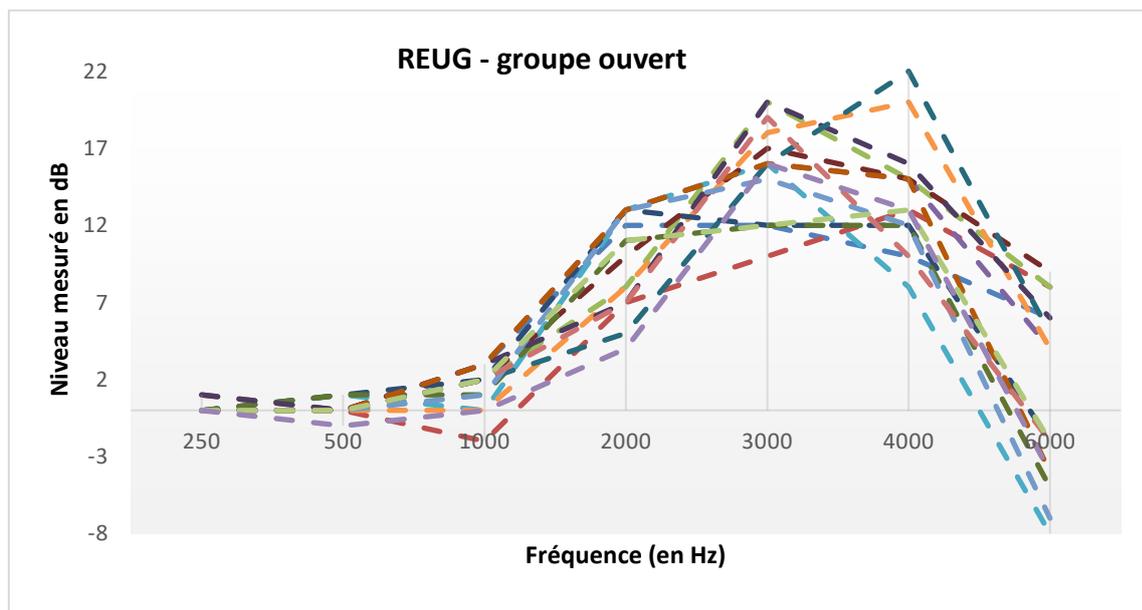


Figure 49 REUG des 16 oreilles composant le groupe OUVERT

Ce graphique représente l'ensemble des REUG des CAE composant le groupe. Chaque courbe pointillée correspond à une oreille.

Analyse

La représentation des REUG illustre les propos tenus au cours de la partie théorique au sujet de la fonction de transfert de l'oreille externe. On remarque que chaque oreille a un pic de résonance plus ou moins marqué.

A ce propos, nous nous permettons une petite parenthèse pour illustrer la corrélation entre la taille du CAE et sa fréquence de résonance en annexe 5.

Mesure du REOG

L'obturation du CAE par l'embout auriculaire « casse » sa résonance naturelle. Celle-ci est modifiée, la représentation graphique de cette modification est le REOG.

Résultats

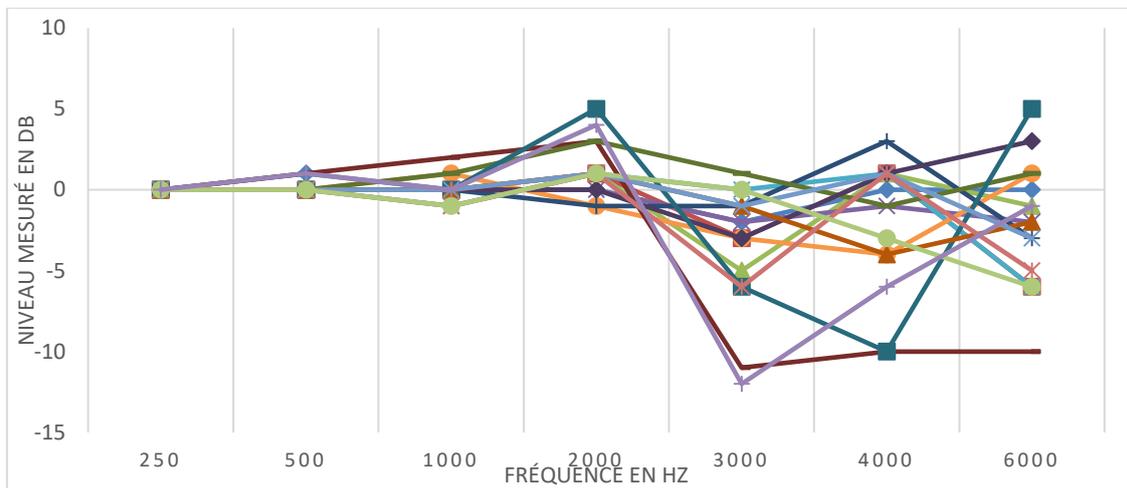


Figure 44 REOG mesuré des 16 oreilles équipées avec un dôme ouvert

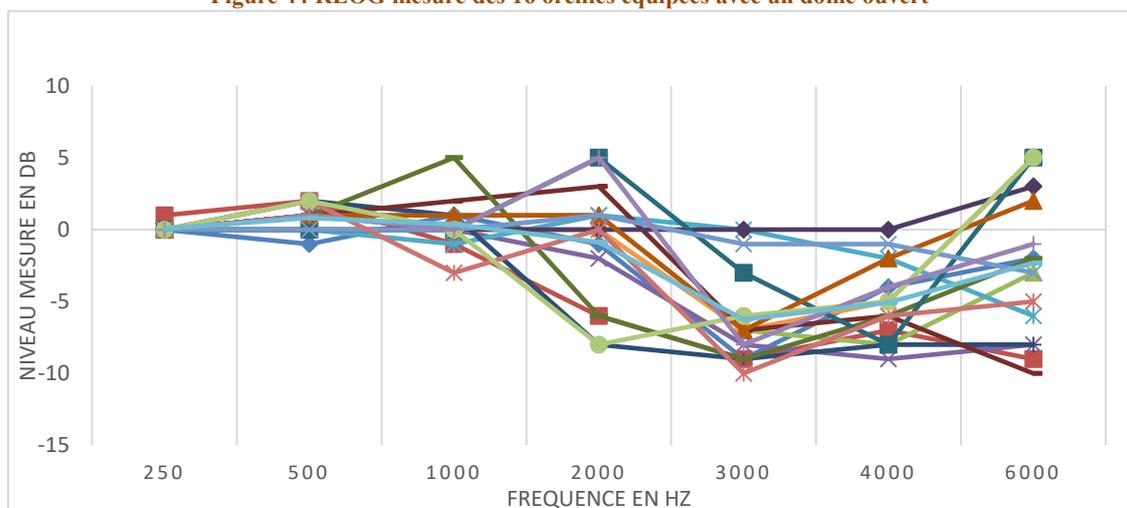


Figure 45 REOG mesuré des 16 oreilles équipées avec un embout sur-mesure IROS

Les valeurs numériques obtenues pour chaque patient, sont disponibles en annexe 4.

Pour uniformiser et faciliter la lecture des résultats, les REOG standards et sur-mesure, par bande de fréquence, ont été moyennés arithmétiquement. On obtient la perte d'insertion moyenne apportée par fréquence en fonction du coupleur auriculaire. L'écart type y est aussi représenté.

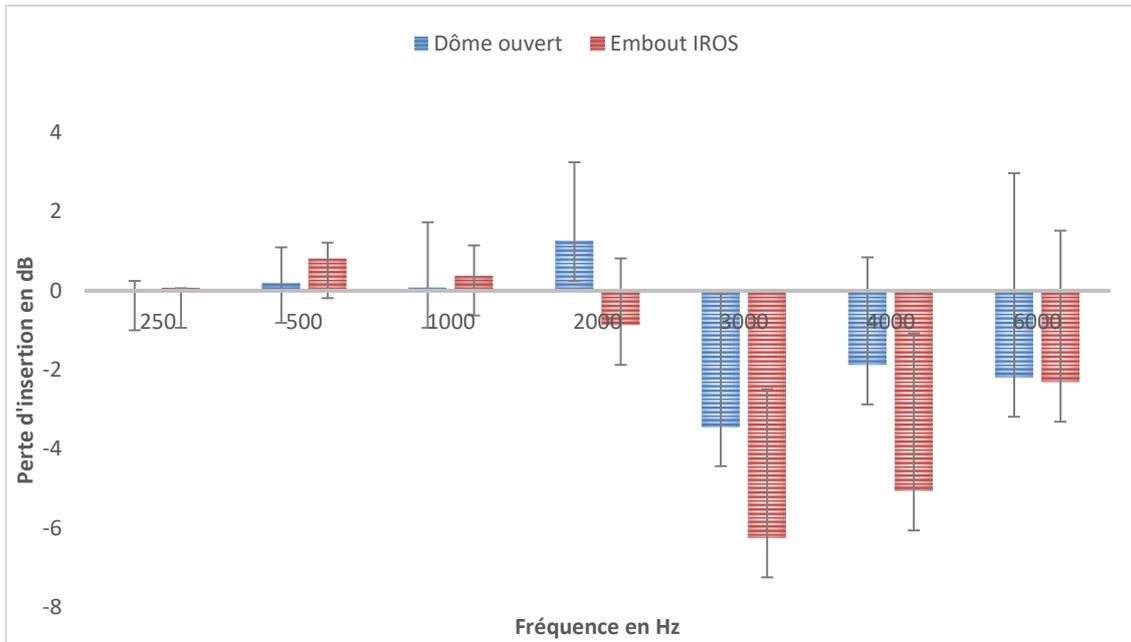


Figure 50 Perte d'insertion moyenne en fonction du type d'embout ouvert, standard ou sur-mesure

Analyse

De façon générale, ces mesures montrent que, quel que soit le type d'adaptation, les sons graves passent naturellement. On remarque même que jusqu'à la fréquence 1000 Hz, il n'y a pas de perte d'insertion. Dans ce cas, on parle de « free gain » pour l'appareillage. Cette analyse est rassurante car ce sont des solutions dites ouvertes qui sont testées. On a vu au cours de la partie théorique, qu'elles ont pour but de laisser au maximum passer les fréquences graves et ainsi d'éviter le phénomène d'autophonation.

Au-delà de la fréquence 1000 Hz, la perte d'insertion est plus importante avec l'embout sur-mesure et notamment sur la bande de fréquence du 3000 Hz : 3 dB SPL de perte d'insertion en moyenne pour le dôme contre 6 dB SPL pour l'embout sur-mesure.

À première vue, les différences paraissent relativement faibles entre deux embouts dits équivalents acoustiquement : embout sur-mesure IROS – dôme standard ouvert. Afin de vérifier la significativité de ces différences, nous allons les analyser statistiquement.

Analyse statistique

Nous nous intéressons aux différences des pertes d'insertion moyennes, apportées par chacun des deux types de solutions testées.

Nous sommes donc dans le cas d'une étude de deux échantillons appariés d'effectif $N_1 = N_2 = 16$ (oreilles).

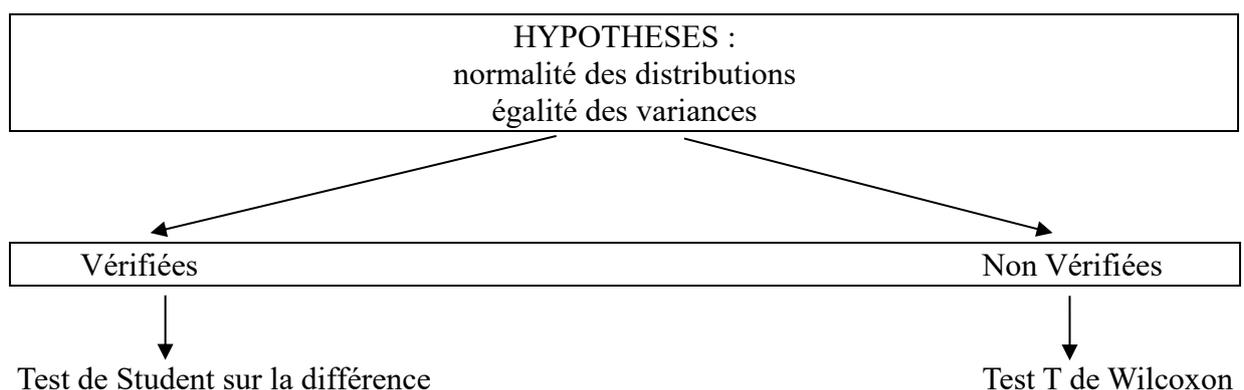
L'occlusion est un phénomène dépendant de la fréquence, c'est pourquoi chaque bande de fréquence testée fera l'objet d'une étude statistique indépendante.

Nous cherchons l'apport d'une occlusion supérieure par rapport à l'autre dans le cas d'une différence significative, ou le cas contraire une équivalence. L'étude statistique aura pour degré de confiance 95%.

A travers nos tests, nous comparons deux moyennes observées. Le choix du test statistique utilisé dépend de deux conditions :

- l'égalité des variances,
- la normalité des échantillons [93].

En fonction de la vérification des hypothèses de normalité de distribution et d'égalité de variance, nous allons déterminer le test à utiliser. C'est pourquoi des tests statistiques intermédiaires sont nécessaires.



La démonstration intermédiaire est réalisée dans le cas des mesures sur l'occlusion afin de présenter la marche à suivre. Les tests statistiques présentés dans ce mémoire ont été réalisés à l'aide d'un logiciel nommé STHDA.

Egalité des variances

Afin de vérifier l'égalité des variances, nous utilisons le test du F (FISHER-SNEDECOR). Il est défini comme un test d'homogénéité des variances.

Il consiste à calculer F_{obs} , à partir des valeurs observées des variances S_1 et S_2 dans chaque effectif respectif, N_1 et N_2 .

$$F_{obs} = \frac{S_1^2_{obs}}{S_2^2_{obs}}$$

Et ensuite de comparer la valeur de F_{th} obtenue par lecture de la table de répartition de la loi de Fisher à $n-1$ degrés de liberté ν (annexe 7).

Dans notre cas $F_{th} = 2,81$, avec $\nu_1 = \nu_2 = 15$

Hypothèses de test :

$H_0 : F_{obs} < F_{th}$, hypothèse nulle : les variances des échantillons sont homogènes,

$H_1 : F_{obs} > F_{th}$ hypothèse alternative : les variances des échantillons ne sont pas homogènes.

Résultats

Test de variances de FISHER-SNEDECOR, $p < 0,05$, $n=16$							
Fréquences	250	500	1000	2000	3000	4000	6000
Valeur de F_{obs}	0	0,196	0,2141	0,1353	0,6667	0,1513	0,261
Hypothèse validée	H_0	H_0	H_0	H_0	H_0	H_0	H_0

Figure 51 Résultats du test de FISHER-SNEDECOR

Analyse

On remarque que pour l'ensemble des plages fréquentielles testées, l'hypothèse nulle est validée. Cela signifie que les variances ont des valeurs suffisamment proches pour que l'on accepte l'idée qu'elles soient homogènes.

Normalité des échantillons

Le test de Shapiro-Wilk se base sur l'étude de la statistique W. Dans le même principe que le test du F, il nous amène à comparer une valeur W_{obs} à la valeur W_{th} obtenue par lecture de la table correspondant au test (annexe 8).

Dans notre cas $n = 16$ (oreilles), alors $W_{th} = 0,887$ (annexe 8).

Hypothèses de test :

$H_0 : W_{obs} < W_{th}$, hypothèse nulle : la distribution est considérée comme normale,

$H_1 : W_{obs} > W_{th}$, hypothèse alternative : la distribution n'est pas considérée comme normale.

Résultats

Test de normalité de Shapiro-Wilk, $p < 0,05$, $n=16$							
Fréquences	250	500	1000	2000	3000	4000	6000
Valeur de Wobs	0,1718	0,7912	0,8032	0,8873	0,9341	0,9458	0,9567
Hypothèse validée	H1	H1	H1	H0	H0	H0	H0

Figure 52 Résultats du test de normalité de Shapiro-Wilk

Analyse

On se rend compte que sur les sept plages de fréquences, trois ne suivent pas une loi normale car $W_{obs} < W_{th}$. Seulement quatre « échantillons » permettent de valider l'hypothèse nulle.

Dans les autres cas, les données ne sont donc pas issues d'un échantillon normalement distribué.

Les deux conditions (égalité des variances et normalité des échantillons) nécessaires à l'application d'un test paramétrique ne sont pas respectées. C'est pourquoi nous allons utiliser un test de statistique non paramétrique : le test de Wilcoxon.

Test des moyennes de Wilcoxon

Le test de Wilcoxon est composé de plusieurs étapes :

- calcul des différences en valeur absolue,
- comparaison de la distribution de la somme des valeurs positives (T^+) et négatives (T^-) des deux échantillons afin d'en tirer une valeur T_{exp} ,
- comparaison du T_{exp} par rapport à un T_{th} dépendant de l'effectif N (Table de Wilcoxon : annexe 9),
- calcul de la p-value.

La comparaison de la p-value à la valeur de risque α permet l'infirmer ou la confirmation de significativité entre les différences observées.

Hypothèses de test :

- H0 : p-value > 0,05 , hypothèse nulle : Les embouts sur-mesure IROS et les dômes standards ouverts engendrent une perte d'insertion identique,
- H1 : p-value < 0,05 hypothèse alternative : Les embouts sur-mesure IROS et les dômes standards ouverts engendrent une perte d'insertion différente.

H0 stipule qu'il n'y a pas de différence significative entre les pertes d'insertion engendrées par les deux types d'embouts. Au contraire, H1 stipule qu'il y a une différence significative.

Résultats

Test de Wilcoxon pour deux échantillons appariés, $p < 0,05$							
Fréquences	250	500	1000	2000	3000	4000	6000
Valeur de p	0,9756	0,0675	0,4541	0,0417	0,0231	0,0256	0,8122
Hypothèse admise	H0	H0	H0	H1	H1	H1	H0

Figure 53 Résultats du test de Wilcoxon, groupe ouvert

Analyse

De ces résultats, nous confirmons l'observation faite à la vue des résultats graphiques : les sons de fréquences graves et médiums sont transmis de manière identique avec les solutions standards ou sur-mesure.

Le passage des sons de fréquences aiguës [2000-3000-4000] Hz est lui altéré avec l'embout sur-mesure par rapport au dôme. Cela de manière significative contrairement à ce que nous pouvions penser. L'équivalence en terme d'occlusion est donc partielle.

La partie théorique a pu montrer le lien entre la perte d'insertion dans les fréquences graves et l'effet d'occlusion.

La non significativité des différences observées dans les basses fréquences tend à déduire que le risque d'effet d'occlusion n'est pas plus important avec un embout sur-mesure IROS qu'avec un dôme ouvert.

La partie subjective de l'étude de l'occlusion basée sur le ressenti du patient va permettre d'évaluer les conséquences de ces différences.

- Etude subjective : le ressenti patient

Sept patients sur huit constituant ce groupe n'ont pas ressenti de différence de perception de leur propre voix entre les dômes ouverts qu'ils portaient avant et les embouts sur-mesure de type IROS adaptés dans le cadre de l'étude. Seulement un patient a trouvé sa voix plus résonante avec les embouts sur-mesure.

Cela semble en corrélation avec les mesures objectives faites précédemment. En effet, nous pensons que les différences d'occlusion significatives mesurées n'ont pas un réel impact sur le confort auditif du fait de leur attribution fréquentielle (fréquences aigues principalement).

➤ GROUPE SEMI-FERME

Un protocole identique a été suivi pour le groupe SEMI-FERME. Nous rappelons que ce groupe a été formé pour comparer les embouts standards semi-fermés aux embouts sur-mesure munis d'un évent de 2 mm.

Mesure du REUG et REOG

Résultats

Suite à la mesure de REUG (annexe 4), les mesures du REOG obtenues pour ce groupe sont les suivantes :

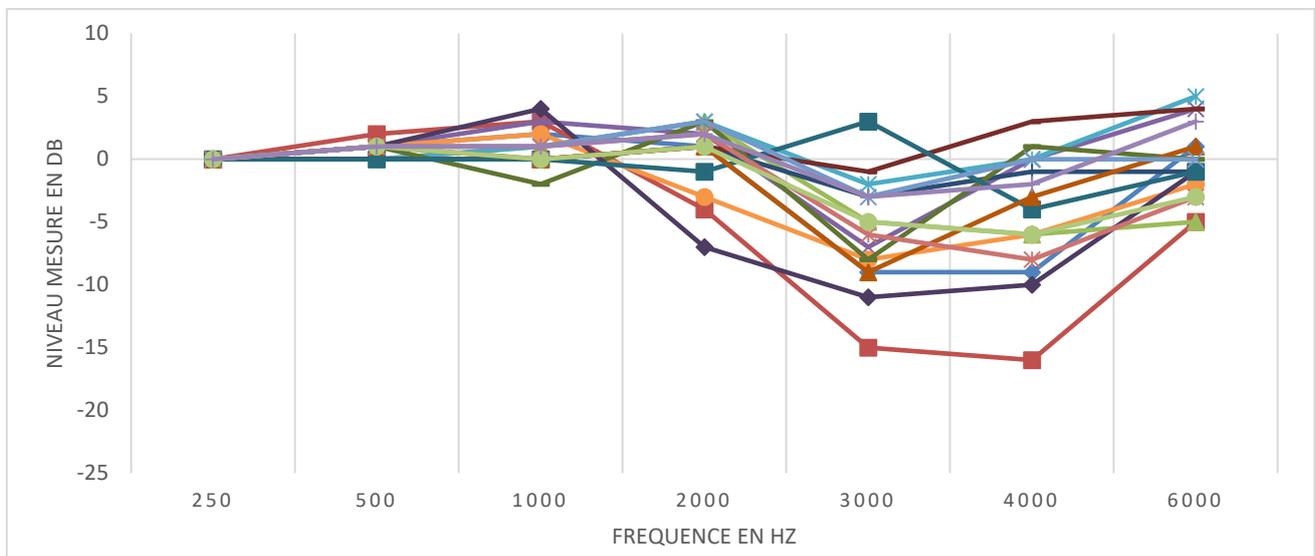


Figure 54 REOG mesuré des 16 oreilles équipées avec un dôme semi-fermé

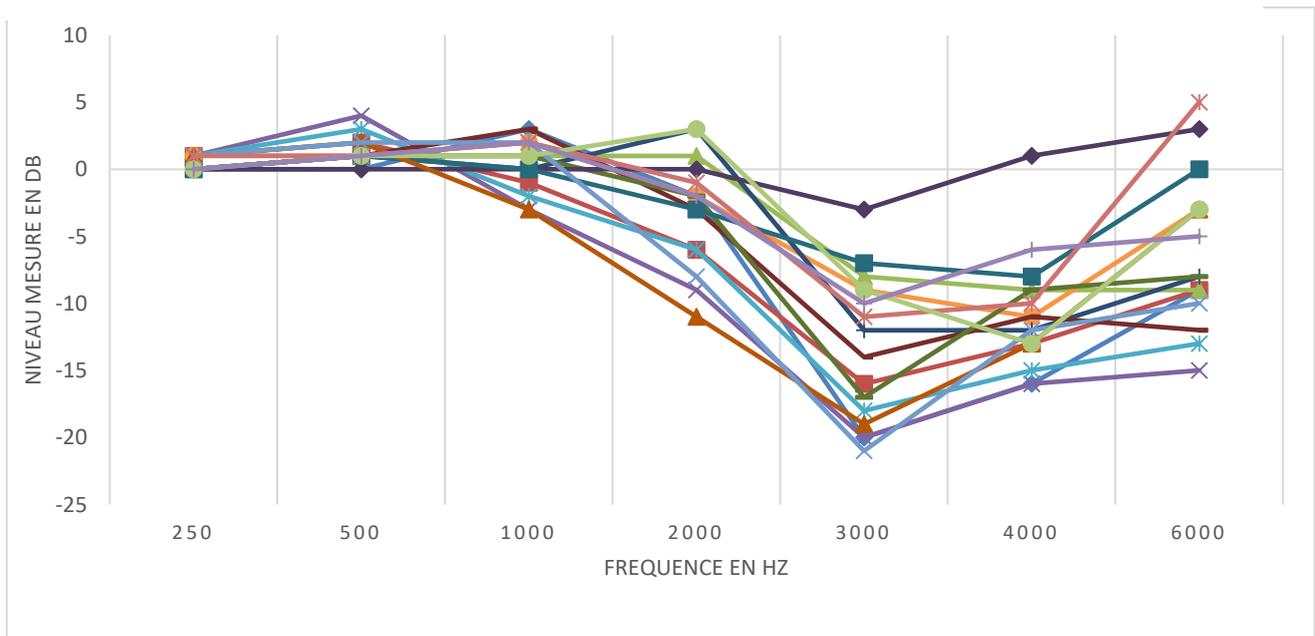


Figure 55 REOG mesuré des 16 oreilles équipées en embout sur-mesure évent 2mm

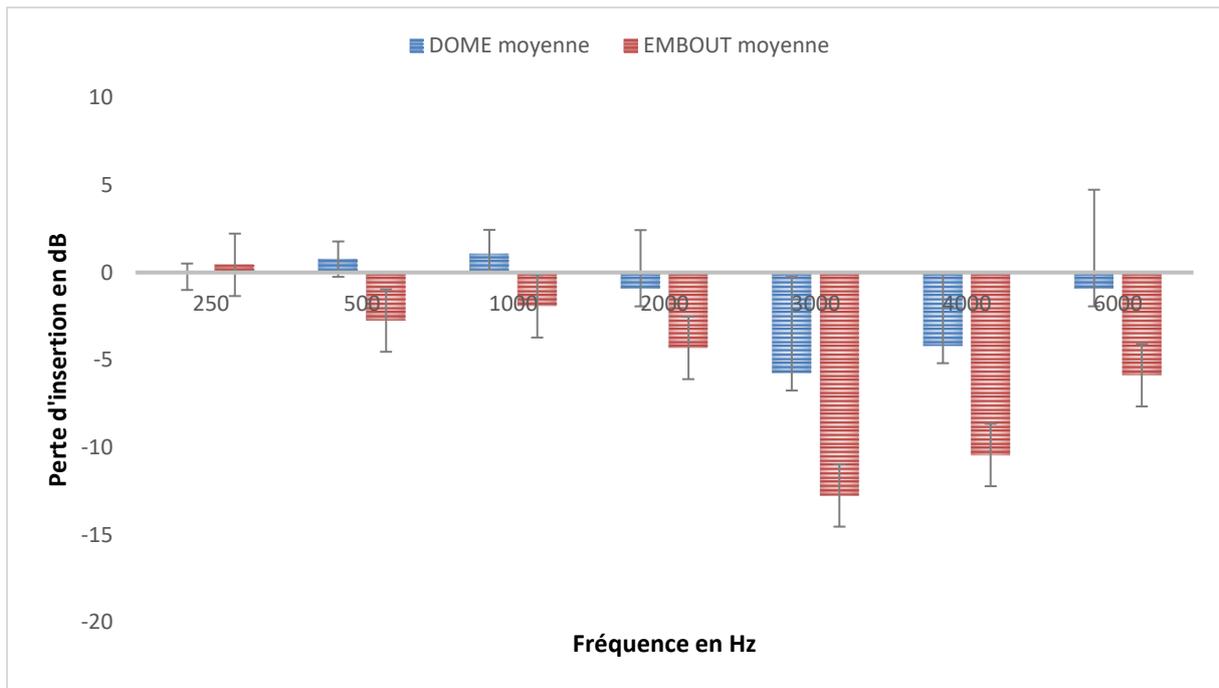


Figure 56 Perte d'insertion moyenne en fonction du type d'embout "semi-fermé", standard ou sur-mesure

Analyse

Les résultats pour le groupe semi-fermé sont différents de ceux obtenus pour le groupe ouvert. Certes le passage des aiguës est altéré davantage avec les embouts sur-mesure, cependant, nous remarquons aussi l'existence d'une perte d'insertion dans les fréquences graves.

Cette différence s'explique par une obturation plus marquée en raison de la diminution de la taille de l'évent.

De plus, les différences obtenues dans ce groupe paraissent plus importantes. Pour quantifier nos propos, prenons l'exemple pour la fréquence 3 kHz, où la différence est approximativement de 7 dB SPL.

A l'instar de la procédure suivie pour le groupe d'étude OUVERT, un test statistique de comparaison des moyennes est réalisé pour le groupe d'étude SEMI-FERME.

Analyse statistique.

Les résultats des tests statistiques intermédiaires (annexe 10) nous ont de nouveau amenés à utiliser le test de Wilcoxon dans le but de déterminer l'éventuelle significativité des différences observées.

Hypothèses de test :

- H0 : p-value > 0,05, hypothèse nulle : Les embouts sur-mesure 2 mm et les dômes standards semi-fermés engendrent une perte d'insertion identique.
- H1 : p-value < 0,05, hypothèse alternative : Les embouts sur-mesure 2 mm et les dômes standards semi-fermés engendrent une perte d'insertion différente.

Test de Wilcoxon pour deux échantillons appariés, p < 0,05							
Fréquences	250	500	1000	2000	3000	4000	6000
Valeur de p	0,0107	0,0004	0,0001	0,0022	0,0017	0,0056	0,0113
Hypothèse admise	H1						

Figure 57 Résultats du test de Wilcoxon, groupe d'étude semi-fermé

Les résultats démontrent que les différences de moyennes sont significatives pour l'ensemble des plages fréquentielles testées. Autrement dit, la « transparence acoustique » des embouts sur-mesure en question est moins importante que celle des dômes comparés. L'équivalence en terme d'occlusion entre ces deux solutions ne semble pas être respectée.

C'est pourquoi, nous pensons que les différences perçues par le patient sont importantes entre un embout évent 2 mm et un dôme semi-fermé.

- Etude subjective : le ressenti patient

Au sein de ce groupe, cinq patients sur huit n'ont ressenti aucune gêne auditive quel que soit le type d'embout auriculaire adapté.

Cependant, trois patients ont une sensation de résonance de leur propre voix avec les embouts sur-mesure qu'ils n'avaient pas avec les dômes standards. Cela témoigne d'un effet d'occlusion ressenti comme une gêne par le patient.

3. Observations générales concernant le confort

À travers cette partie, nous avons pu montrer que le confort, qu'il soit physique ou auditif est plus important avec les dômes et cela pour différents niveaux de pertes.

En effet c'est le cas pour les pertes légères avec la comparaison embout sur-mesure IROS/dôme ouvert. Et c'est aussi le cas, et de façon plus importante, pour les pertes auditives moyennes avec la comparaison embout 2 mm / dôme semi-fermé.

Les dômes remplissent leur mission première qui est de réduire les effets négatifs engendrés par la présence des embouts sur-mesure.

Toutefois, en plus d'être confortable, la réhabilitation auditive doit être avant tout efficace. C'est pourquoi, nous allons comparer l'efficacité des solutions à adaptation immédiate par rapport aux solutions sur-mesure dites acoustiquement équivalentes.

D. L'efficacité prothétique

L'efficacité d'un appareillage auditif est la résultante (entre autre) d'une amplification adaptée à la perte auditive du patient à l'origine d'une audibilité convenable et d'une efficacité des traitements du signal.

A travers cette partie de l'étude, nous nous intéressons principalement au gain apporté par l'aide auditive en fonction de son coupleur auriculaire.

L'étude de ce paramètre nous paraît indispensable et à privilégier afin de pouvoir comparer l'efficacité de deux types de coupleurs. En effet, avant de parler d'efficacité des traitements du signal, il est important de s'assurer de l'apport nécessaire d'énergie sonore au fond du conduit.

Pour cela, nous comparerons le gain apporté en fonction du coupleur ainsi que l'intelligibilité du patient dans le bruit.

1. Précisions concernant les réglages utilisés

Il est important d'insister sur le fait que pour ces comparaisons, les aides auditives sont réglées à la convenance du patient durant la durée des tests.

En effet, les réglages sont identiques pour un même patient durant la période de 8 semaines sur laquelle se sont déroulés les tests.

Durant ces derniers, l'ensemble des traitements du signal sont désactivés.

La mesure du gain apporté par l'appareil est réalisée. Nous la réalisons à l'aide de l'Affinity et son module HIT. Elle permet de vérifier que l'amplification reste la même en cas de doute. De plus, le gain moyen mesuré au 2 cc nous servira de référence par la suite.

Les résultats des mesures de gain 2 cc sont disponibles en annexe 11.

2. Mesure In Vivo : Le gain d'insertion (REIG)

a. Protocole

Le module de Mesure In Vivo est utilisé. Et plus précisément, la mesure du REIG défini comme le gain d'insertion apporté par une aide auditive en fonctionnement.

- Le patient est placé à 1,2 mètre du haut-parleur et face à ce dernier,
- Les sondes In Vivo sont calibrées puis insérées à 5 mm de chaque tympan,
- Les aides auditives sont en place et allumées,
- Le gain mesuré correspond à la réponse de l'aide auditive à un stimuli de type ISTS et de niveau d'entrée de 65 dB SPL.

Il est analysé par bande d'octave sur la plage fréquentielle [250-4000] Hz.

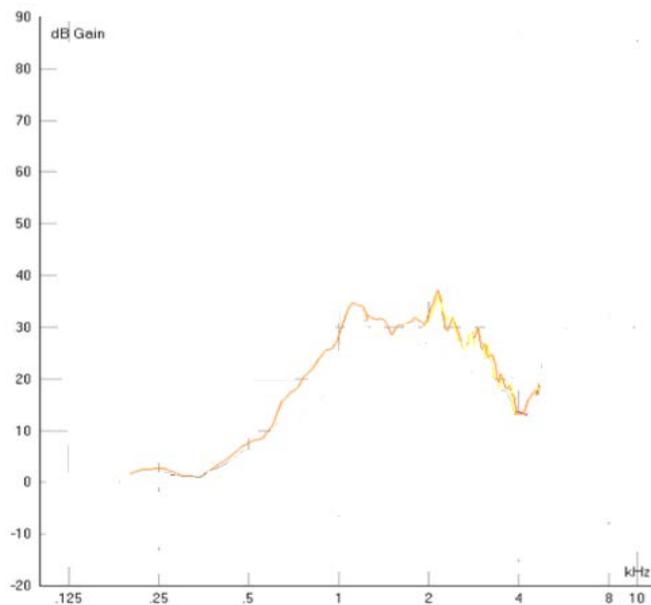


Figure 58 Représentation graphique d'un REIG mesuré (capture d'écran de l'interface Affinity)

Ces mesures sont réalisées deux fois pour chaque oreille :

La première lorsque le patient est équipé avec les dômes, la deuxième lorsque le patient est équipé avec les embouts sur-mesure.

A partir des courbes de REIG, les gains In Vivo en fonction des fréquences sont relevés pour les deux types d'embouts auriculaires testés au sein d'un même groupe (résultats en annexe 4).

Nous confrontons ensuite les mesures au gain mesuré au coupleur 2 cc.

b. Résultats et analyse

➤ GROUPE OUVERT

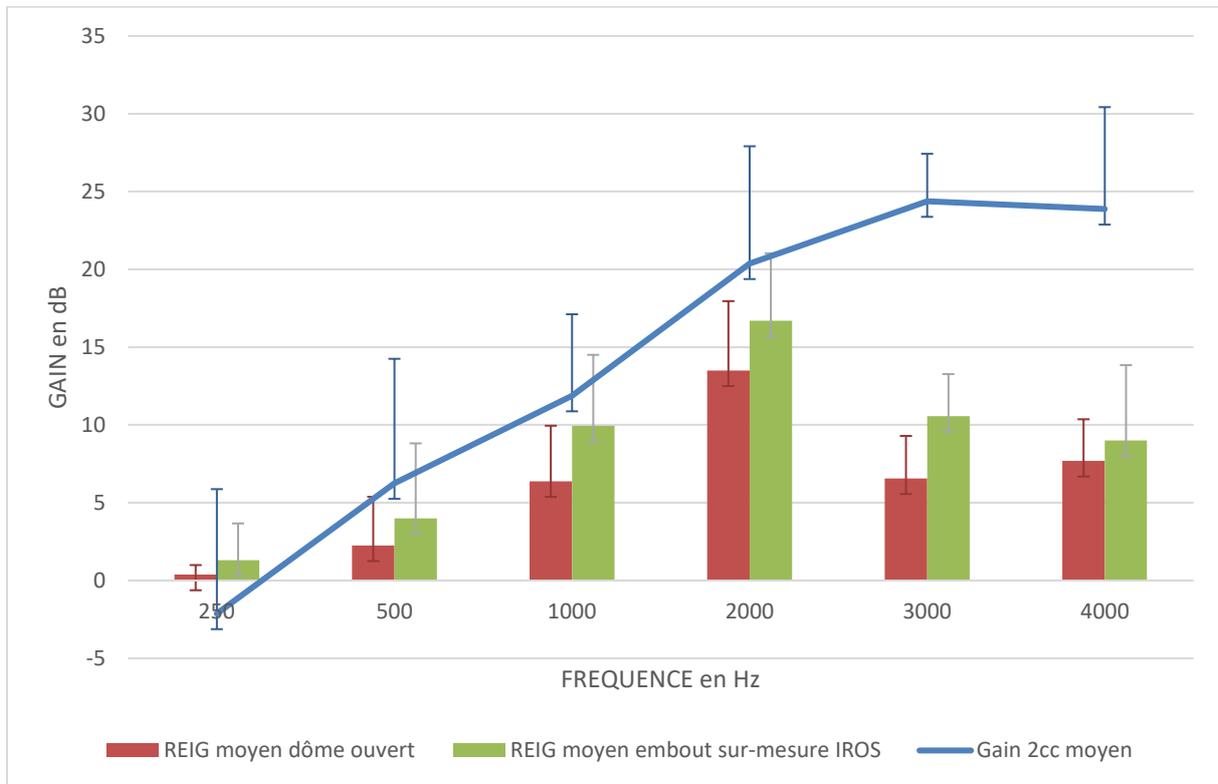


Figure 59 REIG mesuré moyen (Groupe OUVERT) en fonction des fréquences et pour les deux types de couplage [histogramme] ; en comparaison au gain 2cc moyen (Groupe OUVERT) considéré comme référence (Annexe 11)

Il est important de signaler que malgré les différences anatomiques et de réglages pour chaque patient, cette moyenne est représentative. Ces propos peuvent être illustrés par la représentation des écarts types. C'est pourquoi nous nous sommes permis de moyenniser le tout afin de faciliter l'analyse, l'interprétation ainsi que la compréhension des résultats.

Analyse

De façon globale, nous remarquons que le gain fourni par l'appareil mesuré à la chaîne de mesure n'est jamais atteint. Cela est logique et s'explique par les pertes d'énergie dépendantes de la transparence acoustique et de la présence éventuelle de fuites, nombreuses, dans un appareillage ouvert.

Nous remarquons aussi que les embouts sur-mesure permettent un apport d'énergie supérieur et cela davantage sur les bandes de fréquence 1000-2000-3000 Hz.

Pour chaque bande de fréquence, un test statistique est réalisé afin d'évaluer la significativité des différences observables à travers ce graphique.

Analyse statistique

Les tests intermédiaires indispensables à la détermination du test à utiliser pour comparer les moyennes des différences de gain, nous ont orienté vers le test de Wilcoxon (annexe 12).

Paramètres du test

Deux groupes appariés :

- N = 16,
- $\alpha = 0,05$.

Hypothèses posées :

- H0 : p-value > 0,05, hypothèse nulle : les embouts sur-mesure IROS et les dômes standards ouverts apportent la même énergie sonore au niveau du tympan.
- H1 : p-value < 0,05, hypothèse alternative : les embouts sur-mesure IROS et les dômes standards ouverts apportent une énergie sonore différente au niveau du tympan.

H0 stipule qu'il n'y a pas de différence significative entre les gains mesurés au tympan, apportés par les deux types de coupleurs. Au contraire, H1 stipule qu'il y a une différence significative.

Résultats

Test de Wilcoxon pour deux échantillons appariés, p < 0,05						
Fréquences	250	500	1000	2000	3000	4000
Valeur de p	0,0403	0,0086	0,0101	0,0332	0,0048	0,2333
Hypothèse admise	H1	H1	H1	H1	H1	H0

Figure 60 Résultats du tests de Wilcoxon, groupe ouvert

Analyse

Les résultats démontrent que l'influence des deux solutions testées est significative sur le gain mesuré au fond du CAE.

Ils témoignent d'un meilleur apport des embouts sur-mesure IROS en comparaison aux dômes ouverts. Cette observation est vraie sur toutes les fréquences hormis le 4000 Hz.

Nous verrons par la suite si ces divergences observées ont des conséquences sur l'intelligibilité du patient.

➤ GROUPE SEMI-FERME

De la même manière, le gain mesuré au fond du CAE en fonction du coupleur auriculaire a été étudié au sein du groupe semi-fermé.

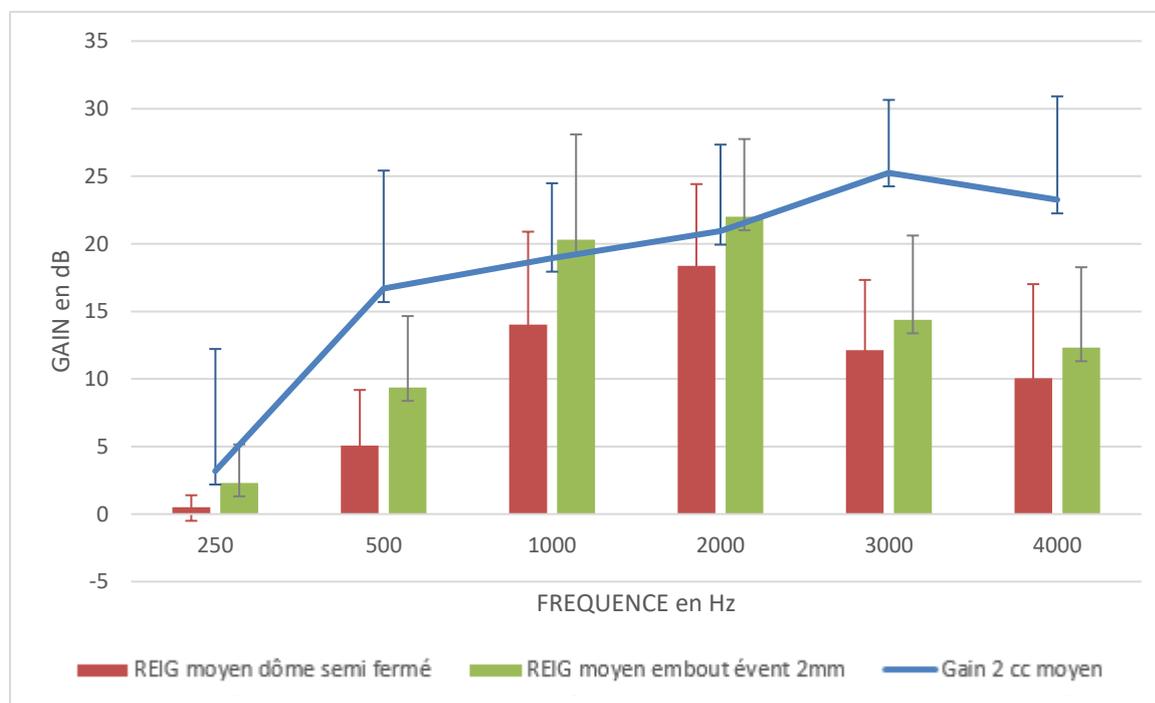


Figure 61 REIG mesuré moyen (Groupe SEMI-FERME) en fonction des fréquences et pour les deux types de couplage [histogramme] ; en comparaison au gain 2cc moyen (Groupe SEMI-FERME) considéré comme référence (annexe 11)

Analyse

Contrairement au groupe d'étude ouvert, le graphique montre que l'amplification réellement apportée se rapproche davantage de ce que délivre l'appareil. Cela témoigne d'une influence des fuites moins importante au sein de ce groupe.

Concernant la comparaison standard/sur-mesure, nous remarquons que les embouts sur-mesure avec évent de 2 mm sont à l'origine de plus d'énergie apportée par rapport aux dômes semi-fermés pour chaque bande de fréquence.

Un test statistique est réalisé afin de déterminer la présence ou non de significativité des différences observables sur ce graphique.

Analyse statistique

Le test de Wilcoxon est utilisé après détermination (annexe 13).

Paramètres du test

Deux groupes appariés :

- $N = 16$,
- $\alpha = 0,05$.

Hypothèses posées :

- H_0 : $p\text{-value} > 0,05$, hypothèse nulle : les embouts sur-mesure IROS et les dômes standards ouverts apportent la même énergie sonore au niveau du tympan,
- H_1 : $p\text{-value} < 0,05$, hypothèse alternative : les embouts sur-mesure IROS et les dômes standards ouverts apportent une énergie sonore différente au niveau du tympan.

H_0 stipule qu'il n'y a pas de différence significative entre les gains mesurés au tympan par les deux types de coupleurs. Au contraire, H_1 stipule qu'il y a une différence significative.

Résultats

Test de Wilcoxon pour deux échantillons appariés, $p < 0,05$						
Fréquences	250	500	1000	2000	3000	4000
Valeur de p	0,0035	0,0144	0,0149	0,0476	0,0085	0,1906
Hypothèse admise	H1	H1	H1	H1	H1	H0

Figure 62 Résultats du test de Wilcoxon, groupe semi-fermé

Analyse

Des différences significatives sont globalement observées. Les embouts sur-mesure 2 mm sont donc plus efficaces que les dômes semi-fermés dans l'apport et le maintien de l'énergie sonore délivrée par le haut-parleur de l'aide auditive.

➤ Relation entre occlusion et gain d'insertion

À la vue de ces résultats, nous nous sommes intéressés à la relation entre l'occlusion (REOG) et le gain d'insertion (REIG).

Pour cela, nous avons calculé la moyenne des REIG et la moyenne des REOG mesurés. Ces moyennes sont calculées en fonction des fréquences pour les quatre coupleurs auriculaires étudiés (dôme ouvert, embout sur-mesure IROS, dôme semi-fermé, embout sur-mesure 2mm).

			250	500	1000	2000	3000	4000
Occlusion dB	Ouvert	dôme	0	-0,1875	-0,0625	-1,25	3,4375	1,875
		Embout	-0,0625	-0,8125	-0,375	0,875	9,9375	8
	Fermé	dôme	0	-0,75	-1,0625	0,9375	5,75	4,1875
		embout	-0,4375	2,75	1,9375	4,3125	12,75	10,4375
Gain dB	Ouvert	dôme	0,375	2,25	6,375	13,5	6,5625	7,6875
		embout	1,3125	4	9,9375	16,6875	10,5625	9,375
	Fermé	dôme	0,5	5,0625	17,0625	18,375	12,125	10,0625
		embout	2,3125	9,375	22,125	22,5	14,375	12,3125

Figure 63 Tableau des valeurs d'occlusion et de gain mesurées

Les valeurs à comparer sont les valeurs d'occlusion (vertes) aux valeurs de gain (bleues). Pour cela, nous avons décidé d'utiliser le test de SPEARMAN. Ce test a pour but de calculer le coefficient de corrélation du même nom ou dit de rang, afin de donner une mesure synthétique de la relation entre deux caractères X et Y. Ce coefficient varie entre -1 et 1. Voici le calcul ainsi que l'interprétation y étant liée.

$$r_s = 1 - \frac{6 \sum_{i=1}^N d_i^2}{N^3 - N}$$

d étant la différence entre les rangs de chaque paires
N, le nombre de sujets

Figure 64 Calcul du coefficient de Spearman [94]

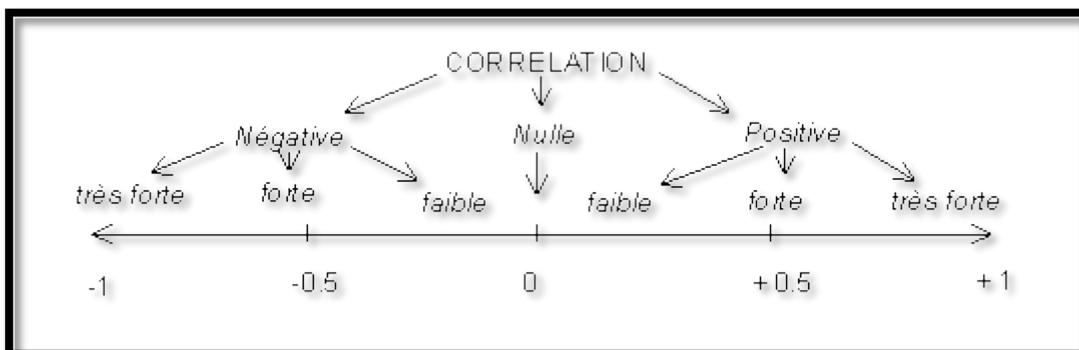


Figure 65 Interprétation du coefficient de Spearman en fonction de sa valeur [95]

Le coefficient de corrélation existant entre les deux variables : occlusion et gain apporté au fond du CAE est de -0.35.

Nous sommes donc dans le cas d'une corrélation négative modérée. Cela veut dire que plus l'occlusion est importante, plus le gain apporté va être grand.

Ce lien entre ces deux variables est plus ou moins connu dans le monde de l'audioprothèse. Cependant, dans le cadre de notre étude, la démonstration statistique de corrélation est importante pour la suite de ce mémoire.

La mise en évidence de cette corrélation prouve que le coupleur auriculaire conditionne le premier rôle de la prothèse auditive qui est d'apporter de l'audibilité à la personne malentendante afin de rendre les signaux perceptibles et en particulier la parole.

Les différences observées en engendrent forcément sur l'audibilité de certains sons. Ainsi, la compréhension de certains composants de parole peut rester compliquée si l'apport d'énergie n'est pas suffisant. Nous pouvons illustrer cela par le schéma de la « banane vocale » attribuant aux composants de parole, un niveau sonore et une zone fréquentielle.

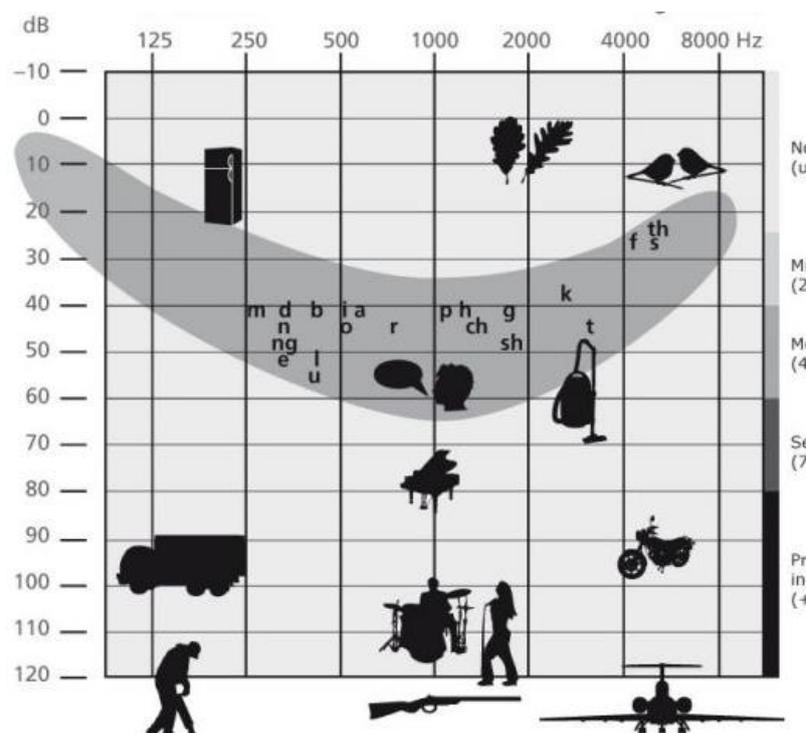


Figure 66 Représentation de la "banane vocale" [96]

Nous avons remarqué au cours de l'étude portant sur le REIG, que les différences notées sont particulièrement présentes sur les fréquences [1000-2000-3000] Hz. Ces dernières font parties de ce que l'on appelle la zone de fréquences conversationnelles.

Il peut être intéressant de s'apercevoir de l'impact des divergences entre l'adaptation standard et l'adaptation sur-mesure sur l'intelligibilité des patients qui composent nos deux groupes d'étude.

3. Intelligibilité : Audiométrie vocale dans le bruit

a. Le matériel utilisé

Pour cette partie, les patients des deux groupes (ouvert/semi-fermé) ont participé à des tests d'intelligibilité dans le bruit en champ libre.

Ces mesures ont nécessité l'utilisation de BioSoundSystem. Ce logiciel créé en 2007 par Y.Lasry permet la passation d'épreuves vocales en milieux calmes et bruyants en gérant le système d'haut-parleurs.



Figure 67 Logo BioSounSystem [97]

Dans le cadre du protocole de test, nous disposons de cinq haut-parleurs positionnés de la façon suivante au sein de la cabine insonorisée :

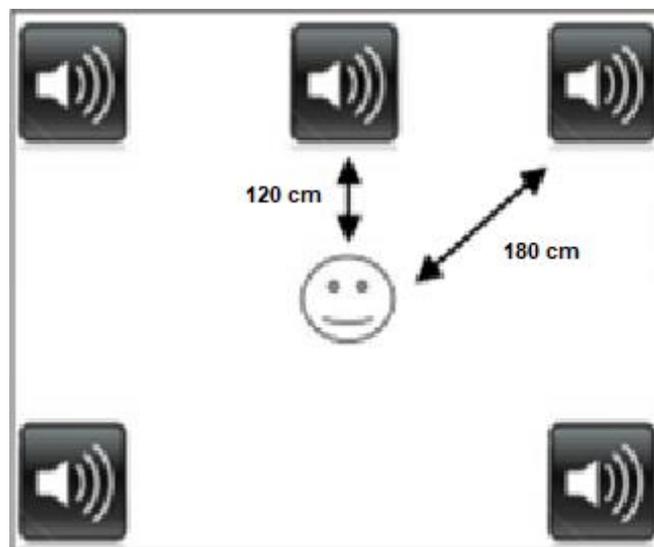


Figure 68 Disposition des haut-parleurs [98]



Figure 69 Représentation réelle de la disposition en cabine de test

L'utilisation du BioSoundSystem nous a permis de choisir le matériel sonore.

Nous avons utilisé l'Audiométrie Verbo-fréquentielle en milieu bruyant : Liste de Logatomes de L.Dodélé (annexe 14).

Différentes raisons nous ont orienté vers ce choix :

Tout d'abord, ces 6 listes de 17 logatomes de 3 phonèmes permettent de faire abstraction de nombreux « mécanismes » intellectuels jouant un rôle dans la compréhension (mémoire, suppléance mentale, connaissance de la langue...) du fait de leur caractère non significatif.

De plus, lors de l'élaboration de ces listes, leur équilibre du point de vue de la compréhension a été pris en considération et respecté.

Nous avons aussi apprécié la facilité d'utilisation et de notation de ces listes.

En effet, chaque liste est composée de 51 phonèmes dits aussi items que l'on ramène sur 50. De là, le calcul du pourcentage d'erreurs nécessite simplement de doubler le nombre d'erreurs notées au cours de la liste. La confusion et le manque de phonèmes sont comptés parmi les erreurs, au contraire des erreurs surnuméraires.

Un autre avantage de ce test est le type de bruit inclus sur BioSoundSystem : L'Onde Vocale Globale (OVG).

Il est constitué de l'enregistrement des voix de deux couples : un français et un anglais.

Ce type de bruit est plus représentatif d'une situation courante qu'un bruit blanc ou qu'un bruit rose par exemple. Outre ce caractère lié à la structure spectrale du signal, nous pensons qu'un bruit de type OVG est moins fatigant pour le patient.

Chacune des 6 listes de Dodelé est émise à 65 dB SPL (au niveau du patient) et attribuée à un RSB (9 ; 6 ; 3 ; 0 ; -3 dB SPL).

La première liste a pour but d'entraîner le patient, nous ne tiendrons pas compte des résultats dans l'analyse.

LISTES	SIGNAL (dB)	BRUIT OVG (dB)
Liste 1 (entraînement)	65	74
Liste 2	65	74
Liste 2	65	71
Liste 3	65	68
Liste 4	65	65
Liste 5	65	62

Figure 70 Paramètres de chaque liste

En plus de gérer le RSB du matériel sonore, le logiciel permet de choisir les sources.

Dans le cadre de l'étude, les listes de Dodelé seront émises par le haut-parleur central (piste1), tandis que l'OVG (piste 2) sera émise par les 4 haut-parleurs latéraux.

Pour configurer ces paramètres, le logiciel BioSoundSystem offre une interface interactive.



Figure 71 Exemple de configuration pour un RSB de 6 dB SPL. Piste 1, haut-parleur de face à 65 dB SPL. Piste 2, les 4 haut-parleurs latéraux à 59 dB SPL (interface BioSound)

b. Passation

Avant la réalisation des tests, la consigne suivante est expliquée au patient :

« Vous allez entendre des mots qui n'ont aucune signification. Il ne faut donc pas essayer de comprendre leur sens. Il suffit seulement de répéter exactement ce que vous entendez, même si vous avez l'impression que ce n'est qu'une partie du mot. En plus des mots, vous entendrez un bruit de fond, une sorte de brouhaha. Au début du test, son niveau sera assez bas par rapport au niveau des mots puis je l'augmenterai petit à petit, ce qui rendra le test de plus en plus compliqué. C'est tout à fait normal. »

Pendant la passation des tests, le patient est placé comme indiqué sur les figures 68 et 69. Il porte ses deux appareils.

Un « temps de repos » est donné au patient entre chaque série.

Comme indiqué dans le protocole général de l'étude clinique, le deuxième et le troisième rendez-vous ont permis la réalisation des AVB. Au cours du second rendez-vous, l'intelligibilité avec dômes a été testée. Celle avec les embouts sur-mesure a été testée, lors du troisième rendez-vous.

c. Interprétation des résultats

Pour chaque groupe, l'analyse des résultats sera basée sur les scores obtenus par chaque patient. Contrairement aux autres critères étudiés par l'intermédiaire de cette étude clinique, l'intelligibilité prend en compte le patient comme un ensemble. Il n'y a donc pas 16 cas par groupe d'étude mais 8 pour le groupe ouvert et 8 pour le groupe semi-fermé.

Les résultats sont présentés sous forme de courbes d'audiométrie vocale dans le bruit. L'axe des abscisses porte le RSB (dB SPL) tandis que l'axe des ordonnées porte le pourcentage d'intelligibilité.

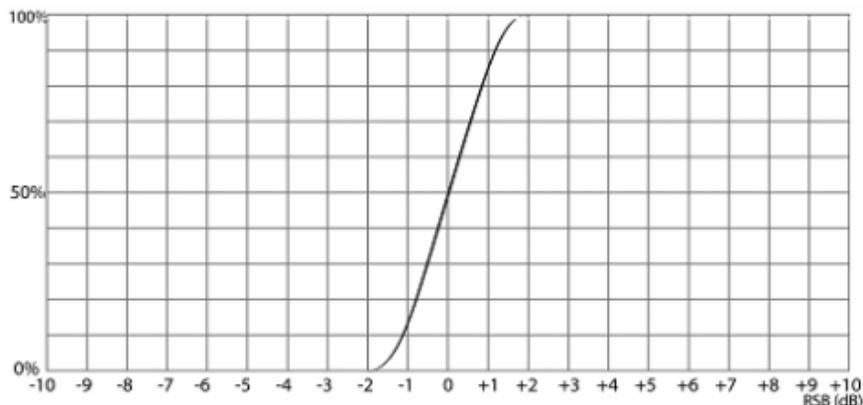


Figure 72 Graphique d'audiométrie vocale dans le bruit (interface BioSound)

Résultats

Dans chaque groupe d'étude, chaque couleur de courbe représente un même patient. Nous pouvons retrouver les valeurs correspondant à chaque patient en annexe 4.

➤ GROUPE OUVERT

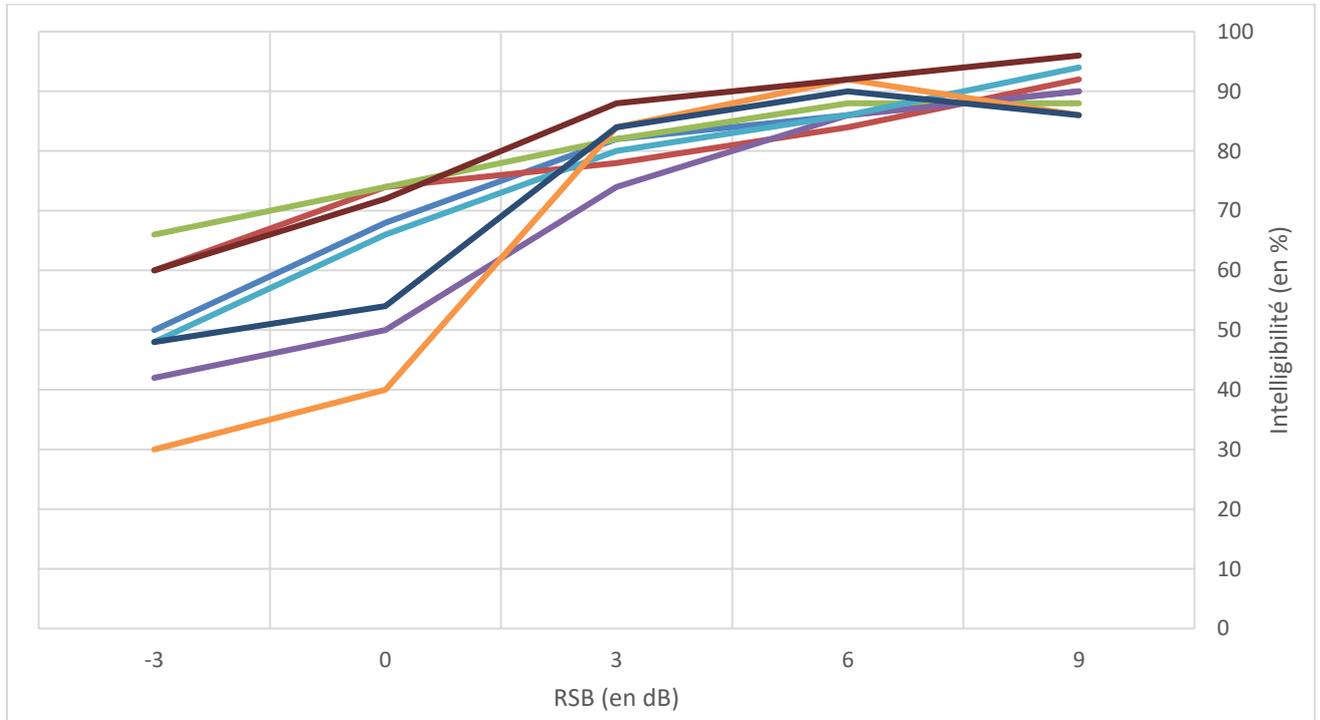


Figure 73 Courbe d'intelligibilité dans le bruit avec dômes standards ouverts

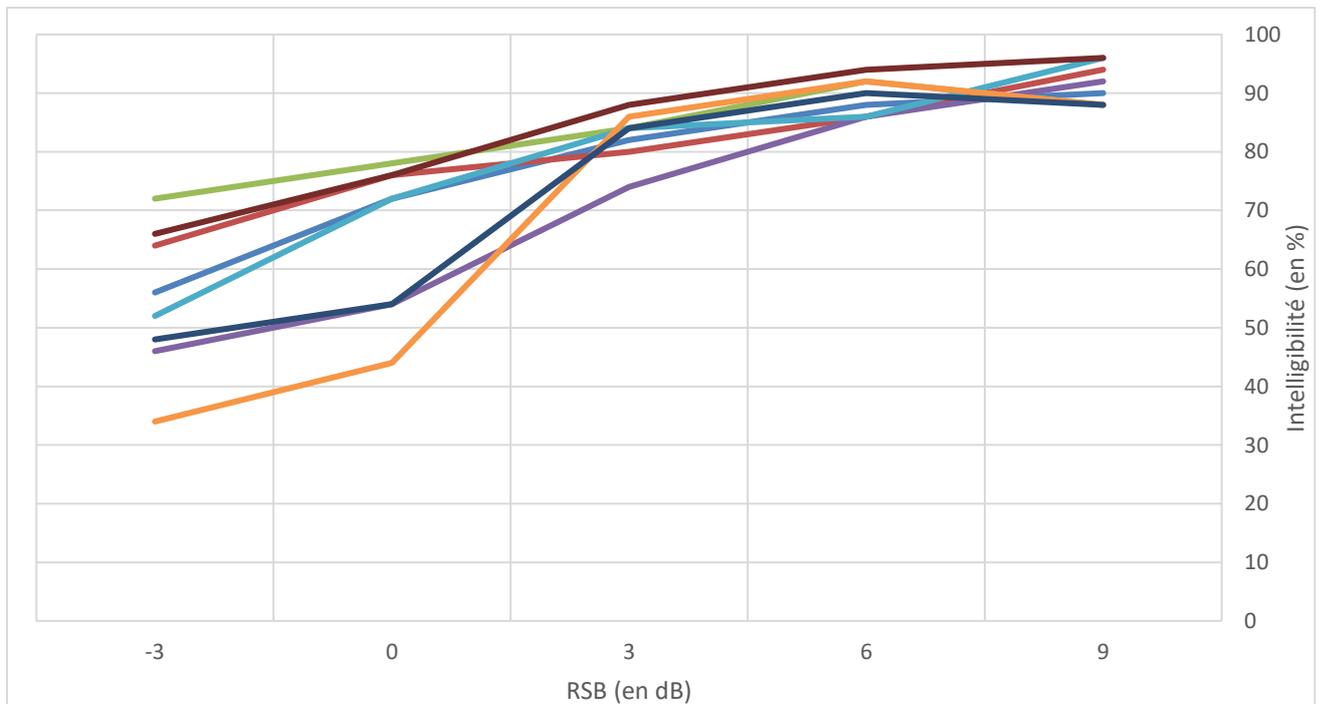


Figure 74 Courbe d'intelligibilité dans le bruit avec embouts sur-mesure IROS

On remarque des différences d'intelligibilité. En effet, les ensembles formés par les courbes sur chaque graphique n'ont pas la même forme. Celui représentant l'intelligibilité avec les dômes est plus descendant que celui représentant l'intelligibilité avec les embouts sur-mesure. Cela signifie que de manière générale, dans le bruit, les embouts sur-mesure sont plus efficaces.

Pour observer les différences de façon individuelle, nous les calculons pour chaque patient et pour chaque RSB :

$$D = \text{Intelligibilité (sur-mesure)} - \text{Intelligibilité (standard)}$$

Cela nous donne l'évolution de l'intelligibilité (en %) en fonction du RSB après adaptation des embouts sur-mesure.

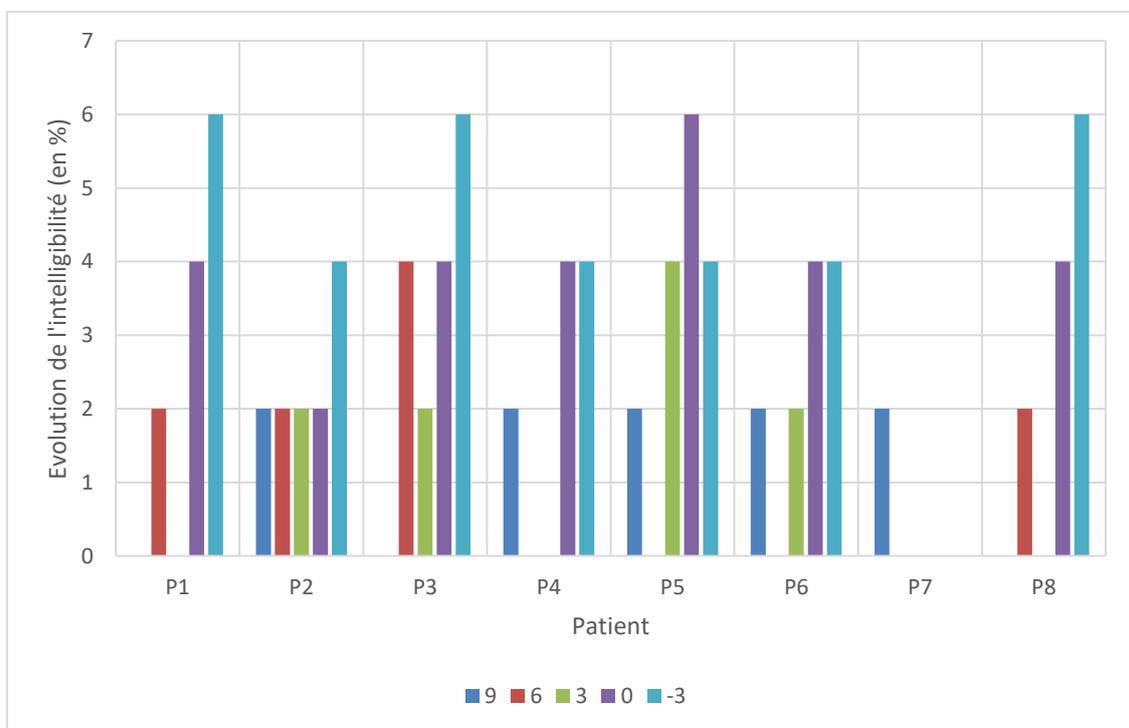


Figure 75 Evolution de l'intelligibilité en fonction du RSB après adaptation des embouts sur-mesure

Analyse

On se rend compte que l'évolution est observable pour la majorité des patients. Cependant les différences n'ont pas l'air relativement très importantes. En effet, au maximum, l'évolution est de 6 %.

D'ailleurs, pour l'ensemble des patients, elle est maximum lorsque le RSB du signal sonore émis est le plus faible.

Cela veut dire que dans les environnements bruyants, un embout sur-mesure IROS en comparaison à un dôme ouvert permet une meilleure compréhension.

Analyse statistique

Afin de s'assurer que ces différences ne sont pas dues au hasard, la significativité de ces résultats est vérifiée statistiquement par un test de comparaison des moyennes, des scores mesurés, en fonction du RSB.

Après détermination du test utilisable, nous nous servons du test paramétrique de Student (annexe 15).

Paramètres de test

Deux groupes appariés :

- N=8,
- $\alpha = 0,05$.

Hypothèses posées :

- H0 : Hypothèse nulle , l'évolution d'intelligibilité après adaptation des embouts sur-mesure de type IROS n'est pas significative,
- H1 : Hypothèse alternative , l'évolution d'intelligibilité après adaptation des embouts sur-mesure de type IROS est significative.

Résultats

Test de Student pour deux échantillons appariés, $p < 0,05$, N=8					
Fréquences	9	6	3	0	-3
Valeur de p	0,0113	0,0034	0,0592	0,004	0,001
Hypothèse admise	H1	H1	H0	H1	H1

Figure 76 Résultats du test de Student, groupe ouvert

Analyse

Malgré les faibles évolutions constatées, la comparaison statistique des moyennes démontre que l'intelligibilité est significativement plus importante en adaptation sur-mesure, peu importe le niveau de bruit (hormis RSB = 3 dB SPL).

➤ GROUPE SEMI-FERME

De la même façon, nous comparons l'intelligibilité des patients composant le groupe semi-fermé selon le type d'embout qui leur sont adaptés : soit dôme semi-fermé soit embout sur-mesure avec évent de 2 mm.

Résultats

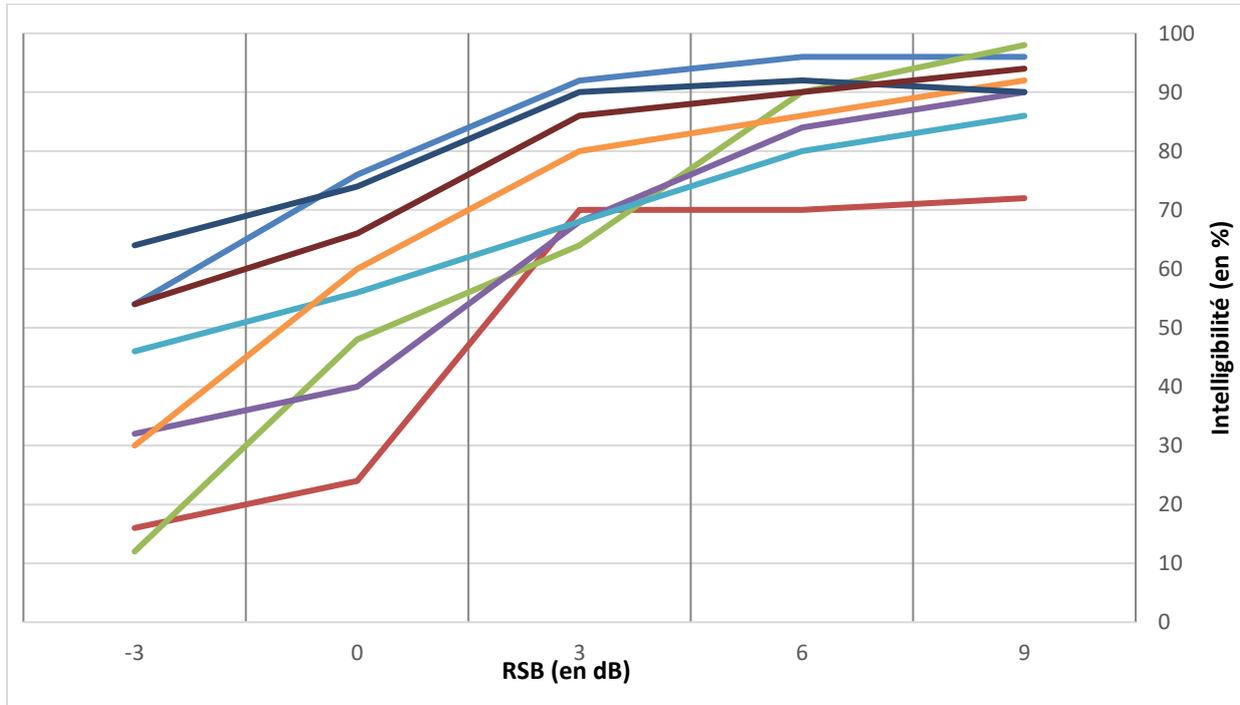


Figure 77 Courbe d'intelligibilité dans le bruit avec dômes standards semi-fermés

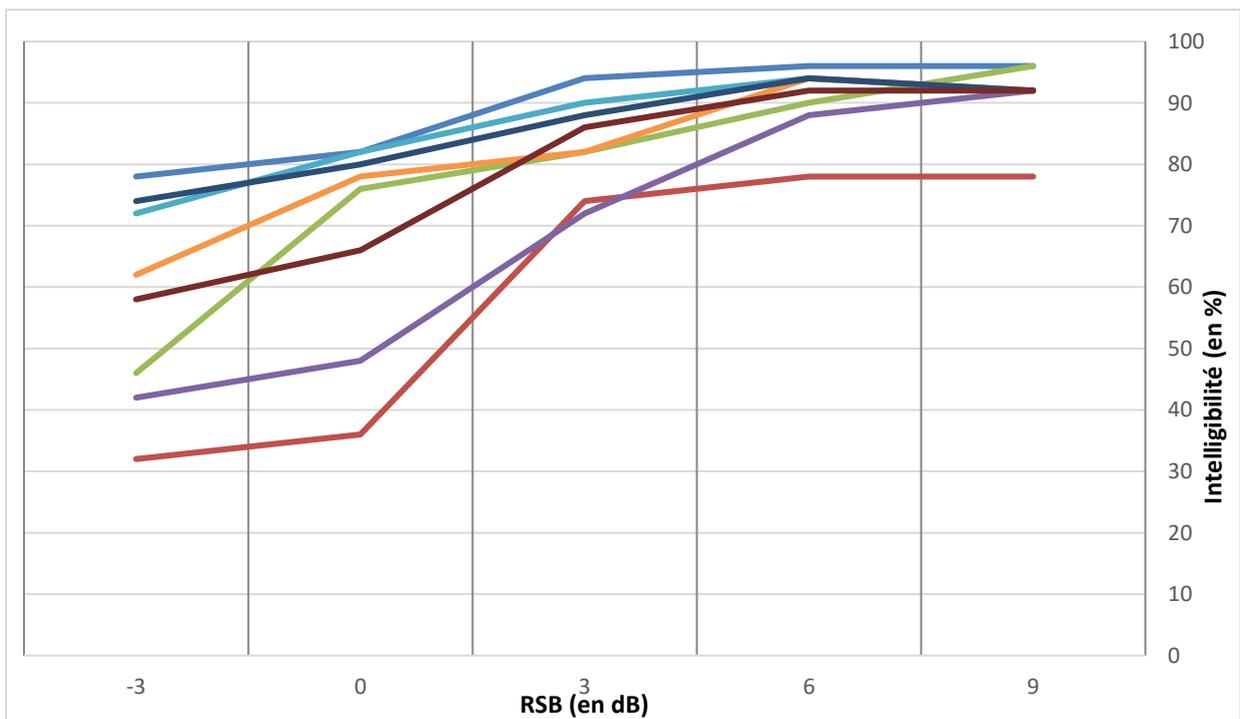


Figure 78 Courbe d'intelligibilité dans le bruit avec embouts sur-mesure évent de 2 mm

L'allure de ces courbes démontre une tendance de plus en plus marquée avec la diminution du RSB. L'intelligibilité paraît meilleure avec les embouts sur-mesure.

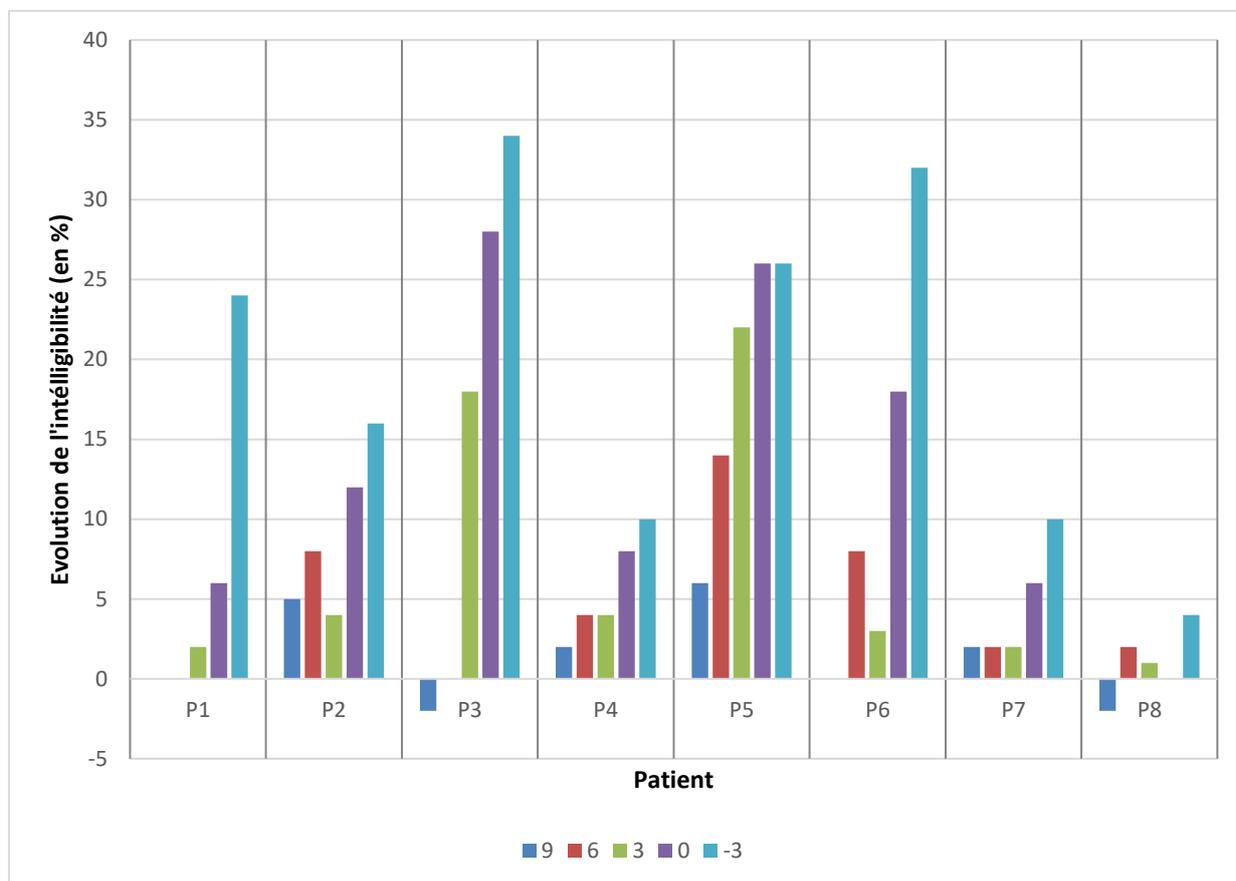


Figure 79 Evolution de l'intelligibilité en fonction du RSB après l'adaptation des embouts sur-mesure

Analyse

Nous remarquons, à travers ce graphique, que l'évolution semble très importante pour la plupart des patients. En effet, on relève des évolutions de l'ordre de 35 % pour plusieurs patients lorsque le RSB est de -3 dB SPL.

Cela peut s'expliquer par les différences de transparence acoustique mises en évidence lors de la partie portant sur le confort auditif.

Analyse statistique

Après détermination du test statistique utilisable, c'est le test de Student qui nous sert à comparer les moyennes, des scores obtenus, avec les deux types de solutions testés (annexe 16). Cela pour chaque RSB.

Paramètres de test

Deux groupes appariés :

- $N=8$,
- $\alpha = 0,05$.

Hypothèses posées :

- H0 : Hypothèse nulle, l'évolution d'intelligibilité après adaptation des embouts sur-mesure de type IROS n'est pas significative,

-H1 : Hypothèse alternative, l'évolution d'intelligibilité après adaptation des embouts sur-mesure de type IROS est significative.

Résultats

Test de Student pour deux échantillons appariés, $p < 0,05$					
Fréquences	9	6	3	0	-3
Valeur de p	0,2158	0,0286	0,0456	0,0082	0,0016
Hypothèse admise	H0	H1	H1	H1	H1

Figure 80 Résultats du test de Student, groupe semi-fermé

Analyse

Les différences d'intelligibilité sont significatives pour la plupart des RSB étudiés.

Cela témoigne d'un meilleur apport prothétique avec les embouts sur-mesure 2 mm en comparaison aux dômes semi-fermés.

Les équivalences prothétiques peuvent être rejetées.

E. Conclusion sur l'étude clinique

L'étude clinique a déjà pu apporter quelques éléments de réponse aux questions que nous nous posions. Nous allons les reprendre et essayer d'y répondre en utilisant les résultats obtenus.

Les dômes récemment arrivés sur le marché valent-ils les embouts sur-mesure ?

Suite à l'étude clinique, la réponse à cette question est partielle.

En effet, grâce aux nombreuses mesures réalisées, nous avons pu comparer les dômes standards aux embouts sur-mesure sur différents aspects. Nous rappelons que le choix des solutions de couplage comparées par l'intermédiaire des deux groupes d'étude n'a pas été fait au hasard. Nous nous sommes basés sur les équivalences entre les deux types de solutions, avancées par les fabricants.

Ainsi, les comparaisons cliniques ont concerné un seul modèle de dômes standards à un seul modèle d'embouts sur-mesure pour chaque groupe d'étude formé.

C'est pourquoi nous ne pouvons pas confirmer que les dômes et les embouts sur-mesure se valent ou ne se valent pas. Cependant nous pouvons avancer des arguments, concernant la comparaison effectuée au sein de chaque groupe.

Groupe d'étude OUVERT

Les résultats obtenus pour chaque mesure effectuée ont montré des différences entre les dômes standards ouverts et les embouts sur-mesure IROS.

Nous comprenons que le confort auditif est relativement meilleur avec les dômes. D'un point de vue de l'efficacité prothétique, malgré la significativité des différences notamment sur l'intelligibilité, nous donnons un léger avantage aux embouts IROS.

Bien évidemment, du fait du caractère subjectif de cette étude, des différences sont observées, mais nous pensons que ces deux solutions se valent ou presque pour le type de surdité étudié : perte auditive légère.

Groupe d'étude SEMI-FERME

Dans ce groupe-là aussi, les comparaisons en terme de confort et d'efficacité ont mis en évidence des différences entre les dômes standards semi-fermés et les embouts sur-mesure avec écart de 2 mm.

A l'instar du groupe ouvert, les dômes sont plus confortables et les embouts sur-mesure sont plus efficaces. Cependant notre conclusion ne sera pas la même. En effet, nous avons senti que

les différences sont importantes, voire très importantes, entre ces deux solutions de couplage et les résultats statistiques le prouvent.

Nous pensons que les dômes semi-fermés sont moins efficaces, voire pas adaptés, aux surdités moyennes contrairement aux embouts sur-mesure avec évent de 2 mm.

Nous restons prudents concernant ces déclarations car nous savons que l'acoustique dans l'appareillage prothétique dépend de nombreux critères.

Pour quels degrés de surdités les dômes sont-ils réellement adaptés ?

Ici aussi, la réponse à cette question n'est pas complète suite à l'étude clinique, car nous n'avons pas pu étudier l'ensemble des solutions immédiates existantes.

Les dômes ouverts nous semblent correspondre aux surdités légères. Cependant l'apport des dômes semi-fermés nous paraît faible pour les surdités moyennes.

Au regard de cela, nous avons un doute sur les déclarations de certains auteurs présentés, dans le bilan des études menées par le passé, qui affirment que la gamme complète de solutions à adaptation immédiate permet l'adaptation de 70 % des pertes auditives. Nous doutons notamment sur l'efficacité de ces solutions standards pour des surdités sévères...

Afin d'infirmer ou de confirmer notre hypothèse et de présenter la plage d'application « réelle » des dômes, nous avons souhaité compléter la comparaison débutée par l'étude clinique. Pour cela, une étude objective portant cette fois-ci sur l'ensemble des solutions aura pour but de déterminer les réelles équivalences standard/sur-mesure.

Elle nous permettra sans doute de pouvoir répondre à la question posée de manière plus précise.

Aussi nous espérons pouvoir étudier la dernière problématique :

Quel est l'usage idéal des deux types de solutions au quotidien ?

IV. ETUDE DES EQUIVALENCES STANDARD/SUR-MESURE

Cette partie du mémoire est composée de mesures objectives. Toutefois, nous avons trouvé intéressant d'avoir un aperçu du ressenti des audioprothésistes de par leur expérience sur les éventuelles équivalences standard/sur-mesure.

La présentation de l'enquête réalisée auprès des audioprothésistes fait office de première partie de l'étude d'équivalence.

A. Les équivalences standard/sur-mesure vues par les professionnels

1. Présentation et but de l'enquête

Cette enquête a été permise par l'intermédiaire d'une partie du questionnaire ayant pour but d'avoir un aperçu de l'avis des audioprothésistes par rapport aux différentes solutions de couplage (annexe 3).

Les 111 audioprothésistes ayant répondu au questionnaire ont donné leur avis sur les éventuelles correspondances prothétiques entre les solutions instantanées et les solutions sur-mesure.

Dans le but de rendre possible l'analyse des résultats, les audioprothésistes avaient le choix entre quatre taille d'évents : IROS, 3 mm, 1,5 mm, 0 mm. Selon eux, celle qui se rapproche au mieux du dôme en question, est sélectionnée.

Les données récoltées sont mises sous forme de graphique secteurs. Chaque graphique correspond à un dôme et représente la part des réponses des audioprothésistes.

2. Résultats

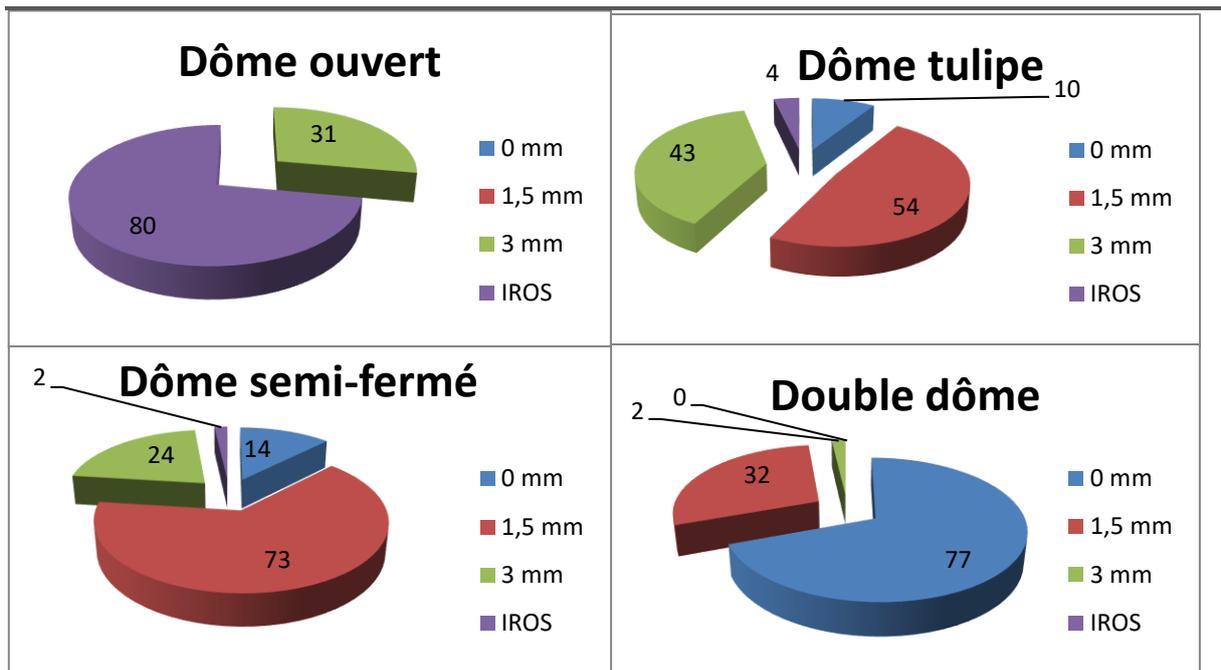


Figure 81 Part des réponses concernant les équivalences de chaque type de dôme

3. Analyse

a. - Dôme ouvert

Quatre-vingt audioprothésistes sur 111 pensent que ce sont les embouts IROS qui se rapprochent davantage du comportement des dômes ouverts. Les 31 autres se sont orientés vers un événement de 3 mm.

b. - Dôme tulipe

Les avis sont très partagés. En effet, on voit que le panel d'audioprothésistes français interrogés hésite sérieusement entre l'événement de 1,5 mm et celui de 3 mm.

c. - Dôme semi-fermé

Plus de 65 % des audioprothésistes pensent qu'un dôme semi-fermé correspond à un événement de 1,5 mm sur un embout sur-mesure. La minorité restante du panel est partagée entre un événement inexistant (0 mm) et un événement plus grand (3 mm).

d. - Double dôme

Pour ce dôme aussi les résultats sont parlants et tranchants. En effet, plus de 65 % pensent qu'un double dôme équivaut à un embout sur-mesure semi-fermé. Les 35 % restants considèrent une équivalence d'un double dôme avec un embout sur-mesure percé d'un événement de 1,5 mm.

A partir de ces données, nous pouvons mettre en forme une échelle comparative des types de dômes par rapport au diamètre de l'évent sur-mesure. Pour cela, la moyenne des équivalences pour chaque dôme a été calculée en fonction des réponses récoltées. Le placement des solutions sur l'échelle est proportionnel à ces valeurs.

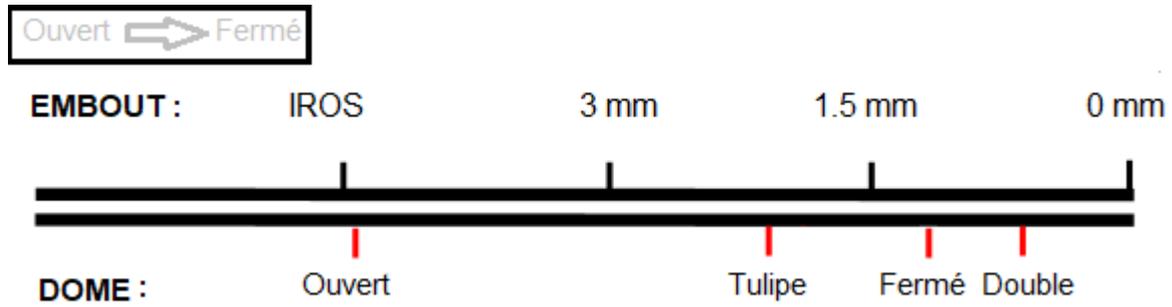


Figure 82 Echelle comparative d'équivalence standard/sur-mesure selon l'avis des audioprothésistes

B. Etude objective d'équivalence standard/sur-mesure

1. Présentation

Cette étude a pour but de comparer l'ensemble des solutions à adaptation immédiate aux embouts sur-mesure de façon objective.

Une étude clinique n'aurait pas été réalisable dans le cadre de ce mémoire de fin d'étude au vu du nombre d'embouts sur-mesure nécessaires pour chaque patient.

Evidemment, nous sommes conscients que le caractère non clinique de l'étude présente, ne permet pas de prendre en compte les différences interindividuelles ou la totalité des phénomènes acoustiques pouvant avoir lieu au sein du conduit auditif. Cependant, nous espérons et pensons que les mesures vont permettre d'avoir un aperçu sur les capacités des différentes solutions.

Pour cela, nous baserons la comparaison sur la quantification de deux critères que nous allons décrire avant d'expliquer le protocole des tests.

2. Eléments de comparaison

- Le gain mesuré en fond de conduit conditionne l'intelligibilité du malentendant appareillé. Nous avons montré à travers l'étude clinique, par un test statistique de corrélation, que le gain apporté dépend de l'occlusion apportée par l'embout.

Pour des raisons de commodité et de matériel, les hypothèses d'équivalences seront déterminées par des mesures d'occlusion.

- Par la suite, des mesures de RSB d'un signal sonore en sortie de coupleur auriculaire auront pour but de vérifier les hypothétiques équivalences standard/sur-mesure.

3. Protocole

Cette étude s'est déroulée au sein de la Faculté de Pharmacie de Nancy dans les locaux de TP d'Audioprothèse. La salle utilisée est insonorisée et mesure environ 9 m².

Cette salle a la particularité d'être équipée d'une tête artificielle : le KEMAR.

➤ Le KEMAR

Le KEMAR (Knowles Electronic Makikin for Acoustic Research) a été conçu par l'entreprise américaine G.R.A.S.

Il se compose d'un torse, d'une tête et de pavillons d'oreilles représentatifs des caractéristiques anatomiques humaines. Ces composants ont pour but de reproduire les réflexions des ondes acoustiques sur le corps, l'effet d'ombre de la tête et l'effet pavillonnaire.

Un coupleur acoustique de type Zwisclocki (1,26 cc) est relié à l'oreille en caoutchouc.

Il reproduit les résonances et atténuations d'un conduit auditif « normal ». Au fond de ce simulateur de conduit, un microphone permet de relever la pression acoustique.

Le transfert et l'enregistrement des informations sonores captées sont possible grâce à un boîtier permettant la liaison entre le microphone et l'ordinateur.



Figure 84 Le KEMAR

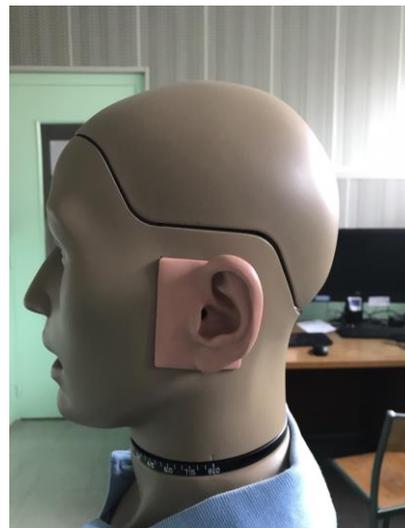


Figure 83 Profil du KEMAR, pavillon gauche



Figure 85 Coupleur acoustique de type Zwisclocki

➤ [Haut-parleurs et matériel sonore](#)

Nous disposons de 5 haut-parleurs reliés à l'ordinateur.

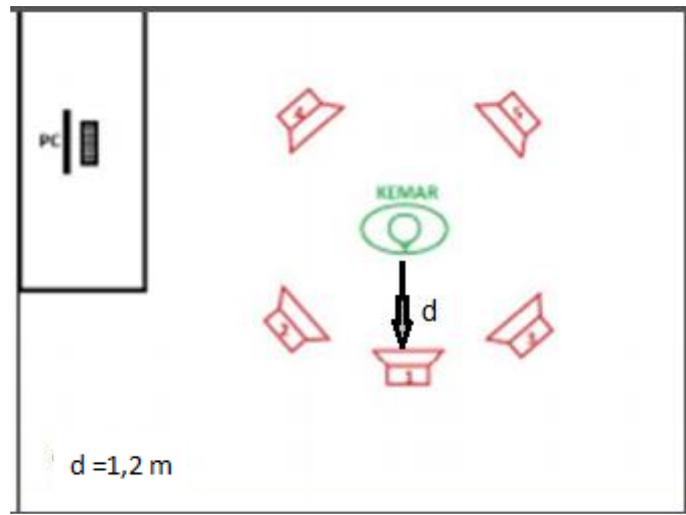


Figure 86 Disposition de la salle de tests (source)

➤ [Logiciels utilisés](#)

Les signaux captés par les oreilles du KEMAR peuvent être analysés par deux logiciels :

- SpectraPlus 5.0 permettant d'afficher le spectrogramme. L'analyse de ce dernier donne des informations temporelles, fréquentielles et énergétiques sur le signal sonore capté par le microphone d'une des oreilles du KEMAR. Nous l'utiliserons pour déterminer les équivalences entre les deux types de solutions de couplage.
- Un programme écrit sous Matlab que nous nommerons SNR. Ce programme permet d'estimer le RSB à la sortie de l'aide auditive au fond du conduit. Il représente l'émergence du signal de parole par rapport à celui du bruit. Nous l'utiliserons donc pour étudier les équivalences à partir du RSB.

➤ [Les coupleurs auriculaires](#)

Contrairement à l'étude clinique, nous ne nous sommes pas limités à l'étude de coupleurs ouverts et semi-fermés. L'objectif étant de déterminer les équivalences entre le standard et le sur-mesure, nous avons fait fabriquer davantage d'embouts sur-mesure pour les comparer aux dômes.

Pour cela, une empreinte de l'oreille droite du KEMAR a été réalisée en amont des mesures afin d'avoir le temps nécessaire pour la fabrication des embouts acryl par la société : L'Embout Français.

Les mesures sont réalisées sur quatre embouts sur-mesure et quatre dômes :

- | | |
|---------------------|----------------------------|
| - Sur-mesure fermé | - Standard double dôme |
| - Sur-mesure 1,5 mm | - Standard dôme semi-fermé |
| - Sur-mesure 3 mm | - Standard dôme tulipe |
| - Sur mesure IROS | - Standard dôme ouvert |

La taille de dôme utilisée est la taille M de chez Phonak.



Figure 87 Les quatre embouts sur-mesure fabriqués pour les mesures sur KEMAR

Seule l'oreille droite du KEMAR pourra être appareillée car les embouts fabriqués lui correspondent.

➤ [L'aide auditive](#)

L'ensemble des mesures est réalisé avec un appareil de type mini-BTE de la marque Phonak, permettant la mise en place des deux types de coupleurs par l'intermédiaire du tube fin.

- Boléro B90 muni d'un tube fin.

Le logiciel de programmation adapté : Phonak Target est utilisé.



Figure 89 Exemple d'adaptation standard



Figure 88 Exemple d'adaptation sur-mesure

4. Détermination d'équivalences acoustiques : Mesures d'occlusion

a. Passation

Disposé comme présenté précédemment, la tête artificielle porte l'aide auditive à droite. Les mesures sont réalisées appareil éteint. Chaque coupleur auriculaire fait l'objet d'une mesure ayant pour but de quantifier la perte d'insertion engendrée par chacun.

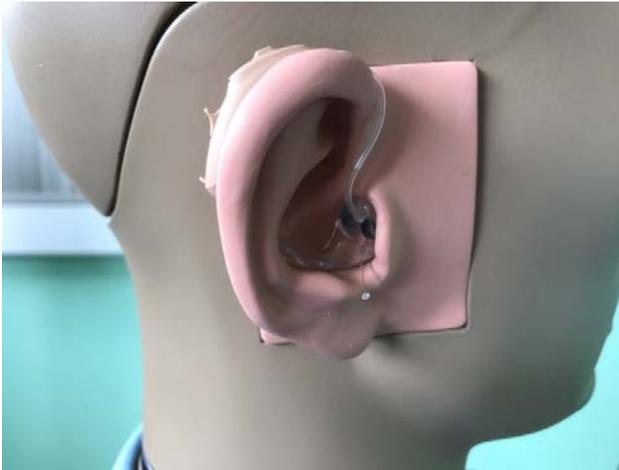


Figure 91 Adaptation sur-mesure de l'oreille droite du KEMAR

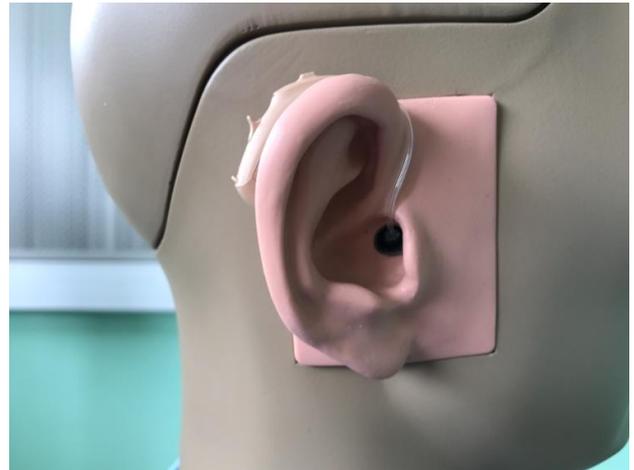


Figure 90 Adaptation standard de l'oreille droite du KEMAR

Le signal sélectionné à partir de Spectra Plus est un bruit blanc. Il est émis pour atteindre un niveau de 70 dB SPL à l'emplacement du KEMAR. Seul le haut-parleur central se chargera de l'émission de celui-ci.

Cet haut-parleur étant placé face au KEMAR, la quantité d'énergie devant les pavillons droit et gauche est la même. Avant la réalisation des tests, cette condition a été vérifiée.

Les microphones droit et gauche placés au fond de chaque coupleur auriculaire captent les vibrations acoustiques parvenant au fond du conduit auditif du KEMAR :

- Le microphone droit capte l'énergie au fond du conduit en présence du coupleur testé,
- Le microphone gauche capte l'énergie au fond du conduit en l'absence d'embout.

Sachant que les conduits auditifs du KEMAR sont identiques, nous pouvons déterminer l'occlusion apportée par la présence de l'embout à droite en se servant des informations récoltées par les deux microphones.

Pour cela, nous demandons au logiciel Spectra Plus, de réaliser une fonction de transfert complexe droite sur gauche sur la plage fréquentielle 250-6k Hz.

Le résultat de cette opération représentera l'occlusion engendrée par la présence de l'embout en place.

b. Résultats

Pour illustrer les résultats de la fonction de transfert réalisée, Spectra Plus se sert d'un diagramme en bâtons représentant la perte d'insertion par bandes de tiers d'octave.

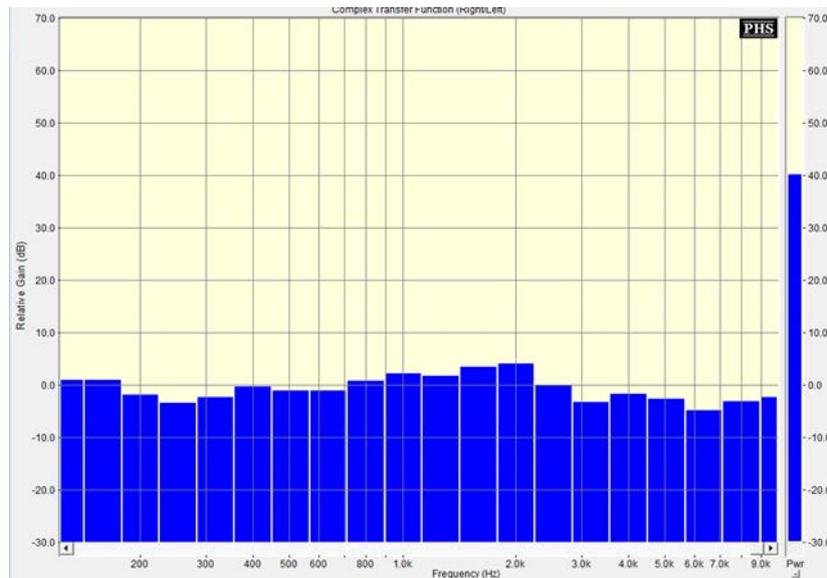


Figure 92 Fonction de transfert complexe représentative de la perte d'insertion dans le cas du dôme ouvert

Afin de faciliter la comparaison entre les coupleurs auriculaires, nous présentons les résultats sous un système de courbes. Chaque courbe correspond à un embout.

Aussi nous analyserons les résultats par bandes d'octave.

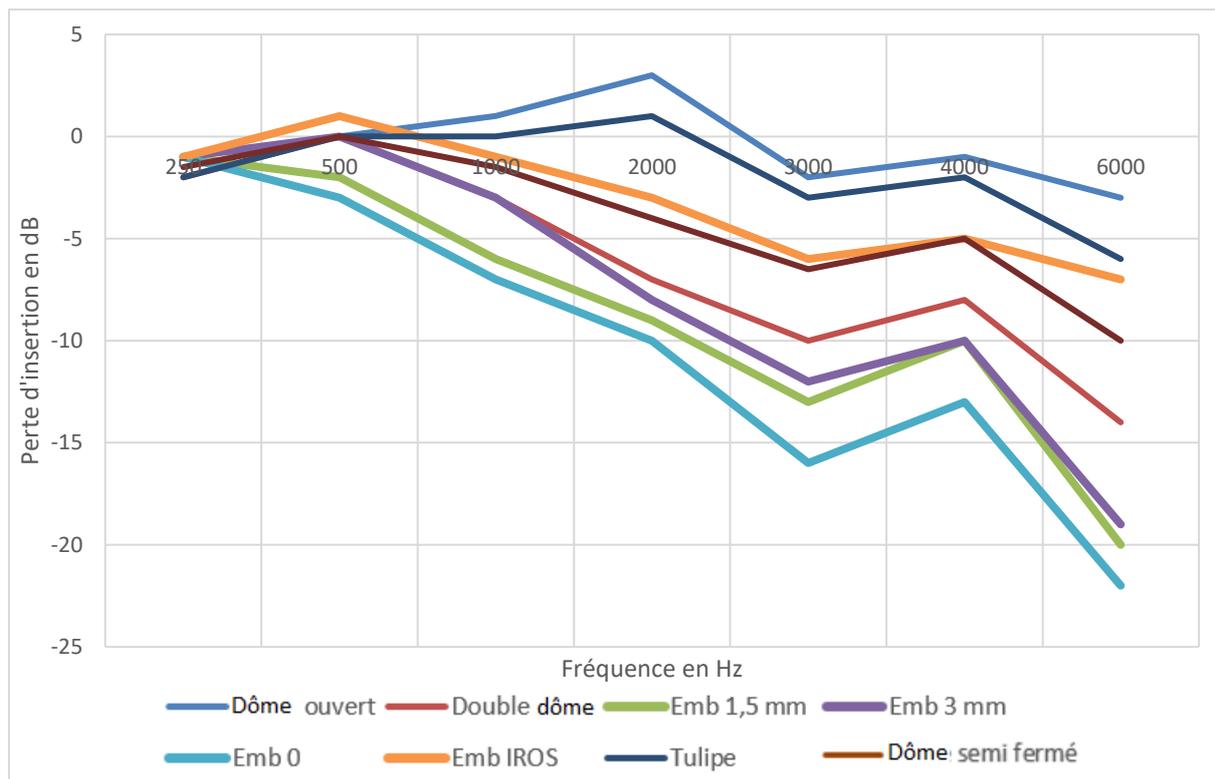


Figure 93 Représentation graphique des pertes d'insertion mesurées par bandes d'octave

c. Analyse

La dispersion des courbes montre que chaque solution ont des occlusions différentes, ce qui est tout à fait logique.

Nous remarquons que pour la plupart des embouts auriculaires, la perte d'insertion est presque nulle ou nulle avant le 1000 Hz sauf pour les embouts sur-mesure les plus occlus : 1,5 mm et 0 mm.

Cette perte d'insertion est de façon générale plus importante avec les embouts sur-mesure. Par exemple, la courbe représentant l'occlusion des doubles dômes est en deçà de celle des embouts sur-mesure fermé, 1,5 mm, 3 mm.

Aussi, il est intéressant de se rendre compte que la courbe des dômes semi-fermés est quasi-similaire à celle des embouts sur-mesure IROS.

L'échelle comparative des solutions en fonction de la perte d'insertion globale moyennée sur toute la plage fréquentielle (250-6000 Hz) illustre les éventuelles équivalences.

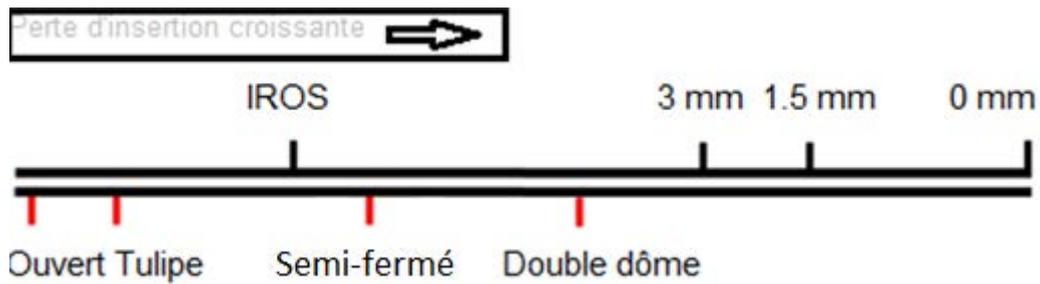


Figure 94 Echelle comparative d'équivalence standard/sur-mesure selon les mesures d'occlusion

Les équivalences acoustiques mises en évidence par l'intermédiaire de ces tests sont bien loin de celles annoncées par les fabricants (figure 36) et de celles pensées par les audioprothésistes (figure 82).

Ces résultats confirment les doutes que nous avons laissé envisager concernant l'apport de l'énergie nécessaire pour des surdités « conséquentes » avec les solutions standards.

Dans le but de confirmer ces observations et d'apporter des données sur l'efficacité des solutions de couplage en fonction de l'environnement, nous avons décidé de présenter une étude basée sur des mesures de RSB.

5. Etude du RSB

Pour rappel, le RSB est le rapport signal/bruit d'un enregistrement. Il a une influence particulière sur l'intelligibilité. L'objectif de cette étude est de quantifier le RSB d'un signal sonore au niveau du tympan en fonction du couplage auriculaire.

a. Passation

Cette partie de l'étude nécessite aussi l'utilisation du KEMAR.

Nous adaptons sur son oreille droite l'aide auditive. Cette dernière est cette fois-ci allumée. Au préalable nous l'avons réglée au moyen du logiciel Target de chez Phonak.

Le réglage est le même pour toutes les mesures et n'influence donc aucunement la comparaison.

Nous utilisons le réglage fabricant adapté à la perte auditive du patient fictif créé. Tous les traitements du signal sont désactivés.

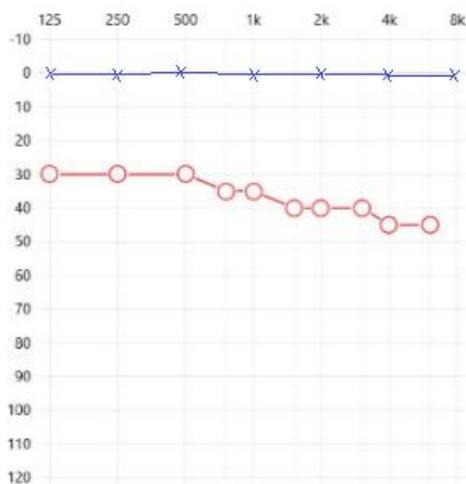


Figure 96 Audiogramme du patient fictif



Figure 95 Gain coupleur 2cc de l'appareil utilisé (logiciel)

Les embouts auriculaires utilisés un à un et comparés sont :

- Sur-mesure fermé
- Sur-mesure 1,5 mm
- Sur-mesure 3 mm
- Sur mesure IROS
- Standard double dôme
- Standard dôme semi-fermé
- Standard dôme tulipe
- Standard dôme ouvert

➤ [Principe du logiciel SNR écrit sous MatLab](#)

Nous utilisons un programme nommé SNR écrit sous MatLab. Il a pour fonction d'estimer le RSB d'un enregistrement son capté par le microphone au fond du conduit du KEMAR. Avant d'être analysé, le signal enregistré passe par une batterie de filtres fréquentiels électroniques afin de simuler une perte auditive moyenne.

➤ [Matériel sonore](#)

Dans notre cas, le signal utilisé est la liste 2 des listes de Lafon dissyllabiques (annexe 17). En tant que bruit de fond, nous utilisons un bruit type Cocktail Party.

Le signal sonore d'entrée est émis par le système d'haut-parleurs avec un RSB de 6 dB SPL puis de 3 dB SPL. La gestion du RSB se fait à partir de l'interface du programme (figure 98)

Le haut-parleur central (N°3) est utilisé pour émettre la liste de Lafon. Les quatre autres haut-parleurs (N° 1-2-5-6) émettent le bruit de Cocktail Party (figure 98).

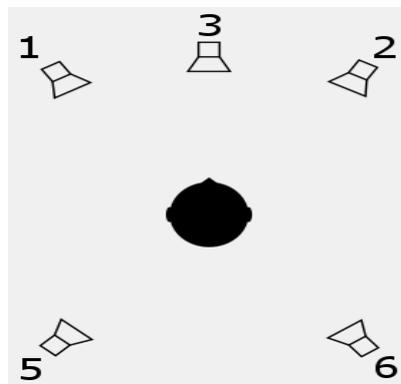


Figure 97 Configuration de la multidiffusion

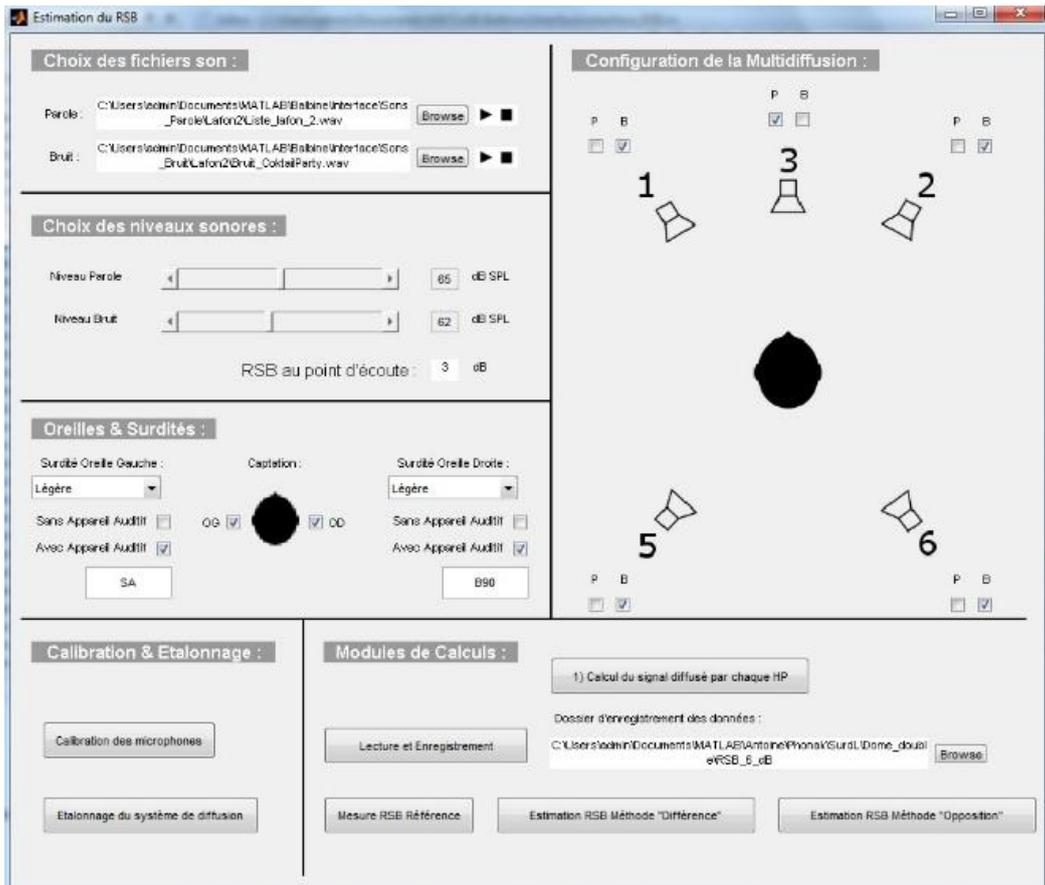


Figure 98 Interface du programme SNR (capture d'écran interface RSB)

Chaque mot de la liste est analysé individuellement.

Pour chaque type de coupleur testé, nous obtenons donc 10 mesures de RSB pour chaque liste émise.



Figure 99 Exemple de résultats obtenus pour un coupleur et une liste (soit un RSB d'entrée)

La moyenne des RSB obtenus pour chaque liste est calculée pour la présentation et l'analyse des résultats.

b. Résultats

Les graphiques suivants représentent la moyenne des RSB des 10 mots mesurés au fond du conduit en fonction du couplage acoustique.

Les résultats obtenus sont présentés en premier lieu pour la liste de Lafon ayant un RSB de 6 dB SPL en entrée, et en second lieu, pour un RSB de 3 dB SPL en entrée.

Liste de Lafon – RSB = 6 dB SPL

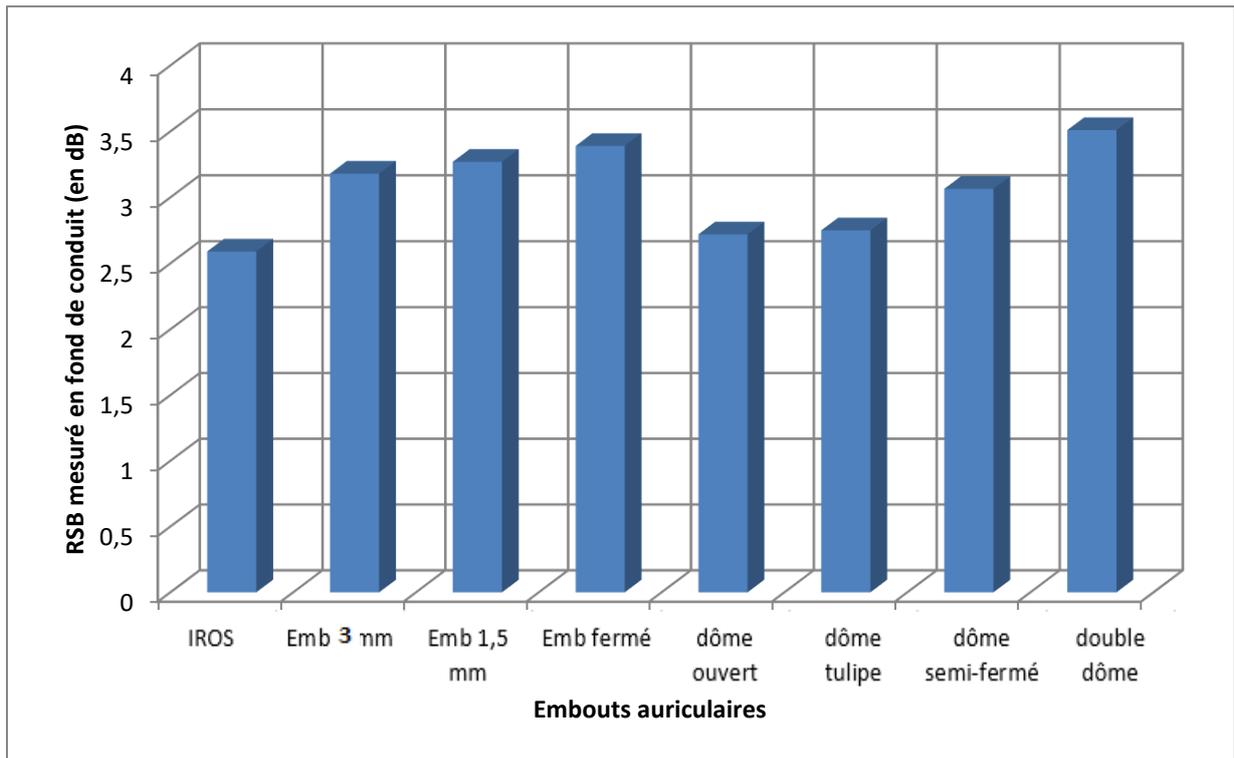


Figure 100 RSB mesurés en fond de conduit pour un RSB d'entrée de 6 dB SPL en fonction de l'embout auriculaire

Analyse

Malgré les différences observables, nous remarquons que les RSB en sortie d'aide auditive ne divergent pas énormément, en fonction du couplage acoustique, lorsque le signal utile est supérieur de 6 dB SPL au bruit ambiant.

Cependant, comme expliqué lors de la partie théorique, les difficultés persistantes pour les malentendants ne sont pas présentes dans des environnements où la parole est nettement plus forte que le niveau ambiant.

En effet, l'objectif de la réhabilitation auditive est surtout d'aider les malentendants dans des environnements dits bruyants.

C'est pourquoi, il est intéressant de voir ce qui se passe lorsque le RSB de la liste émise est plus faible, en l'occurrence de 3 dB SPL.

Liste de Lafon – RSB = 3 dB SPL

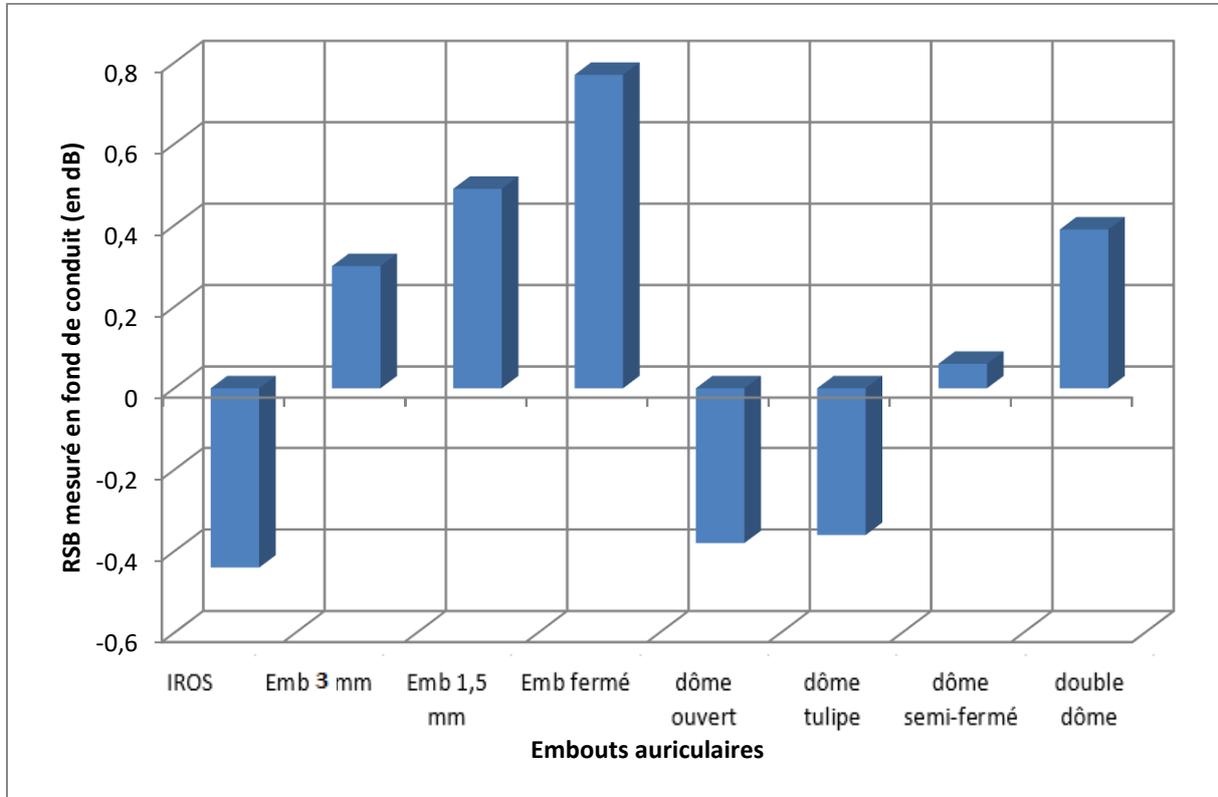


Figure 101 RSB mesurés en fond de conduit pour un RSB d'entrée de 3 dB SPL, en fonction de l'embout auriculaire

Analyse

Dans ces conditions de tests, les différences sont notables. Elles ont tendance à confirmer les résultats trouvés lors des équivalences en occlusion.

En effet, on observe que les résultats décroissent lorsque l'occlusion devient faible. L'explication de ce phénomène est mécanique. Plus la transparence acoustique est importante, plus les sons arrivent de manière naturelle à proximité du tympan (du microphone sur KEMAR). Ainsi le flux naturel « se mélange » au flux amplifié, ce qui dégrade le rapport signal/bruit.

Cela explique les différences observées entre les solutions et plus particulièrement entre les dômes et les embouts sur-mesure, notamment au cours de l'étude clinique.

Tel que nous l'avons réalisé pour l'étude auprès des audioprothésistes ainsi que pour l'étude d'occlusion, un schéma a pour but de classer les différentes solutions en fonction du RSB en sortie du signal sonore lorsque le RSB est de 3 dB SPL.

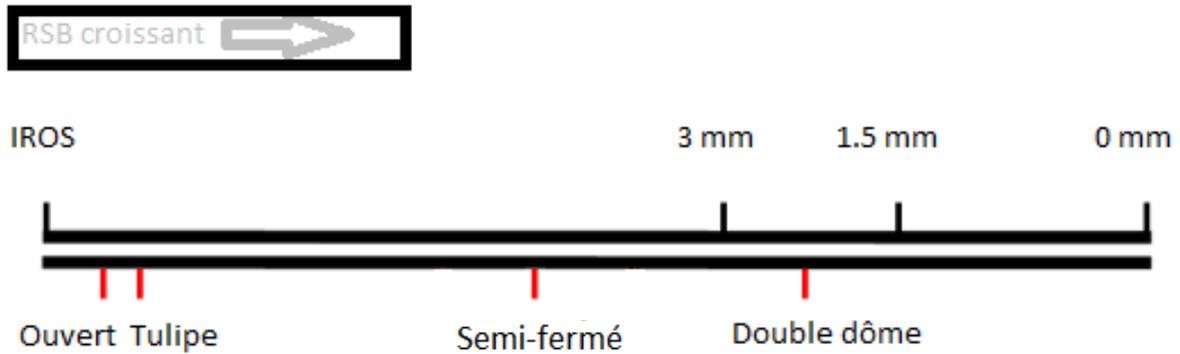


Figure 102 Echelle comparative d'équivalence standard/sur-mesure selon les mesures de RSB

A travers cette étude sur KEMAR, nous avons mis en évidence l'efficacité prothétique d'un appareillage en changeant seulement l'embout auriculaire.

Nous remarquons que d'après les mesures de RSB ayant des conséquences sur l'intelligibilité, les capacités des dômes standards comparés aux embouts sur-mesure sont limitées.

C. Conclusion sur l'étude d'équivalence

Désormais, les observations expérimentales complémentaires à l'étude clinique menée précédemment, permettent de pouvoir répondre aux problématiques posées :

Les dômes récemment arrivés sur le marché valent-ils les embouts sur-mesure ?

Afin de répondre à cette question de manière cohérente, nous devons prendre en compte les aspects principaux de l'appareillage : confort, esthétique et efficacité.

Nous avons pu montrer à travers ce mémoire que le confort, qu'il soit physique ou auditif, est globalement meilleur avec des solutions standards. En effet, les patients interrogés sentaient moins la présence des dômes standards par rapport aux embouts sur-mesure.

Nous pensons aussi que ces notions de confort physique et auditif font appel à la perception psychologique de l'embout, liée à son esthétique. Sans contestation possible, les dômes sont plus esthétiques et donc selon nous, mieux acceptés.

Cela prouve qu'au niveau du confort et de l'esthétique, les solutions à adaptation immédiate valent les embouts sur-mesure.

Concernant l'efficacité prothétique, ce travail a pu mettre en évidence les limites des dômes standards. L'origine de ces limites sont évidemment les conséquences des raisons pour lesquelles les dômes sont plus confortables. En effet, nous avons vu que ce types de coupleurs acoustiques, même largement fermé (double dôme), n'occluent pas de la même manière le CAE.

Cela a tendance à entraîner un mélange d'informations sonores (directes/traitées) à l'origine d'une dégradation du RSB.

Même si les tests n'ont pas eu pour but de s'intéresser à l'efficacité des traitements du signal en fonction du couplage acoustique, de nombreuses études ont montré que moins l'occlusion est importante, moins leur efficacité est grande. Cela a aussi un impact sur le RSB en fond de conduit.

Pour quels degrés de surdité, les dômes sont-ils réellement adaptés ?

Afin de répondre à cette question, nous nous aiderons d'une illustration.

A partir des résultats obtenus à la mesure du RSB en fond de conduit, nous pouvons compléter la plage d'application des événements sur-mesure suggérée, en y incorporant les dômes.

Les plages d'application des différents dômes ont été calculées de manière proportionnelle à celles des événements mesurées lors de l'étude des équivalences.

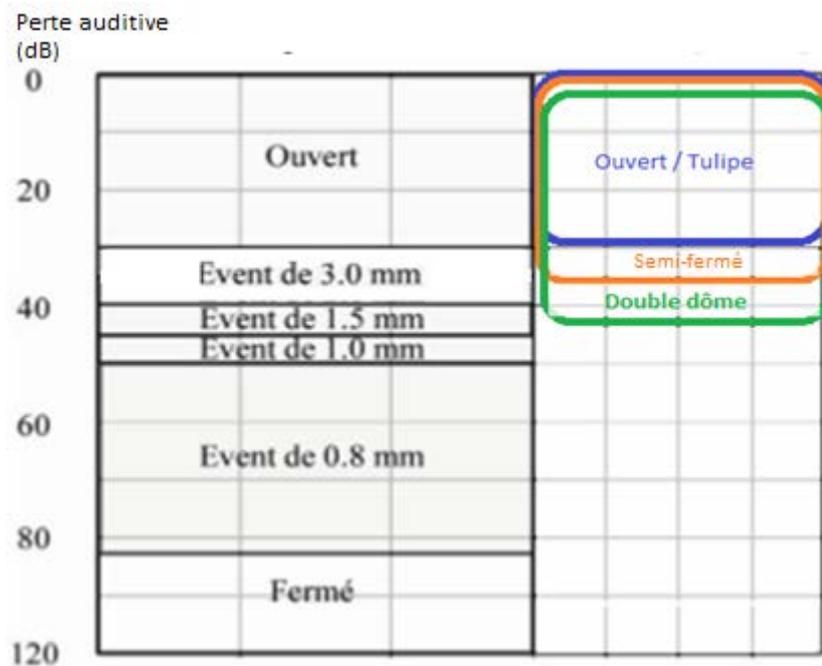


Figure 103 Suggestion d'évent et de dômes en fonction de la perte tonale dans les basses fréquences

A travers cette figure, on se rend compte que l'efficacité des appareillages en adaptation standard, de surdités profondes, sévères voire moyennes est compromise.

Nous pensons à la vue de cette plage d'application découlant des résultats obtenus lors de l'étude sur KEMAR que l'appareillage en dôme reste un appareillage pour les surdités légères. Son application pour ce type de surdité est idéale.

Bien entendu, l'appareillage auditif n'est pas une science exacte et l'audioprothésiste doit composer avec différentes contraintes.

Quel est l'usage idéal des deux types de solutions au quotidien ?

Nous avons pu voir tout au long de ce mémoire que les deux types de solutions ont des avantages et des inconvénients. Définir le bon usage de ces solutions n'est pas possible. En effet, cela dépend de chaque audioprothésiste et de chaque patient.

Nous nous limiterons donc à l'énonciation de conseils :

Comme la plupart des études concernées par l'acoustique de l'appareillage prothétique, nous conseillons l'utilisation des seules mesures objectives capables de nous renseigner sur le réel gain apporté au patient : les Mesures In Vivo.

Cet outil formidable permet réellement de prendre conscience de l'efficacité d'un appareillage et en l'occurrence de la partie acoustique pour chaque patient.

Aussi, nous maintenons notre idée concernant l'inadéquation d'un appareillage standard pour des surdités ayant une perte supérieure à 45 dB HL dans les fréquences graves. Selon nous, l'adaptation sur-mesure doit être majoritaire.

Bien sûr, il nous paraît indispensable de vérifier la cohérence de l'acoustique adaptée en se fiant aux sensations des patients. C'est avant tout l'acceptation prothétique qui est primordiale.

V. LIMITES DE L'ETUDE

Malgré notre implication pour que les résultats soient les plus exacts possibles, des limites sont logiquement présentes. Nous pensons qu'elles sont principalement de l'ordre de la représentativité de nos mesures.

Tout d'abord, les contraintes financières ne nous ont pas permis de réaliser l'étude clinique sur un panel plus grand. Cela aurait permis de généraliser davantage sur les effets de chaque embout auriculaire testé et d'avoir une puissance statistique plus importante. Aussi, nous aurions pu à travers cette même étude, comparer d'autres dômes aux embouts sur-mesure.

Cela a été fait, grâce à l'étude d'équivalences. Cependant, nous pouvons là aussi avancer la limite de la représentativité : un seul embout pour représenter chaque évent testé.

Enfin, nous savons et nous l'avons répéter : les modèles théoriques qui émanent de l'acoustique ne sont pas toujours proche de la réalité. Cela est encore plus vrai, en audioprothèse, où l'acoustique dépend de nombreux critères.

Un critère primordial est d'ailleurs la qualité de l'embout et son placement. Aussi la taille des dômes influencent grandement l'efficacité de ces derniers. Une étude complémentaire traite de cela en annexe 18.

Les observations énoncées dans ce mémoire sont le résultat de mesures réalisées après vérification du bon placement des coupleurs auriculaires ainsi que vérification de l'adéquation de chaque solution de couplage.

Cela n'est peut-être pas le cas au quotidien, et donc les différences observées peuvent largement varier.

Malgré cela, nous pensons que l'étude présente est assez précise pour que les résultats soient pris en compte et adaptés à l'utilisation quotidienne des coupleurs auriculaires à disposition des audioprothésistes.

Conclusion

L'objet de cette étude était d'apporter des informations aux audioprothésistes concernant les différentes solutions de couplage disponibles. Cela, non pas pour supprimer un type de coupleur de leurs pratiques quotidiennes, mais pour donner des renseignements nécessaires sur ces derniers afin d'en faire le meilleur usage possible.

Nous avons la chance d'avoir plusieurs solutions, pour pouvoir contenter et apporter le meilleur au patient, il faut en profiter. Pour cela, nous avons vu que les solutions standards pouvaient être adaptés aux pertes auditives légères à moyennes. Au-delà de ces limites, les caractéristiques des dômes, mêmes largement occlus, ne permettent pas l'apport prothétique nécessaire, contrairement aux embouts sur-mesure qui ont une large plage d'application. Les Mesures In Vivo sont un bon moyen de vérifier l'apport du gain prothétique souhaité.

Malgré cela, l'évolution du marché de l'audioprothèse, l'apparition de la gamme de dômes et le souhait des patients de vouloir tout plus rapidement, ont fait que l'adaptation immédiate s'est largement développée. Un exemple de cette évolution est la récente apparition d'un appareil auditif de type intra-auriculaire muni d'un dôme permettant une adaptation standard immédiate. L'absence de prise d'empreinte ouvre largement la porte au cyber-fitting qui tend déjà à se développer au-delà de nos frontières.

En effet, en plus de l'utilité des solutions sur-mesure dans le cadre d'appareillage de surdités moyennes, sévères, voire profondes, c'est aussi pour l'audioprothésiste une excellente façon de justifier et de personnaliser son indispensable intervention.

De nouvelles technologies, telles que l'imprimante 3D, ont fait leur apparition au sein de centre d'audioprothèse. L'émergence de cette technologie permettrait une adaptation immédiate ou quasi immédiate sur-mesure qui pourrait venir en complémentarité de l'adaptation standard. Réponse dans quelques années....

Sources et références

BIBLIOGRAPHIQUES, ICONOGRAPHIQUES, WEBOGRAPIQUES

- [1] L. DODELE, Les corrections acoustiques de la courbe de réponse, Les cahiers de l'audition, N°5, 2013, p 8. Modifications apportées. Site internet : <http://www.college-nat-audio.fr/cdlapdf/2013-5.pdf>
- [2] P. CAMPO, Cours de physiologie de l'audition, D.E d'audioprothésiste 1^{ère} année, Faculté de Pharmacie de Nancy, 2014
- [3] C. RUMEAU, Cours d'anatomie et physiologie de l'oreille externe, D.E d'audioprothésiste 1^{ère} année, Faculté de Pharmacie de Nancy, 2014.
- [4] Site internet : http://reflexions.ulg.ac.be/cms/c_390380/fr/regenerer-des-cellules-de-loreille-interne. Date de consultation : 28/06/17
- [5] M.F.X. BICHAT, Traité d'anatomie descriptive, Volume 2, De l'oreille et de ses dépendances, Chez GABON, 1812, p 473-474
- [6] Site internet : <http://www.medecine-integree.com/lauriculotherapie-2/>. Date de consultation : 28/06/17
- [7] A. GIRAUD, Polycopié TP d'audioprothèse 1^{ère} année, Rappel : Anatomie de l'oreille externe, Faculté de Pharmacie de Nancy, 2014, p 2
- [8] F.X MORIN, Optimisation de la prise d'empreinte : étude des différents matériaux et des différentes méthodologie, Mémoire de fin d'étude, D.E d'Audioprothésiste, Faculté de Pharmacie de Nancy, Ecole d'audioprothèse de Nancy, 2012, p 9, p14
- [9] L. TESTUT, Trait d'anatomie humaine, Tome 3, Système nerveux périphérique – Organe des sens, Oreille externe, Editeur Octave Doin, 1899, p 547
- [10] Site internet : <http://www.chups.jussieu.fr/polys/histo/histoP2/POLY.Chp.7.3&IMG107.html>. Date de consultation : 30/06/17
- [11] Site internet : <http://www.larousse.fr/encyclopedie/medical/tympan/16757>. Date de consultation : 30/06/17
- [12] Site internet : <http://psychanalyse.com/pdf/TYMPAN%20ANATOMIE%20DEFINITION%20WIKIPEDIA%20-%204%20pages%20-%201,5%20Mo.pdf> Date de consultation : 30/06/17
- [13] T. GALLOPIN, ESPCI, Enseignement de physiologie, Physiologie de l'audition – Structure de l'oreille, p 2. Site internet : <https://cours.espci.fr/site.php?id=269&fileid=1011> Date de consultation : 30/06/17
- [14] A.DANCER, R.FRANKE, G.EVRARD, Acta Acoustica United with Acustica, Volume 41, Numéro 2, Hirzel Verlag, 1978, p 102-109
- [15] WIDEX, « Le son et l'audition », Le système auditif, 2007, p40, Site internet : <https://widexpro.fr/jdownloads/Magazines%20%20Widexpress%20-%20Articles%20scientifiques/son-et-audition.pdf>
- [16] E.A.G. SHAW, Auditory system, anatomy physiology. Ear Hear, Chap 14, p 455-485, 1974

- [17] L. RAYLEIGH, “ On our perception of sound direction “, Philosophical Magazine, 13, 1907, p 214 – 232
- [18] V. ISNARD, Mécanismes de perception auditive pour la localisation de sources sonores à travers les fréquences, Université Pierre et Marie Curie – Paris 6, 2014, p 11
- [19] S.S. STEVENS, E.B. NEWMAN, The localization of actual sources of sound. American Journal Of Psychology, 48, 1936, p 297-306
- [20] S. BUSSON, Individualisation d’indices acoustiques pour la synthèse binaurale, Université de la Méditerranée Aix-Marseille II, p 11, Site internet : ftp://ftp.ircam.fr/pub/IRCAM/equipes/salles/download/theses/these_Sylvain_Busson.pdf
- [21] A. GIRAUD, Poly TP d’audioprothèse 2^{ème} année, TP Spatialisation, Faculté de Pharmacie de Nancy, 2015, p 35
- [22] Site internet : <http://www.micha.fr/edu/spip.php?article8> Date de consultation : 15/05/17
- [23] P. GUILLON, Individualisation des indices spectraux pour la synthèse binaurale : recherche et exploitation des similarités inter-individuelles pour l’adaptation ou la reconstruction de HRTF, Université du Maine, 2009, p 17
- [24] Site internet : <http://www.cochlea.eu/son/psychoacoustique/localisation>
- [25] COLLEGE FRANÇAIS D’ORL, Le cours officiel, Elsevier Health Sciences, 2017, p 26
- [26] J. DUCOURNEAU, Cours du Diplôme d’état d’audioprothésiste 3^{ème} année, Traitement de la parole, Faculté de Pharmacie de Nancy, 2017
- [27] COLLEGE NATIONAL D’AUDIOPROTHESE, Précis d’audioprothèse, Production, phonétique acoustique et perception de la parole ; p 237
- [28] Site internet : <http://laboratoiredevoix.com/phoniatric/> Date de consultation : 13/05/17
- [29] C. RICHARD, Etude de l’encodage des sons de parole par le tronc cérébral dans le bruit, Université Lumière Lyon 2, 2010, p 19
- [30] BONNEAU, Cours du Diplôme d’état d’audioprothésiste 2^{ème} année, Phonétique, Faculté de Pharmacie de Nancy, 2015
- [31] Site internet : http://theses.univlyon2.fr/documents/getpart.php?id=lyon2.2008.jacquier_c&part=148468 Date de consultation : 16/05/17
- [32] Site internet : <https://apliut.revues.org/757> Date de consultation : 04/04/17
- [33] Site internet : http://theses.univ-lyon2.fr/documents/getpart.php?id=lyon2.2010.richard_c&part=371810 Date de consultation : 13/05/17
- [34] Site internet : <https://clemedicine.com/5-donnees-frequentielles-et-temporelles-de-la-perception-de-la-parole/> Date de consultation : 16/05/17
- [35] J. DUCOURNEAU, Cours du Diplôme d’état d’audioprothésiste 2^{ème} année, Psychoacoustique, Faculté de Pharmacie de Nancy, 2016

- [36] P. LALITTE, Aspects acoustiques et sensoriels du bruit, Filigrane n°7, 2008, p 16. Site internet : <http://leadserv.u-bourgogne.fr/files/publications/000473-aspects-acoustique-et-sensoriel-du-bruit.pdf>
- [37] L. GABET, Influence du discours motivant de l'audioprothésiste sur les résultats cliniques d'un test d'intelligibilité dans le bruit, Ecole d'audioprothèse J.E Bertin de Fougères, 2011, p15-16
Site internet : <http://asso-audioprothese-fougeres.doomby.com/medias/files/gabet.pdf>
- [38] A. GROGNUZ, Audition et surdité – Informations pour les enseignants, ECES, 2012, p 13
- [39] S. GALLEGO, Préservation de l'enveloppe temporelle pour la compression du signal de parole, Université Lyon 1, 1998
Site internet : http://www.memoireonline.com/05/08/1088/m_preservation-enveloppe-temporelle-compression-signal-parole5.html
- [40] J. DIANNE, VAN TASSEL, SOLI, M. KIRBY, P. WIDIN. Speech waveform envelope cues for consonant recognition. Journal of the Acoustical Society of America, 1987, p 1152-1161
- [41] DAN GNANSIA, Intelligibilité dans le bruit et démasquage de la parole chez les sujets normoentendants, malentendants et implantés cochléaires. Les cahiers de l'audition Vol22 n°6, 2009
- [42] R. DRULLMAN, JM. FESTEN, R. PLOMB, Effect of reducing slow temporal modulations on speech recognition. J. Acous. Soc. Am., 1994, p 2670-2680
- [43] M. DOLE, M. HOEN, F. MEUNIER, Speech-in-noise perception in adults with dyslexia : effects of background type and listening configuration. Neuropsychologia, 2012
- [44] B. MONTAUT-VERIENT, Cours du diplôme d'état d'audioprothésiste de 1^{ère} année, Examen d'un enfant ou adulte sourd, 2014
- [45] Site internet : <https://www.biap.org/fr/component/content/article/65-recommandations/ct-2-classification-des-surdites/5-recommandation-biap-021-bis> Date de consultation : 27/07/17
- [46] Site internet : <http://www.cochlea.eu/pathologie/presbyacousie> Date de consultation : 12/04/17
- [47] T. ELUECQUE, Cours d'audioprothèse, D.E d'Audioprothésiste 1^{ère} année, 2014
- [48] BCJ. Moore – An Introduction to the Psychology of Hearing, 6th Edition, Emerald, 2012
- [49] LORENZI, GILBERT, CAM, GARNIER, MOORE, Speech perception problems of the hearing impaired reflect inability to use temporal fine structure, PNAS, 2006, vol. 103, no. 49
- [50] T. ELUECQUE, Cours de réhabilitation prothétique, D.E d'audioprothésiste 1^{ère} année, , 2017.
- [51] Site internet : <http://www.unsaf.org/site/pratique-au-quotidien/deroulement-dun-appareillage-auditif.html> Date de consultation : 23/06/17
- [52] F. LUCARELLI, Cours d'électronique appliquée, D.E d'Audioprothésiste, les composants électroniques d'une aide auditive, 2016, p 9
- [53] Site internet : <http://myhearingsolution.com/> Date de consultation : 20/04/17
- [54] A. DEBES, Cours d'électronique appliquée, D.E d'Audioprothésiste, Technologie analogique vs technologie numérique, 2016

- [55] Site internet : <http://www.college-nat-audio.fr/cdlapdf/2014-2.pdf>
- [56] T.LACHAT, Les nouveaux systèmes anti-larsen numériques : réelle optimisation du gain en appareillage ouvert ? Au profit de quelle consommation électrique ?, Université Claude Bernard Lyon 1, 2011, p 1-22
- [57] Cox RM, Alexander GC : Acoustic versus electronic modifications of hearing low frequency output, *Ear and Hearing*, Vol 4, No.4, 1983.
- [58] Surr R, Scherr C and Williams B : Earmold selection for high frequency hearing loss. *Hearing Instruments*, Vol 35, No. 11, 1984
- [59] Site internet : <https://www.biap.org/fr/archiv/66-ct-6--aides-auditives-aca/14-recommandation-biap-063-coupleurs-auriculaires-des-appareils-de-correction-auditive>
Date de consultation : 23/06/17
- [60] Site internet : http://unitron.com/content/dam/unitron-2014/documents/FrenchCanadian/Quantum2/CompleteGuide/029-5875-36d_SlimTubeCmpltGd_FRC_IND_spreads_final.pdf Date de consultation : 25/08/17
- [61] Illustration personnelle
- [62] Site internet : <https://www.surdifuse.com/embouts-classiques>
- [63] J. KIESSLING, Open fittings : something new, or old hat ?, Chapter Seventeen, p 217-224
- [64] J. CURRAN, Starkey Audiology Series, A forgotten technique for resolving the occlusion effect, 2012, p1. Site internet : <https://starkeypro.com/pdfs/sas/A-Forgotten-Technique-For-Resolving-The-Occlusion-Effect.pdf>
- [65] H.G. MUELLER, CIC hearing aids: What is their impact on the occlusion effect? *The Hearing Journal* 47, 1994, p 29-35
- [66] F. KUK, D. KEENAN, C. LAU, Comparison of vent effects between a solid Earmold and a hollow earmold, 2003, p 480
Site internet : https://www.audiology.org/sites/default/files/journal/JAAA_20_08_02.pdf
- [67] S. DECLE, Etudes sur les modifications prothétiques induites par un appareillage à évent spirale ou nothing, Université Claude Bernard Lyon 1, 2012, p 8-19
- [68] J.M. DARVES, V. KRAUSE, A. FORGE, N. ADNET, J. BENZAQUEN, Etude d'évaluation acoustique et adaptation des appareils auditifs en implantation profonde, 2011, p 11 Site internet : http://www.audika-ori.com/uploads/all/all/publication_pdf/2/3548-etude-medicale-hd-crop.pdf
- [69] FLYNN Mark, PhD, *Opening Ears: The Scientific Basis for an Open Ear Acoustic*, 2003
- [70] Fretz, R. J., Stypulkowski, P. H., & Woods, R. T. (2001). Open ear canal hearing aid system. U.S. Patent
- [71] C. BROCARD, J.HAEBERLE, T. NENEJIAN, J.B. LEMASSON, Vers une définition de l'OPEN, *Audio Infos* N°156, 2011
- [72] Site internet : [http://www.hearingaidmuseum.com/gallery/Transistor%20\(Ear\)/BTE/Other%20Makes/info/resoundair.htm](http://www.hearingaidmuseum.com/gallery/Transistor%20(Ear)/BTE/Other%20Makes/info/resoundair.htm)

- [73] A. MORLA. Four Transformative Patient Demands: Convenience, Size, Simplicity, Flexibility ; Hearing Review, 2001, p 36-42
- [74] MIT Enterprise Forum of the northwest and Tech4Aging ; Boomers, Technology & Health: Consumers Taking Charge!, 2011
- [75] Courtois J, Johansen P, Larsen B, Christensen P, and Beilin J : Open Molds, In Hearing Aid Fitting, theoretical and practical views. Jensen J.H (ed), 13 th Danavox Symposium, 1988
- [76] Sullivan R, An acoustic coupling-based classification system for hearing aid fittings. Part I No, 9 and parts II and III No. 12, Hearing Instruments, Vol 36, 1985
- [77] Hausler L: An evaluation of several rationales for selecting hearing aid gain. Journal of Speech and Hearing Disorders, Vol 51, Aug.1986
- [78] J. MECKLENBURGER, SN. JOERGENSEN, Comparing Apples to APHABs: rating benefit in open fittings. Presented at: American Academy of Audiology annual AudiologyNOW convention ; 2009
- [79] Site internet : <http://www.hearingreview.com/2009/11/stable-gain-limits-of-instant-fit-hearing-aid-couplings/>
- [80] Site internet : <http://precisehearing.com/tubes-domes/phonak/phonak-unitron-domes> Date de consultation 23/07/17 Image modifiée
- [81] <https://ca.widex.pro/fr-ca/products/accessories/easywear> Date de consultation : 23/07/17 Image modifiée
- [82] Site internet : <https://houseofhearing.ca/product/oticon-bernafon-rite-hearing-aid-domes/> Date de consultation : 23/07/17 Image modifiée
- [83] Site internet : http://prof.fr.bernafon.com/downloads/~~/media/PDF/French/Global/Bernaфон/TiA/TiA_Acoustic_Options_FR.ashx Date de consultation : 20/10/16
- [84] Site internet : <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22928919> Date de consultation : 23/07/17
- [85] J. LANTZ, OD. JENSEN, A. HAASTRUP, S.OLSEN, Real-ear measurement verification for open, non-occluding hearing instruments, Int J Audiol, 2007, p 11-16
- [86] D. ROSE, The return of the earmold, Hearing Review, 2006, p 14-19
- [87] F. KUK, L. BAEKGAARD, Considérations in Fitting Hearing Aids with Extended Bandwidths, Hearing Review, 2009
Site internet : <http://www.hearingreview.com/2009/10/considerations-in-fitting-hearing-aids-with-extended-bandwidths/>
- [88] C. COBURN, J. ROSENTHAL, K. K. JENSEN, Acoustic variability of occluded earbuds in receiver-in-the-canal-hearing aid fittings, 2014
- [89] R. MULLER, Sur un appareillage auditif quels paramètres peut-on modifier pour améliorer au mieux la compréhension dans le bruit, Université de Lorraine, 2015, p 24-30
- [90] P.TEIE, Ear-coupler acoustics in receiver-in-the-aid fittings, 2009

[91] Site internet : <http://www.ouiemagazine.net/2017/06/19/record-ventes-aides-auditives-snitem/>
Date de consultation : 05/08/17

[92] Site internet : http://www.audition-grenoble.fr/notre-savoir-faire/pdf/la_mesure_in_vivo.pdf
Date de consultation : 05/08/17

[93] P. FRIANT-MICHEL, Cours de 3ème année dans le cadre du diplôme d'état d'audioprothésiste, Préparation mémoire – Statistiques, 2017

[94] Site internet : <http://www.cons-dev.org/elearning/ando/06/61/61.html> Date de consultation :
24/07/17

[95] Site internet : http://grasland.script.univ-paris-diderot.fr/STAT98/stat98_6/stat98_6.htm Date de
consultation : 24/07/17

[96] Site internet : <http://laflammeetassocies.com/quest-ce-quun-audiogramme/> Date de consultation :
24/07/2017

[97] Y.Lasry, Mode d'emploi BioSound 3.pdf 20/07/2017

[98] F.GOUGON, Audiométrie vocale : Etude de l'intelligibilité dans le bruit chez le normo-entendant et détermination de courbes vocales de référence, Faculté de Pharmacie de Nancy, 2012, p 52-56

Table des illustrations

Figure 1 Schéma d'une coupe transversale des trois parties de l'oreille [4]	3
Figure 2 Schéma du pavillon de l'oreille (oreille droite) [6]	4
Figure 3 Modélisation schématique du CAE	4
Figure 4 Coupe horizontale du CAE (oreille droite) [9]	5
Figure 5 Schéma d'une coupe de la partie fibro-cartilagineuse d'un CAE [10]	5
Figure 6 Représentation d'un tympan droit [11]	6
Figure 7 Contribution relative du pavillon (1) et du CAE (2) à l'origine	8
Figure 8 Graphique représentant l'ITD en fonction de l'angle d'azimut [20]	9
Figure 9 Représentation schématique du chemin parcouru par les ondes sonores d'une source latéralisée en fonction de chaque oreille	9
Figure 10 Modifications spectrales en fonction de la position en élévation de la source [24]	10
Figure 11 Représentation spectrale de la parole [27]	11
Figure 12 Triangle vocalique [32]	12
Figure 13 Signal d'onde en haut, enveloppe temporelle au milieu, et structure temporelle fine en bas, du logatome /aba/. [34]	13
Figure 14 Dynamique de la voix [35]	13
Figure 15 Sonagramme de la phrase : " Monsieur, avez-vous l'heure, s'il vous plait ?" [26] ..	14
Figure 16 Spectres d'un bruit blanc (1) et d'un bruit rose (2) [26]	15
Figure 17 Classification des surdités selon le BIAP [45]	18
Figure 18 Audiogramme moyen d'un presbycousique en fonction de son âge [46]	19
Figure 19 Les différents types d'aides auditives conventionnelles [53]	23
Figure 20 Schéma bloc d'une aide auditive [52]	24
Figure 21 RSB requis pour 50 % de reconnaissance de mots en fonction de la perte auditive (Killion, 1997) Résultats obtenus avec un niveau sonore de test de 83 dB SPL [55]	25
Figure 22 Schéma fonctionnel de l'effet Larsen [7]	26
Figure 23 Coupleur auriculaire d'un appareil type BTE [1]	29
Figure 24 Tube fin adaptable dans le cas d'appareillage de type mini-BTE [60]	29
Figure 25 Composants du coupleur auriculaire en fonction du type d'aide auditive [61]	29
Figure 26 Différentes formes d'embouts [62]	31
Figure 27 Obturation du CAE par un embout sur-mesure [1]	33
Figure 28 Principales formes d'événements [1]	35
Figure 29 Formule de la fréquence de résonance du résonateur de Helmholtz [69]	35
Figure 30 Schéma du résonateur de Helmholtz [68]	35
Figure 31 Apport en basses fréquences (effet d'occlusion) en fonction du diamètre de l'évent [69]	36
Figure 32 Embout sur-mesure IROS [5]	36
Figure 33 Aide auditive Resound Air [72]	37
Figure 34 Gamme de dômes chez certaines marques d'aides auditives [80][81][82]	39
Figure 35 Equivalences acoustiques dômes standards/ embouts sur-mesure selon Bernafon (83)	39
Figure 36 Plage d'application des dômes [83]	40
Figure 37 Pourcentage d'audioprothésistes utilisateurs des deux types de coupleurs auriculaires	46
Figure 38 Pourcentage d'audioprothésistes classés en fonction de leur part d'utilisation de dômes	47
Figure 39 Part des raisons d'utilisation des coupleurs standards	48

Figure 40 Part d'utilisation de chaque modèle de dômes	49
Figure 41 Comparaisons de l'étude clinique [61]	50
Figure 42 Principe de mise en place de la sonde in vivo [92].....	52
Figure 43 Audiogrammes des patients composant le groupe ouvert.....	54
Figure 44 Audiogrammes des patients composant le groupe semi-fermé.....	55
Figure 45 Evolution du confort des patients entre l'appareillage standard et celui en sur- mesure	59
Figure 46 Evolution du confort des patients entre l'appareillage standard et celui en sur- mesure en fonction du degré de perte auditive.....	60
Figure 47 Disposition pendant les mesures.....	61
Figure 48 Exemple de représentation graphique du REUG (rouge) et REOG (vert)	62
Figure 49 REUG des 16 oreilles composants le groupe OUVERT.....	63
Figure 50 Perte d'insertion moyenne en fonction du type d'embout ouvert, standard ou sur- mesure	65
Figure 51 Résultats du test de FISHER-SNEDECOR	67
Figure 52 Résultats du test de normalité de Shapiro-Wilk.....	68
Figure 53 Résultats du test de Wilcoxon, groupe ouvert.....	69
Figure 54 REOG mesuré des 16 oreilles équipées avec un dôme semi-fermé.....	71
Figure 55 REOG mesuré des 16 oreilles équipées en embout sur-mesure évent 2mm.....	71
Figure 56 Perte d'insertion moyenne en fonction du type d'embout "semi-fermé", standard ou sur-mesure	72
Figure 57 Résultats du test de Wilcoxon, groupe d'étude semi-fermé	73
Figure 58 Représentation graphique d'un REIG mesuré (capture d'écran de l'interface Affinity).....	76
Figure 59 REIG mesuré moyen (Groupe OUVERT) en fonction des fréquences et pour les deux types de couplage [histogramme] ; en comparaison au gain 2cc moyen (Groupe OUVERT) considéré comme référence (Annexe 11).....	77
Figure 60 Résultats du tests de Wilcoxon, groupe ouvert	78
Figure 61 REIG mesuré moyen (Groupe SEMI-FERME) en fonction des fréquences et pour les deux types de couplage [histogramme] ; en comparaison au gain 2cc moyen (Groupe SEMI-FERME) considéré comme référence (annexe 11).....	79
Figure 62 Résultats du test de Wilcoxon, groupe semi-fermé.....	80
Figure 63 Tableau des valeurs d'occlusion et de gain mesurées.....	81
Figure 64 Calcul du coefficient de Spearman [94].....	81
Figure 65 Interprétation du coefficient de Spearman en fonction de sa valeur [95]	81
Figure 66 Représentation de la "banane vocale" [96]	82
Figure 67 Logo BioSounSystem [97].....	83
Figure 68 Disposition des haut-parleurs [98].....	83
Figure 69 Représentation réelle de la disposition en cabine de test.....	84
Figure 70 Paramètres de chaque liste	85
Figure 71 Exemple de configuration pour un RSB de 6 dB SPL. Piste 1, haut-parleur de face à 65 dB SPL. Piste 2, les 4 haut-parleurs latéraux à 59 dB SPL (interface BioSound)	85
Figure 72 Graphique d'audiométrie vocale dans le bruit (interface BioSound).....	86
Figure 73 Courbe d'intelligibilité dans le bruit avec dômes standards ouverts.....	87
Figure 74 Courbe d'intelligibilité dans le bruit avec embouts sur-mesure IROS.....	87
Figure 75 Evolution de l'intelligibilité en fonction du RSB après adaptation des embouts sur- mesure	88
Figure 76 Résultats du test de Student, groupe ouvert.....	89
Figure 77 Courbe d'intelligibilité dans le bruit avec dômes standards semi-fermés.....	90
Figure 78 Courbe d'intelligibilité dans le bruit avec embouts sur-mesure évent de 2 mm	90

Figure 79 Evolution de l'intelligibilité en fonction du RSB après l'adaptation des embouts sur- mesure	91
Figure 80 Résultats du test de Student, groupe semi-fermé	92
Figure 81 Part des réponses concernant les équivalences de chaque type de dôme	96
Figure 82 Echelle comparative d'équivalence standard/sur-mesure selon l'avis des audioprothésistes	97
Figure 83 Profil du KEMAR, pavillon gauche	99
Figure 84 Le KEMAR.....	99
Figure 85 Coupleur acoustique de type Zwisclocki	99
Figure 86 Disposition de la salle de tests (source)	100
Figure 87 Les quatre embouts sur-mesure fabriqués pour les mesures sur KEMAR	101
Figure 88 Exemple d'adaptation sur-mesure	101
Figure 89 Exemple d'adaptation standard	101
Figure 90 Adaptation standard de l'oreille droite du KEMAR.....	102
Figure 91 Adaptation sur-mesure de l'oreille droite du KEMAR.....	102
Figure 92 Fonction de transfert complexe représentative de la perte d'insertion dans le cas du dôme ouvert.....	103
Figure 93 Représentation graphique des pertes d'insertion mesurées par bandes d'octave ...	104
Figure 94 Echelle comparative d'équivalence standard/sur-mesure selon les mesures d'occlusion.....	105
Figure 95 Gain coupleur 2cc de l'appareil utilisé (logiciel)	106
Figure 96 Audiogramme du patient fictif.....	106
Figure 97 Configuration de la multidiffusion.....	107
Figure 98 Interface du programme SNR (capture d'écran interface RSB)	108
Figure 99 Exemple de résultats obtenus pour un coupleur et une liste (soit un RSB d'entrée)	108
Figure 100 RSB mesurés en fond de conduit pour un RSB d'entrée de 6 dB SPL en fonction de l'embout auriculaire	109
Figure 101 RSB mesurés en fond de conduit pour un RSB d'entrée de 3 dB SPL, en fonction de l'embout auriculaire	110
Figure 102 Echelle comparative d'équivalence standard/sur-mesure selon les mesures de RSB	111
Figure 103 Suggestion d'évent et de dômes en fonction de la perte tonale dans les basses fréquences.....	113

ANNEXES

Tables des annexes

Annexe 1 : bon de commande d'embouts.....	127
Annexe 2 : Les différentes formes d'embouts sur-mesure.....	128
Annexe 3 : Questionnaire destiné aux audioprothésistes dans le cadre de l'enquête.....	129
Annexe 4a Fiches patient - Groupe OUVERT.....	130
Annexe 4b Fiches patient – Groupe SEMI-FERME.....	138
Annexe 5 : Questionnaire confort remplis par les patients.....	146
Annexe 6 : Corrélation entre le volume du conduit et sa fréquence de résonance.....	147
Annexe 7 : Table de distribution de Fischer-Snedecor.....	148
Annexe 8 : Table de Shapiro-Wilk.....	149
Annexe 9 : Table de Wilcoxon.....	150
Annexe 10 : Détermination du test statistique utilisé pour la comparaison des moyennes de la perte d'insertion engendrée par les deux types d'embout.....	151
Annexe 11 : Résultats des mesures de gain 2cc pour les deux groupes d'étude, niveau d'entrée 65 dB SPL, signal ISTS.....	152
Annexe 12 : Détermination du test statistique utilisé pour la comparaison des moyennes du gain d'insertion apporté par les deux types d'embouts (GROUPE OUVERT).....	153
Annexe 13 : Détermination du test statistique utilisé pour la comparaison des moyennes du gain d'insertion apporté par les deux types d'embouts (GROUPE SEMI-FERME).....	154
Annexe 14 : Liste de logatomes de Dodelé.....	155
Annexe 15 : Détermination du test statistique utilisé pour la comparaison des moyennes des scores mesuré en fonction du RSB (GROUPE OUVERT).....	156
Annexe 16 : Détermination du test statistique utilisé pour la comparaison des moyennes des scores mesuré en fonction du RSB (GROUPE SEMI-FERME).....	157
Annexe 17 : Listes de Lafon dissyllabiques.....	158
Annexe 18 : Etude complémentaire portant sur l'importance du choix de la taille des dômes.....	160

Annexe 1 : bon de commande d'embouts

90 Grande Avenue - BP 15
60260 LAMORLAYE Cedex
Tél./Fax : 01.34.31.19.38

www.stylembouts.com
Email : contact@stylembouts.com



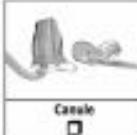
Votre cachet

Patient _____ Date : _____ Retour : _____
 Nom : _____ Age : _____ **Surdité** _____
 Oreille Gauche Oreille Droite Légère Moyenne Sévère Profonde

Observations

.....

Gamme Classique - Colors

 Fond de coque <input type="checkbox"/>	 Dent canque <input type="checkbox"/>	 Face de crab <input type="checkbox"/>	 Squelette <input type="checkbox"/>	 Casale <input type="checkbox"/>	 Epaulement <input type="checkbox"/>
---	---	--	---	---	--

<p>Matières</p> <p>Acryl</p> <p>Dur PLEXIGLASS HP.....<input type="checkbox"/></p> <p>Dur ANTI BACTERIEN.....<input type="checkbox"/></p> <p>Dur NANO.....<input type="checkbox"/></p> <p>Souple.....<input type="checkbox"/></p> <p>Souple NANO.....<input type="checkbox"/></p> <p>Mi souple/mi dur.....<input type="checkbox"/></p> <p>Mi souple/mi dur NANO.....<input type="checkbox"/></p> <p>Photoplast</p> <p>Dur UVA Anallergique.....<input type="checkbox"/></p> <p>Souple UVA Anallergique.....<input type="checkbox"/></p> <p>Silicone</p> <p>Biopor SILIMOLD 16sh rosé.....<input type="checkbox"/></p> <p>Biopor 40sh.....<input type="checkbox"/></p> <p>Biopor 60sh.....<input type="checkbox"/></p> <p>LUCIOLE® (haute visibilité la nuit)</p> <p>Acryl Dur phosphoréscéent.....<input type="checkbox"/></p> <p>Acryl Souple phosphoréscéent.....<input type="checkbox"/></p> <p>Couleurs</p> <p>Incolore.....<input type="checkbox"/></p> <p>Rosé.....<input type="checkbox"/></p> <p>Chair.....<input type="checkbox"/></p> <p>Marron.....<input type="checkbox"/></p> <p>Noir.....<input type="checkbox"/></p> <p>Pailleté.....<input type="checkbox"/></p> <p>Strass.....<input type="checkbox"/></p> <p>Autre.....<input type="checkbox"/></p>	<p>Events</p> <p>1.0 mm.....OD <input type="checkbox"/>.....OG <input type="checkbox"/></p> <p>1.5 mm.....OD <input type="checkbox"/>.....OG <input type="checkbox"/></p> <p>2.0 mm.....OD <input type="checkbox"/>.....OG <input type="checkbox"/></p> <p>2.5 mm.....OD <input type="checkbox"/>.....OG <input type="checkbox"/></p> <p>3.0 mm.....OD <input type="checkbox"/>.....OG <input type="checkbox"/></p> <p>Event IROS.....OD <input type="checkbox"/>.....OG <input type="checkbox"/></p> <p>Event spiralé.....OD <input type="checkbox"/>.....OG <input type="checkbox"/></p> <p>Event rainuré.....OD <input type="checkbox"/>.....OG <input type="checkbox"/></p> <p>Montage Tubes collé <input type="checkbox"/> Non collé <input type="checkbox"/></p> <p>Incolore.....<input type="checkbox"/></p> <p>Chair.....<input type="checkbox"/></p> <p>Marron.....<input type="checkbox"/></p> <p>Noir.....<input type="checkbox"/></p> <p>Coude Equerre.....<input type="checkbox"/></p> <p>Tube enfant.....<input type="checkbox"/></p> <p>Guide tube.....<input type="checkbox"/></p> <p>Lock tube (silicone).....<input type="checkbox"/></p> <p>Anti humidité.....<input type="checkbox"/></p> <p>Épais.....<input type="checkbox"/></p> <p>Options</p> <p>Vernis ANTI BACTERIEN.....<input type="checkbox"/></p> <p>Vernis NANO.....<input type="checkbox"/></p> <p>Sans Vernis.....<input type="checkbox"/></p> <p>Repère couleur OD + OG.....<input type="checkbox"/></p> <p>Fil d'extraction.....<input type="checkbox"/></p> <p>PLACAGE OR.....<input type="checkbox"/></p> <p>PLACAGE ARGENT.....<input type="checkbox"/></p> <p>Sablage.....<input type="checkbox"/></p> <p>Scan Archivage empreinte.....<input type="checkbox"/></p>	<p>Embouts spéciaux</p> <table border="1" style="width: 100%; text-align: center;"> <tr> <td> Open <input type="checkbox"/></td> <td> Écouteur déporté <input type="checkbox"/></td> <td> FewerHeld RIC - SP <input type="checkbox"/></td> </tr> </table> <p>Tube Collé.....<input type="checkbox"/></p> <p>Non collé.....<input type="checkbox"/></p> <p>Clipser.....<input type="checkbox"/></p> <p>Marque écouteur :</p> <p>.....</p> <p>Gains écouteur :</p> <p>.....</p> <p>Fournitures et Accessoires</p> <p>10m de tube PVC.....<input type="checkbox"/></p> <p>1m de tube épais.....<input type="checkbox"/></p> <p>1m Anti humidité.....<input type="checkbox"/></p> <p>10 tubes coulés PVC.....<input type="checkbox"/></p> <p>10 tubes coulés Anti humidité.....<input type="checkbox"/></p> <p>5 tubes LOCK spéciale Silicone.....<input type="checkbox"/></p> <p>Colle spéciale Acryl.....<input type="checkbox"/></p> <p>Colle Cyanolite verte.....<input type="checkbox"/></p> <p>100 protèges tympons.....<input type="checkbox"/></p> <p>Pâte empreinte 8 cartouches.....<input type="checkbox"/></p> <p>Pâte empreinte 50/50.....<input type="checkbox"/></p> <p>50 bécis mélangeurs.....<input type="checkbox"/></p> <p>Pince écarte tube.....<input type="checkbox"/></p> <p>Foret HSS venting Ø.....<input type="checkbox"/></p> <p>Boule ronde acier Ø.....<input type="checkbox"/></p> <p>Boite expédition 11x8x3.....<input type="checkbox"/></p>	 Open <input type="checkbox"/>	 Écouteur déporté <input type="checkbox"/>	 FewerHeld RIC - SP <input type="checkbox"/>
 Open <input type="checkbox"/>	 Écouteur déporté <input type="checkbox"/>	 FewerHeld RIC - SP <input type="checkbox"/>			

Annexe 2 : Les différentes formes d'embouts sur-mesure



CANULE

Seule la partie conduit auditif est présente. Le maintien dans le pavillon est inexistant. Nécessitant un conduit auditif étranglé ou ovale pour une bonne tenue et étanchéité.



CANULE EPAULEMENT

Embout canule munie d'un épaulement bas, demi-conque ou long. Ce type ne conservant qu'une partie du pavillon, il convient aux surdités légères ou moyennes.



PINCE DE CRABE

Alliant discrétion et tenue, cet embout conserve seulement l'hélix et l'épaulement bas. Il est davantage utilisé dans le cas de convexité anormale du pavillon.



SQUELETTE

L'ensemble du contour de la conque est conservé. Offrant une bonne tenue et relativement discret, il est utilisé pour les surdités moyennes et sévères.



FOND DE CONQUE

Canule munie d'un épaulement plein qui remplit l'intégrité de la conque. Les points de rétentions sont maximums. C'est pourquoi il est utilisé pour des surdités sévères et profondes.

Annexe 3 : Questionnaire destiné aux audioprothésistes dans le cadre de l'enquête

Avis des audioprothésistes sur les différents types de coupleurs auriculaires. Dômes standards vs embouts sur mesure.

L'utilisation des deux solutions.

*Obligatoire



Utilisez-vous ces deux types de coupleurs auriculaires ? *

- Oui
- Non

En moyenne, dans combien de cas appareillez-vous le patient à l'aide de dômes ? (sur 10 patients) *

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

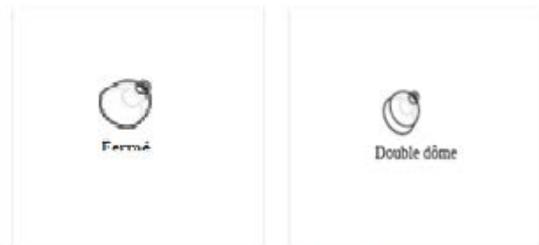
Page 1

Quels dômes, utilisez vous le plus ? *



Ouvert

Tulipe



Fermé

Double dôme

Page 2

Dans les cas où vous privilégiez l'utilisation de dômes aux embouts. Quelles en sont les raisons ? *

- Leurs performances acoustiques
- Leur confort
- L'otoscopie
- Leur « facilité d'adaptation »
- Un gain de temps
- L'adaptation immédiate
- Réduire le coût pour le patient

Si vous avez des remarques sur cette première partie, n'hésitez pas :

Votre réponse

Page 3

En pratique, quelles sont les équivalences acoustiques entre dômes standards et événements des embouts sur mesure pour un dôme dit ouvert ? *



En pratique, quelles sont les équivalences acoustiques entre dômes standards et événements des embouts sur mesure pour un dôme tulipe ? *



En pratique, quelles sont les équivalences acoustiques entre dômes standards et événements des embouts sur mesure pour un dôme "simple vent" ? *



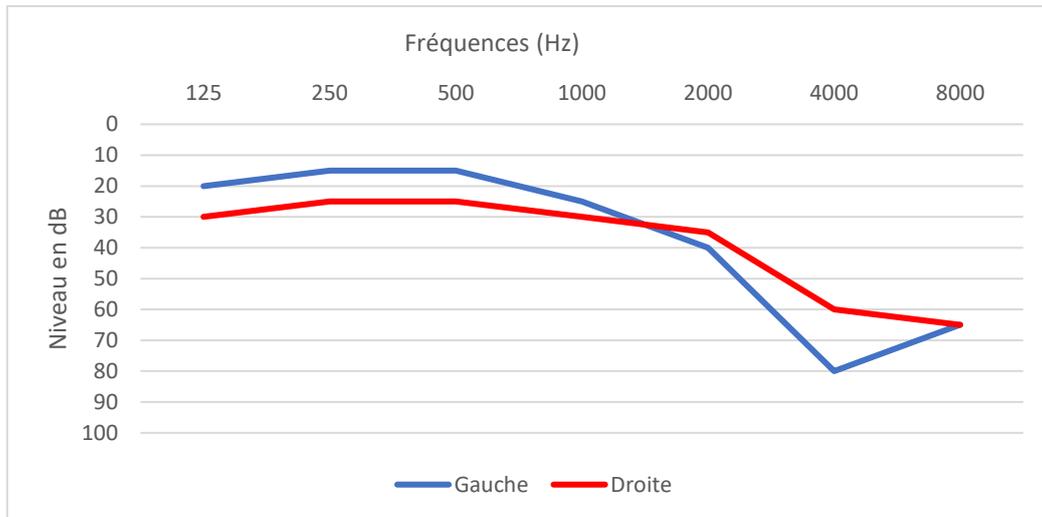
En pratique, quelles sont les équivalences acoustiques entre dômes standards et événements des embouts sur mesure pour un double dôme ? *



Page 4

Annexe 4a Fiches patient - Groupe OUVERT

Patient 1 (P1)



Appareils de type RIC, de marque WIDEX



Mesures d'occlusion (dB)

Fréquences	250	500	1000	2000	3000	4000	6000
REUG droit	0	0	3	12	12	10	6
REOG droit	0	1	0	0	-2	0	0
REOG droit	0	-1	1	-1	-9	-4	-2
REUG gauche	0	1	1	11	12	12	-5
REOG dôme	0	0	1	3	1	-1	1
REOG embout	0	1	5	-6	-9	-6	-2

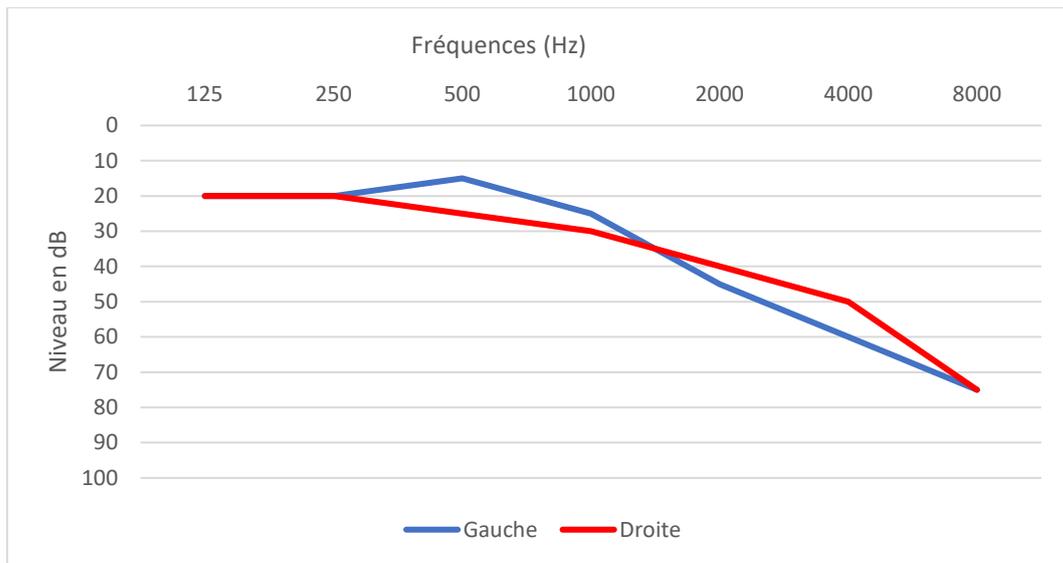
Mesures du gain d'insertion REIG (dB)

	Fréquences	250	500	1000	2000	3000	4000
Droite	REIG dôme	1	0	5	13	6	8
	REIG embout	2	-1	13	19	11	14
Gauche	REIG dôme	0	0	3	13	8	8
	REIG embout	1	1	10	15	8	5

Résultats d'intelligibilité

RSB	9	6	3	0	-3
% dôme	90	86	82	68	50
% embout	90	88	82	72	56

P2



Appareils de type mini-BTE, de marque OTICON



Mesures d'occlusion (dB)

Fréquences	250	500	1000	2000	3000	4000	6000
REUG droit	1	0	-2	7	10	13	8
REOG droit	0	0	0	1	-3	1	-6
REOG droit	1	2	-1	-6	-9	-7	-9
REUG gauche	1	0	3	7	20	16	6
REOG dôme	0	0	0	0	-3	1	3
REOG embout	0	0	0	0	0	0	3

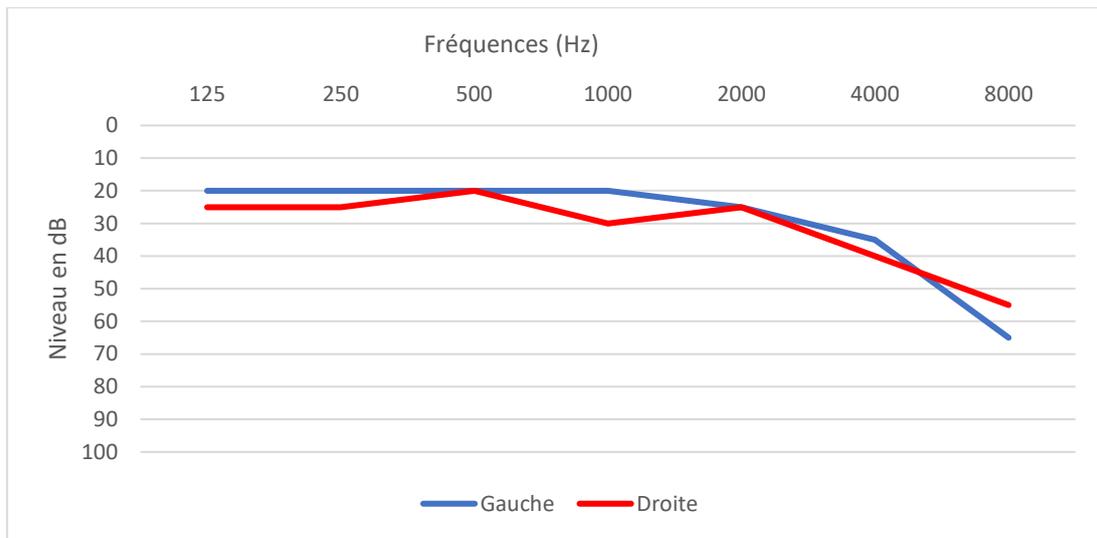
Mesures du gain d'insertion REIG (dB)

	Fréquences	250	500	1000	2000	3000	4000
Droite	REIG dôme	1	4	9	10	6	5
	REIG embout	6	15	18	6	11	5
Gauche	REIG dôme	1	2	6	8	6	5
	REIG embout	1	4	10	11	9	11

Pourcentage d'intelligibilité

RSB	9	6	3	0	-3
% dôme	92	84	78	74	60
% embout	94	86	80	76	64

P3



Appareils de type RIC, de marque WIDEX



Mesures d'occlusion (dB)

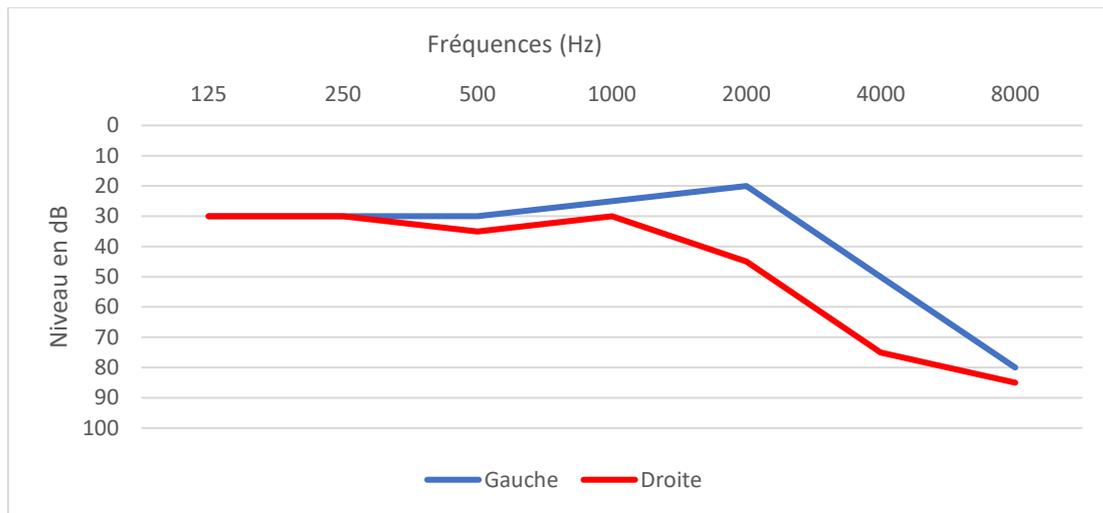
Fréquences	250	500	1000	2000	3000	4000	6000
REUG droit	0	0	2	8	20	15	8
REOG droit	0	0	0	1	-5	1	-1
REOG droit	0	1	1	1	-7	-8	-3
REUG gauche	0	0	2	5	16	22	5
REOG dôme	0	0	0	5	-6	-10	5
REOG embout	0	0	0	5	-3	-8	5

Mesures du gain d'insertion REIG (dB)

	Fréquences	250	500	1000	2000	3000	4000
Droite	REIG dôme	1	5	11	17	3	8
	REIG embout	1	5	3	20	10	2
Gauche	REIG dôme	2	8	13	20	12	5
	REIG embout	8	12	16	24	13	12

Pourcentage d'intelligibilité

RSB	9	6	3	0	-3
% dôme	88	88	82	74	66
% embout	88	92	84	78	72



Appareils de type RIC, de marque PHONAK



Mesures d'occlusion (dB)

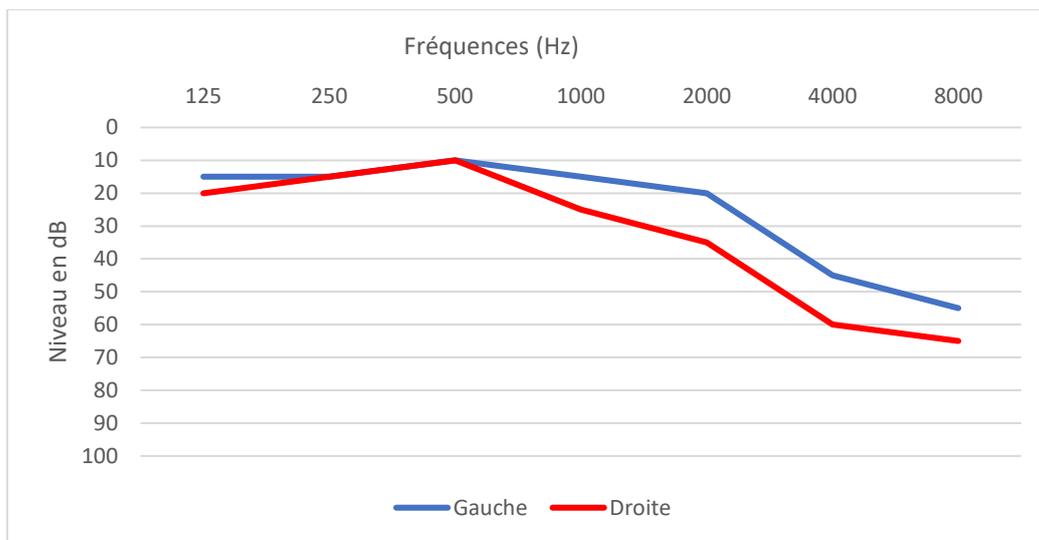
Fréquences	250	500	1000	2000	3000	4000	6000
REUG droit	0	0	3	13	16	15	4
REOG dôme	0	0	0	0	-2	-1	-2
REOG embout	0	1	1	1	-7	-8	-3
REUG gauche	0	0	3	13	16	15	-4
REOG dôme	0	0	0	1	-1	-4	-2
REOG embout	0	1	1	1	-7	-2	2

Mesures du gain d'insertion REIG (dB)

	Fréquences	250	500	1000	2000	3000	4000
Droite	REIG dôme	0	0	4	10	6	7
	REIG embout	0	1	7	17	14	15
Gauche	REIG dôme	0	1	3	4	2	6
	REIG embout	0	1	7	14	11	4

Pourcentage d'intelligibilité

RSB	9	6	3	0	-3
% dôme	90	86	74	50	42
% embout	92	86	74	54	46



Appareils de type mini-BTE, de marque PHONAK



Mesures d'occlusion (dB)

Fréquences	250	500	1000	2000	3000	4000	6000
REUG droit	0	1	0	13	16	8	-8
REOG dôme	0	0	-1	1	0	1	-6
REOG embout	0	0	-1	1	0	-2	-6
REUG gauche	0	0	1	13	15	12	-7
REOG dôme	0	0	0	1	-1	1	-3
REOG embout	0	0	0	1	-1	-1	-3

Mesures du gain d'insertion REIG (dB)

	Fréquences	250	500	1000	2000	3000	4000
Droite	REIG dôme	0	0	2	12	7	9
	REIG embout	0	1	6	20	13	16
Gauche	REIG dôme	0	0	4	10	6	12
	REIG embout	1	1	8	20	8	12

Pourcentage d'intelligibilité

RSB	9	6	3	0	-3
% dôme	94	86	80	66	48
% embout	96	86	84	72	52



Photos embouts indisponibles

Mesures d'occlusion (dB)

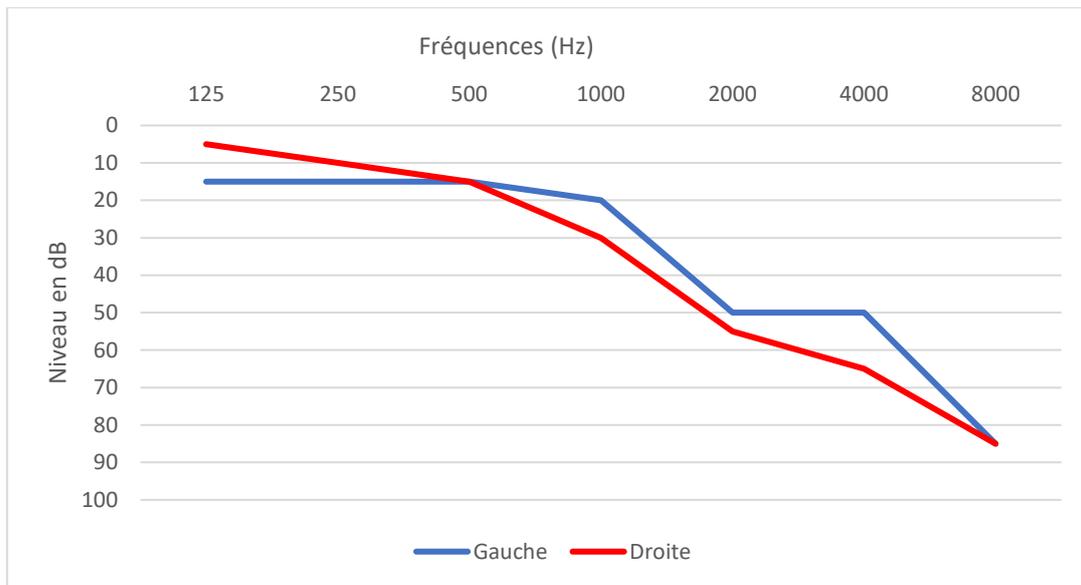
Fréquences	250	500	1000	2000	3000	4000	6000
REUG droit	0	0	0	8	18	20	4
REOG dôme	0	0	1	-1	-3	-4	1
REOG embout	0	0	0	0	-7	-5	5
REUG gauche	0	0	2	7	19	10	-2
REOG dôme	0	0	-1	1	-6	1	-5
REOG embout	0	2	-3	0	-10	-6	-5

Mesures du gain d'insertion REIG (dB)

	Fréquences	250	500	1000	2000	3000	4000
Droite	REIG dôme	0	10	13	19	8	6
	REIG embout	-1	10	14	21	16	14
Gauche	REIG dôme	0	4	8	15	2	5
	REIG embout	0	9	12	18	13	13

Pourcentage d'intelligibilité

RSB	9	6	3	0	-3
% dôme	86	92	84	40	30
% embout	88	92	86	44	34



Appareils de type RIC, de marque PHONAK



Mesures d'occlusion (dB)

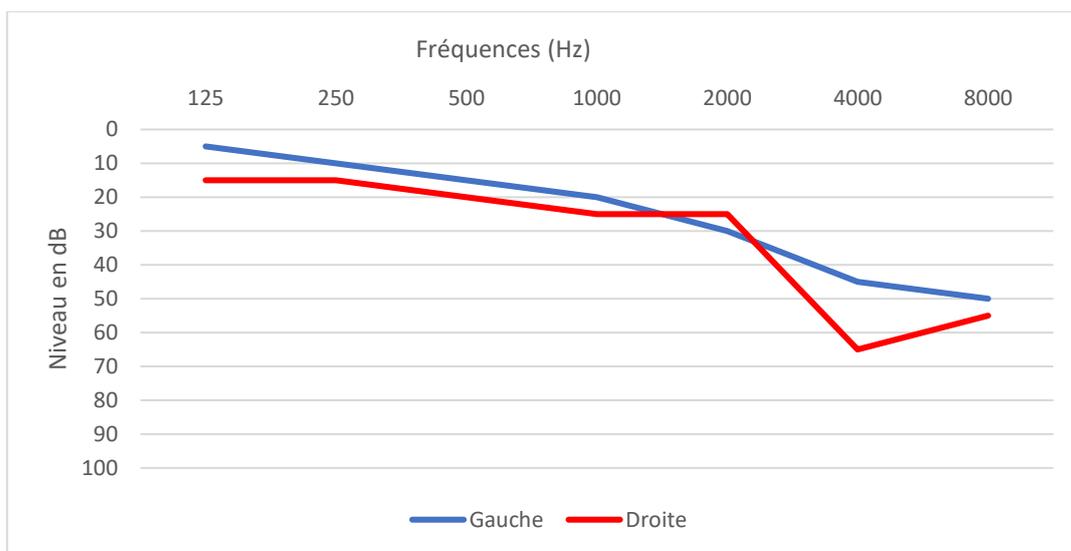
Fréquences	250	500	1000	2000	3000	4000	6000
REUG droit	0	1	2	13	12	12	-2
REOG dôme	0	0	0	-1	-1	3	-3
REOG embout	0	2	1	-8	-9	-8	-8
REUG gauche	0	0	2	11	12	13	-2
REOG dôme	0	0	-1	1	0	-3	-6
REOG embout	0	2	0	-8	-6	-5	5

Mesures du gain d'insertion REIG (dB)

	Fréquences	250	500	1000	2000	3000	4000
Droite	REIG dôme	0	0	8	19	11	13
	REIG embout	1	1	16	16	8	2
Gauche	REIG dôme	0	0	3	18	7	5
	REIG embout	1	2	10	13	10	5

Pourcentage d'intelligibilité

RSB	9	6	3	0	-3
% dôme	86	90	84	54	48
% embout	88	90	84	54	48



Appareils de type RIC, de marque PHONAK



Mesures d'occlusion (dB)

Fréquences	250	500	1000	2000	3000	4000	6000
REUG droit	0	0	2	10	17	15	9
REOG dôme	0	1	2	3	-11	-10	-10
REOG embout	0	1	2	3	-7	-6	-10
REUG gauche	0	-1	0	4	16	13	-4
REOG dôme	0	1	0	4	-12	-6	-1
REOG embout	0	1	0	5	-8	-4	-1

Mesures du gain d'insertion REIG (dB)

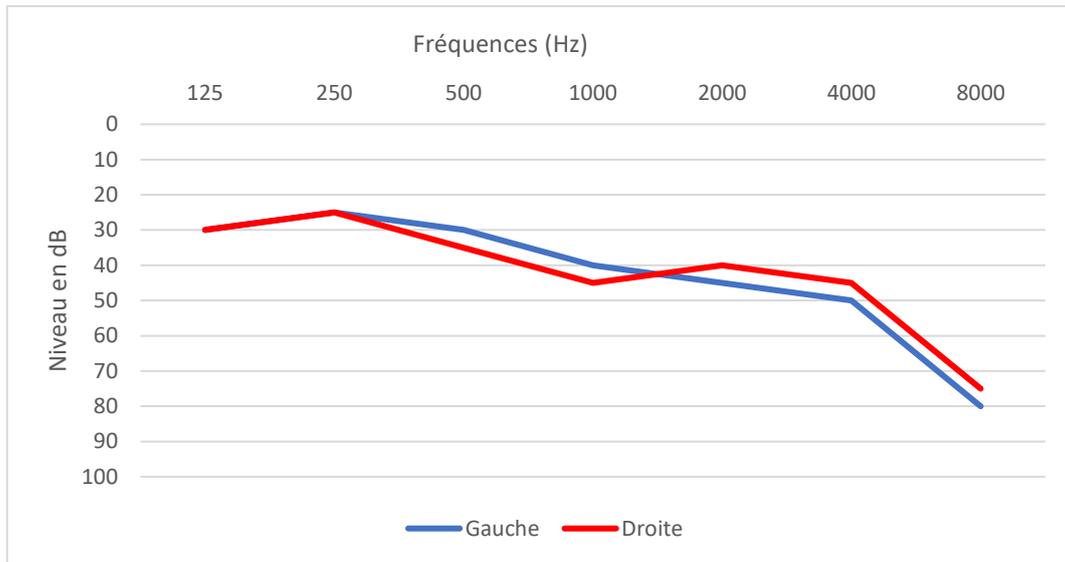
	Fréquences	250	500	1000	2000	3000	4000
Droite	REIG dôme	0	1	5	14	8	11
	REIG embout	0	1	5	16	6	12
Gauche	REIG dôme	0	1	5	14	7	10
	REIG embout	0	1	4	17	8	8

Pourcentage d'intelligibilité

RSB	9	6	3	0	-3
% dôme	96	92	88	72	60
% embout	96	94	88	76	66

Annexe 4b Fiches patient - Groupe semi-fermé

Patient 1 (P1)



Appareils de type RIC, de marque SIEMENS



Mesures d'occlusion (dB)

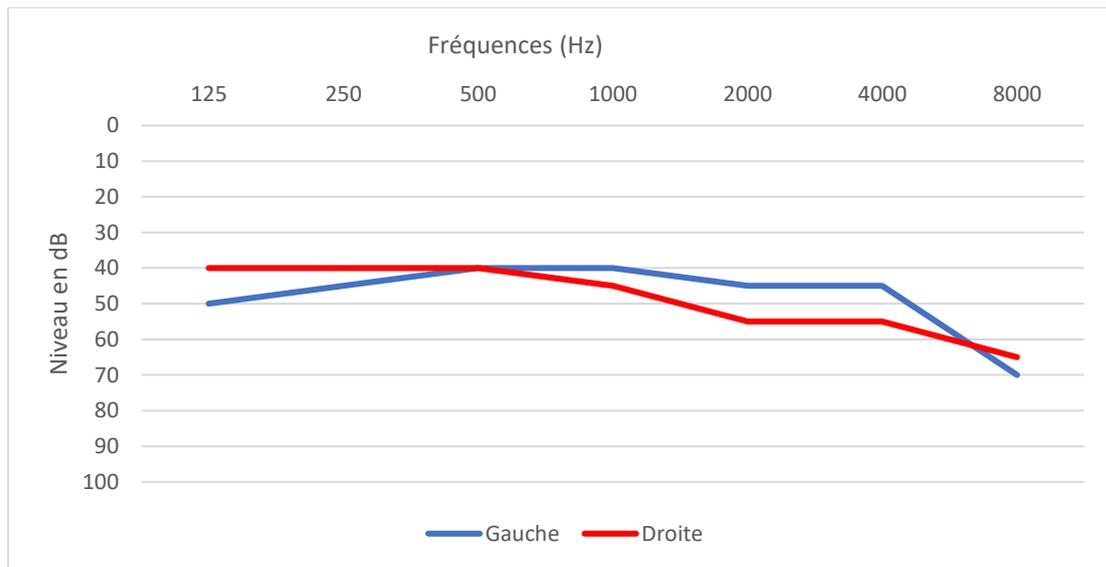
Fréquences	250	500	1000	2000	3000	4000	6000
REUG droit	0	0	4	9	18	17	0
REOG dôme	0	1	2	1	-9	-9	-3
REOG embout	0	-1	0	-2	-20	-16	-9
REUG gauche	0	0	2	8	20	9	4
REOG dôme	0	1	-2	3	-8	1	0
REOG embout	0	-3	-2	-2	-17	-9	-8

Mesures du gain d'insertion REIG (dB)

	Fréquences	250	500	1000	2000	3000	4000
Droite	REIG dôme	0	11	17	18	14	10
	REIG embout	4	16	19	18	16	6
Gauche	REIG dôme	0	5	14	24	10	21
	REIG embout	2	13	19	18	10	6

Pourcentage d'intelligibilité

RSB	9	6	3	0	-3
% dôme	96	96	92	76	54
% embout	96	96	94	82	78



Appareils de type mini-BTE, de marque SIEMENS



Mesures d'occlusion (dB)

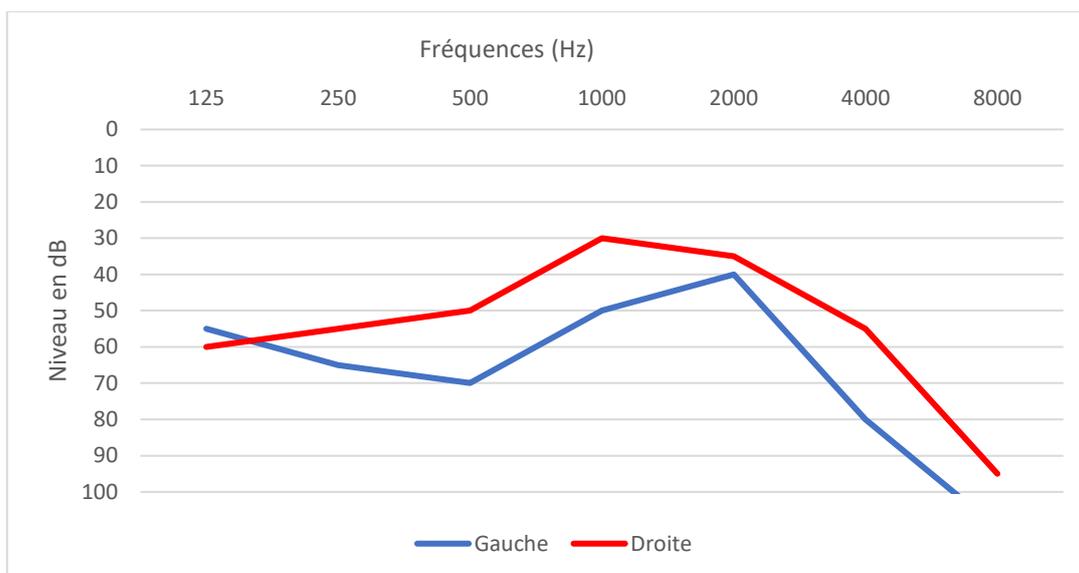
Fréquences	250	500	1000	2000	3000	4000	6000
REUG droit	0	1	3	7	7	14	8
REOG dôme	0	2	3	-4	-15	-16	-5
REOG embout	1	-3	-3	-6	-16	-13	-9
REUG gauche	-1	0	3	8	13	11	3
REOG dôme	0	1	4	-7	-11	-10	-1
REOG embout	0	-4	-2	-5	-3	1	3

Mesures du gain d'insertion REIG (dB)

	Fréquences	250	500	1000	2000	3000	4000
Droite	REIG dôme	0	2	25	9	20	22
	REIG embout	0	5	22	29	20	13
Gauche	REIG dôme	2	7	30	6	19	15
	REIG embout	4	13	31	16	21	18

Pourcentage d'intelligibilité

RSB	9	6	3	0	-3
% dôme	72	70	70	24	16
% embout	78	78	74	36	32



Appareils de type mini-BTE, de marque OTICON



Mesures d'occlusion (dB)

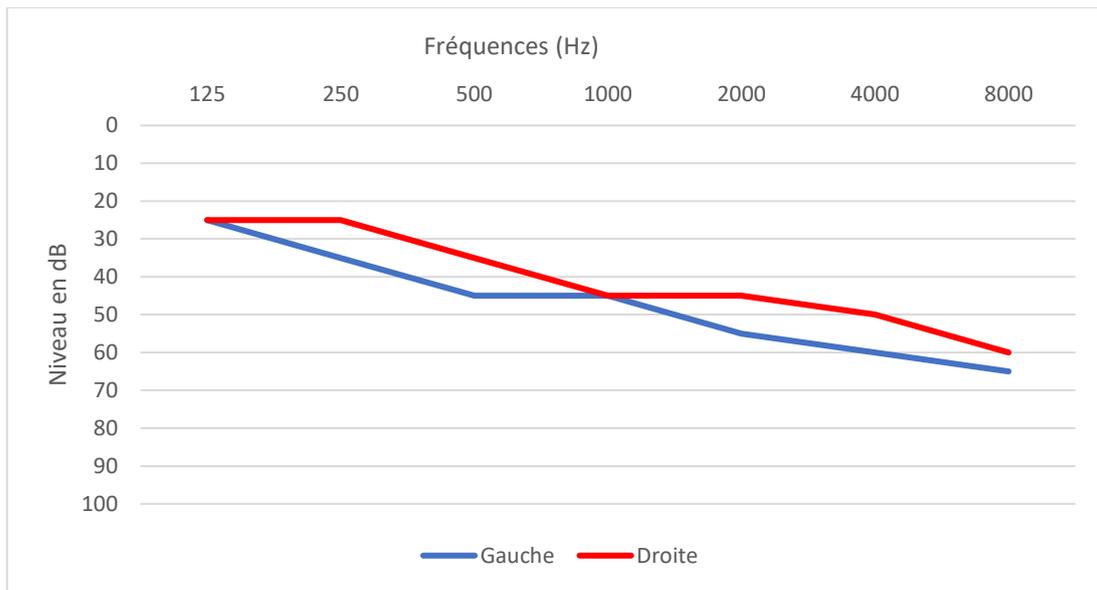
Fréquences	250	500	1000	2000	3000	4000	6000
REUG droit	0	1	2	5	19	19	10
REOG dôme	0	0	1	-3	-5	-6	-5
REOG embout	0	-2	-1	-3	-8	-9	-9
REUG gauche	0	0	-1	5	13	22	11
REOG dôme	0	0	0	-1	3	-4	-1
REOG embout	0	-2	-3	-3	-7	-8	0

Mesures du gain d'insertion REIG (dB)

	Fréquences	250	500	1000	2000	3000	4000
Droite	REIG dôme	0	2	15	24	5	-2
	REIG embout	1	5	15	20	6	0
Gauche	REIG dôme	0	4	20	22	15	1
	REIG embout	0	6	30	21	18	8

Pourcentage d'intelligibilité

RSB	9	6	3	0	-3
% dôme	98	90	64	48	12
% embout	96	90	82	76	46



Appareils de type RIC, de marque PHONAK



Mesures d'occlusion (dB)

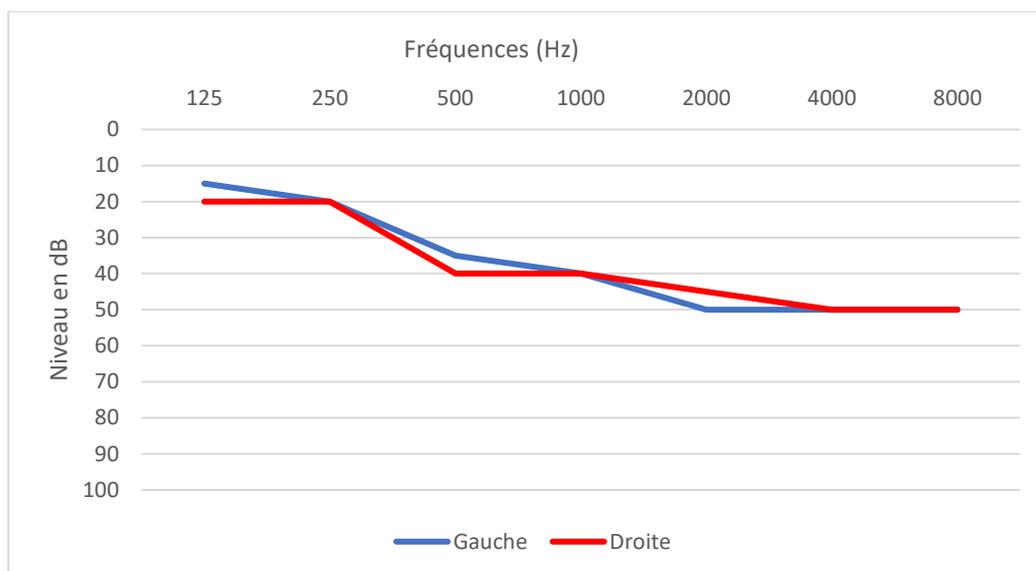
Fréquences	250	500	1000	2000	3000	4000	6000
REUG droit	0	1	5	7	19	3	-3
REOG dôme	0	1	3	-2	-7	0	-3
REOG embout	1	-5	-4	-9	-20	-16	-15
REUG gauche	0	1	2	8	17	5	0
REOG dôme	0	1	0	-2	-9	-3	2
REOG embout	1	-3	-3	-11	-19	-13	-3

Mesures du gain d'insertion REIG (dB)

	Fréquences	250	500	1000	2000	3000	4000
Droite	REIG dôme	1	2	11	18	6	18
	REIG embout	5	15	22	23	7	16
Gauche	REIG dôme	1	3	6	24	7	12
	REIG embout	4	10	11	25	9	12

Pourcentage d'intelligibilité

RSB	9	6	3	0	-3
% dôme	90	84	68	40	32
% embout	92	88	72	48	42



Appareils de type RIC, de marque BERNAFON



Mesures d'occlusion (dB)

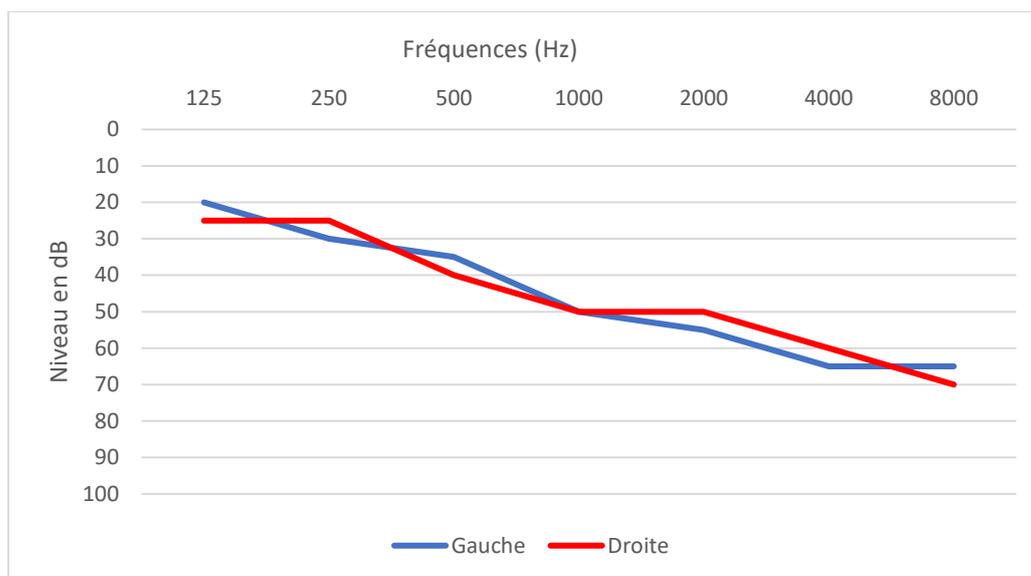
Fréquences	250	500	1000	2000	3000	4000	6000
REUG droit	0	0	1	8	15	15	-4
REOG dôme	0	0	1	-3	-2	0	-2
REOG embout	1	-4	-3	-6	-18	-15	-13
REUG gauche	0	0	-1	8	19	12	-4
REOG dôme	0	1	1	3	-3	0	1
REOG embout	1	-4	-2	-8	-21	-12	-10

Mesures du gain d'insertion REIG (dB)

	Fréquences	250	500	1000	2000	3000	4000
Droite	REIG dôme	0	1	13	17	14	5
	REIG embout	1	16	18	26	18	8
Gauche	REIG dôme	0	1	8	9	13	8
	REIG embout	1	6	18	15	12	12

Pourcentage d'intelligibilité

RSB	9	6	3	0	-3
% dôme	86	80	68	56	46
% embout	92	94	90	82	72



Appareils de type RIC, de marque WIDEX



Mesures d'occlusion (dB)

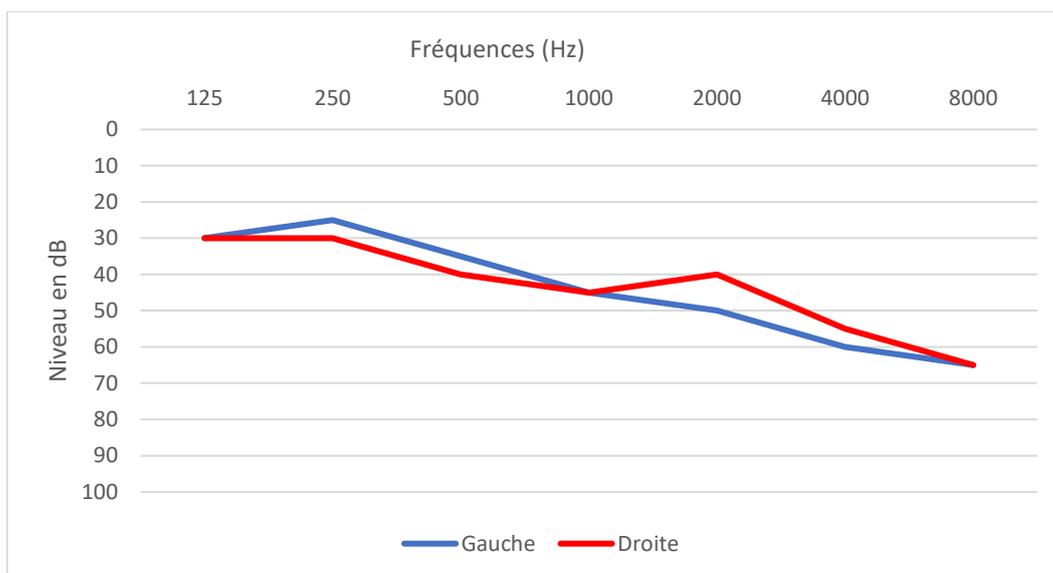
Fréquences	250	500	1000	2000	3000	4000	6000
REUG droit	0	0	4	8	11	19	4
REOG dôme	0	1	2	-3	-8	-6	-2
REOG embout	1	-2	0	-5	-9	-11	-3
REUG gauche	0	0	3	10	19	20	13
REOG dôme	0	1	1	2	-6	-8	-3
REOG embout	1	-2	-2	-1	-11	-10	5

Mesures du gain d'insertion REIG (dB)

	Fréquences	250	500	1000	2000	3000	4000
Droite	REIG dôme	0	13	27	19	9	12
	REIG embout	2	6	26	29	21	13
Gauche	REIG dôme	0	10	24	24	14	5
	REIG embout	0	6	27	35	19	21

Pourcentage d'intelligibilité

RSB	9	6	3	0	-3
% dôme	92	86	80	60	30
% embout	92	94	82	78	62



Appareils de type RIC, de marque BERNAFON



Mesures d'occlusion (dB)

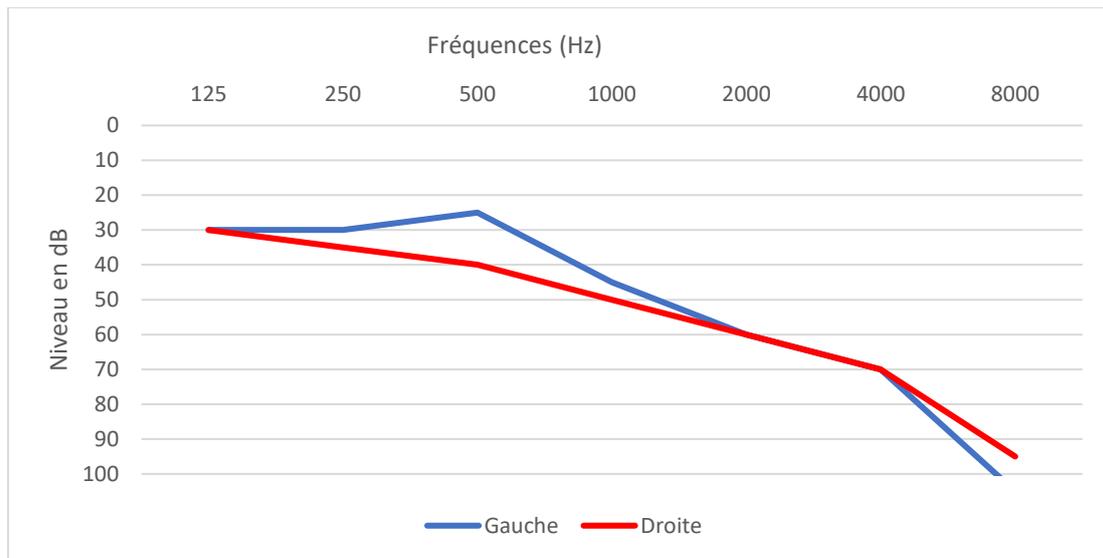
Fréquences	250	500	1000	2000	3000	4000	6000
REUG droit	0	0	0	10	22	21	13
REOG dôme	0	0	0	1	-3	-1	-1
REOG embout	0	-3	-2	3	-12	-12	-8
REUG gauche	0	0	0	9	20	16	4
REOG dôme	0	1	0	1	-5	-6	-3
REOG embout	0	-3	-4	-5	-9	-13	-3

Mesures du gain d'insertion REIG (dB)

	Fréquences	250	500	1000	2000	3000	4000
Droite	REIG dôme	1	6	17	15	5	3
	REIG embout	1	9	21	20	4	10
Gauche	REIG dôme	0	2	11	17	7	7
	REIG embout	1	2	14	23	8	10

Pourcentage d'intelligibilité

RSB	9	6	3	0	-3
% dôme	90	92	90	74	64
% embout	92	94	88	80	74



Appareils de type RIC, de marque PHONAK



Mesures d'occlusion (dB)

Fréquences	250	500	1000	2000	3000	4000	6000
REUG droit	0	0	3	9	14	18	8
REOG dôme	0	0	0	-3	-1	3	0
REOG embout	0	-3	0	-6	-14	-11	-12
REUG gauche	0	0	4	10	15	12	-3
REOG dôme	0	1	1	2	-3	-2	11
REOG embout	0	-2	-4	-6	-10	-6	-5

Mesures du gain d'insertion REIG (dB)

	Fréquences	250	500	1000	2000	3000	4000
Droite	REIG dôme	3	11	20	24	19	9
	REIG embout	11	19	31	28	18	11
Gauche	REIG dôme	0	1	15	24	17	15
	REIG embout	0	3	22	24	23	23

Pourcentage d'intelligibilité

RSB	9	6	3	0	-3
% dôme	94	90	86	66	54
% embout	92	92	86	66	58

Annexe 5 : Questionnaire confort remplis par les patients

Questionnaire confort patients

Généralités

1. Portez-vous tous les jours vos appareils auditifs ?
 OUI NON
2. Combien d'heures par jour, en moyenne, les portez-vous ?
 0-5h 5-10h 10-15h

Confort physique

- Mise en place
3. Comment considérez-vous la mise en place de vos appareils ?
  Difficile  Normale  Facile
- Maintien
4. Durant la journée, il vous arrive de remettre en place vos appareils :
 Souvent Parfois Jamais
 5. Lors ou après des mouvements brusques, avez-vous peur de perdre vos appareils ?
 OUI NON
- Confort physique interne
6. Durant la journée, ressentez-vous une gêne mécanique à l'intérieur du conduit auditif ?
 OUI NON
Si oui :
 Démangeaisons Douleur
- Confort physique externe
7. Durant la journée, ressentez-vous une gêne mécanique derrière le pavillon ?
 OUI NON
Si oui :
 Irritation Douleur
 8. Oubliez-vous, la présence physique de vos appareils ?
 OUI NON

Confort auditif

- Occlusion/ autophonation passive
9. La perception de votre voix est plutôt
Résonante Normale Métallique
10. Lors de la déglutition ou mastication, êtes-vous dérangé par des bruits désagréables ?
 OUI NON
- Larsen
11. Vos appareils silfient t-ils ?
 Souvent Parfois Jamais
Si oui :
 Lors de la mastication
 Lors de mouvements
 Lorsque vous êtes proche d'une porte, mur, fauteuil,...

Annexe 6 : Corrélation entre le volume du conduit auditif et sa fréquence de résonance

Le volume de chaque conduit a été mesuré approximativement en multipliant sa longueur par la surface du conduit.

Longueur : Sa mesure a été préalablement effectuée à l'aide de la graduation d'une sonde in vivo. Cette dernière est insérée délicatement jusqu'à la rencontre du tympan. Ainsi nous avons pu déterminer de manière approximative, la longueur du conduit (du méat auditif au tympan).

Surface : La surface du conduit considérée comme une ellipse a pu être mesurée grâce aux prises d'empreintes réalisées pour la fabrication des embouts sur-mesure. Sachant que la surface d'une ellipse est :

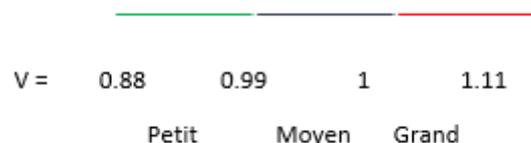
$$S = \pi * \frac{1}{2} \text{ grand diamètre} * \frac{1}{2} \text{ petit diamètre}$$

Nous avons mesuré la longueur des deux rayons du conduit auditif à partir de la prise d'empreinte.

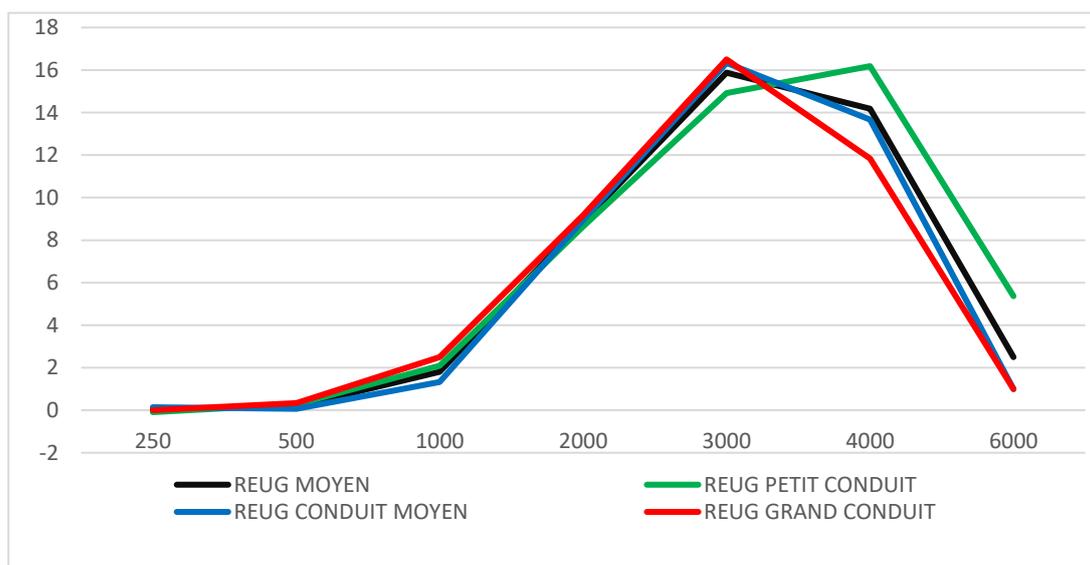
V1	V2	V3	V4	V5	V6	V7	V8
1,46	1,10	0,89	1,00	0,95	1,21	0,93	1,01
V9	V10	V11	V12	V13	V14	V15	V16
1,45	1,10	0,88	0,92	1,09	1,02	0,91	1,04

Volumes (en cm3) des seize conduits auditifs composant le groupe OUVERT

Les quelques auteurs ayant travaillé sur ce sujet, ont montré que le volume mesuré sur une population mixte diverge entre 0,88 et 1,21 cc. (BOOLF, 1975 ; GERBAUD, 1995). Nous avons décidé de classer les 16 conduits du groupe en 3 catégories en fonction de leurs volumes selon les études passées :



Le but de ce classement est d'analyser le REUG en fonction du volume approximatif des conduits auditifs. Le graphique 42 montre donc que plus le conduit est grand, plus la fréquence de résonance de l'oreille externe se décale vers les fréquences graves.



REUG mesuré en fonction du volume du conduit

TABLE V-B

TABLE DE LA DISTRIBUTION DE F - TEST BILATÉRAL ($\alpha = 0,05$)

Si F est une variable aléatoire qui suit la loi de Snedecor à :

- v_1 degrés de liberté, (ddl du numérateur) et
- v_2 degrés de liberté, (ddl du dénominateur)

La table donne le nombre f_{α} tel que $\text{Prob}(F \geq f_{\alpha}) = \alpha = 0,05$

Exemple : $F_{0,05} = 4,28$ pour $v_1 = 4$ et $v_2 = 11$

v_1 v_2	1	2	3	4	5	6	8	10	15	20	30	∞
1	648	799	864	900	922	937	957	969	985	993	1001	1018
2	38,5	39,0	39,2	39,2	39,3	39,3	39,4	39,4	39,4	39,4	39,5	39,5
3	17,4	16,04	15,44	15,10	14,88	14,73	14,54	14,42	14,25	14,17	14,08	13,90
4	12,22	10,65	9,98	9,60	9,36	9,20	8,98	8,84	8,66	8,56	8,46	8,26
5	10,01	8,43	7,76	7,39	7,15	6,98	6,76	6,62	6,43	6,33	6,23	6,02
6	8,81	7,26	6,60	6,23	5,99	5,82	5,60	5,46	5,27	5,17	5,07	4,85
7	8,07	6,54	5,89	5,52	5,29	5,12	4,90	4,76	4,57	4,47	4,36	4,14
8	7,57	6,06	5,42	5,05	4,82	4,65	4,43	4,30	4,10	4,00	3,89	3,67
9	7,21	5,71	5,08	4,72	4,48	4,32	4,10	3,96	3,77	3,67	3,56	3,33
10	6,94	5,46	4,83	4,47	4,24	4,07	3,85	3,72	3,52	3,42	3,31	3,08
11	6,72	5,26	4,63	4,28	4,04	3,88	3,66	3,53	3,33	3,23	3,12	2,88
12	6,55	5,10	4,47	4,12	3,89	3,73	3,51	3,37	3,18	3,07	2,96	2,73
13	6,41	4,97	4,35	4,00	3,77	3,60	3,39	3,25	3,05	2,95	2,84	2,60
14	6,30	4,86	4,24	3,89	3,66	3,50	3,29	3,15	2,95	2,84	2,73	2,49
15	6,20	4,77	4,15	3,80	3,58	3,41	3,20	3,06	2,86	2,76	2,64	2,40
16	6,12	4,69	4,08	3,73	3,50	3,34	3,12	2,99	2,79	2,68	2,57	2,32
17	6,04	4,62	4,01	3,66	3,44	3,28	3,06	2,92	2,72	2,62	2,50	2,25
18	5,98	4,56	3,95	3,61	3,38	3,22	3,01	2,87	2,67	2,56	2,44	2,19
19	5,92	4,51	3,90	3,56	3,33	3,17	2,96	2,82	2,62	2,51	2,39	2,13
20	5,87	4,46	3,86	3,51	3,29	3,13	2,91	2,77	2,57	2,46	2,35	2,09
21	5,83	4,42	3,82	3,48	3,25	3,09	2,87	2,73	2,53	2,42	2,31	2,04
22	5,79	4,38	3,78	3,44	3,22	3,05	2,84	2,70	2,50	2,39	2,27	2,00
23	5,75	4,35	3,75	3,41	3,18	3,02	2,81	2,67	2,47	2,36	2,24	1,97
24	5,72	4,32	3,72	3,38	3,15	2,99	2,78	2,64	2,44	2,33	2,21	1,94
25	5,69	4,29	3,69	3,35	3,13	2,97	2,75	2,61	2,41	2,30	2,18	1,91
26	5,66	4,27	3,67	3,33	3,10	2,94	2,73	2,59	2,39	2,28	2,16	1,88
27	5,63	4,24	3,65	3,31	3,08	2,92	2,71	2,57	2,36	2,25	2,13	1,85
28	5,61	4,22	3,63	3,29	3,06	2,90	2,69	2,55	2,34	2,23	2,11	1,83
29	5,59	4,20	3,61	3,27	3,04	2,88	2,67	2,53	2,32	2,21	2,09	1,81
30	5,57	4,18	3,59	3,25	3,03	2,87	2,65	2,51	2,31	2,20	2,07	1,79
40	5,42	4,05	3,46	3,13	2,90	2,74	2,53	2,39	2,18	2,07	1,94	1,64
50	5,34	3,97	3,39	3,05	2,83	2,67	2,46	2,32	2,11	1,99	1,87	1,55
60	5,29	3,93	3,34	3,01	2,79	2,63	2,41	2,27	2,06	1,94	1,82	1,48

Annexe 8 : Table de Shapiro-Wilk

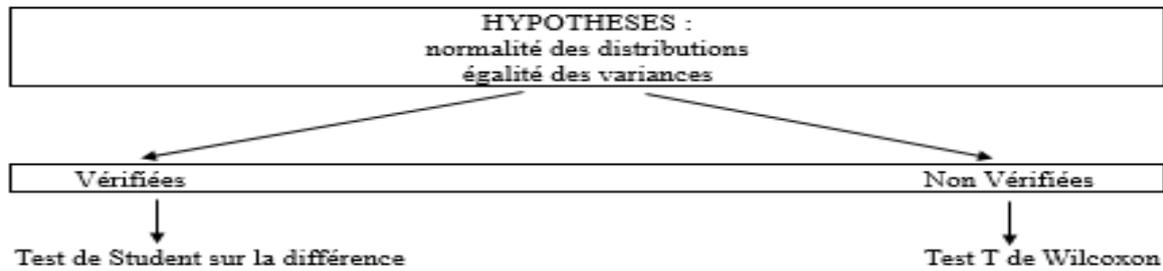
Table 4b : table des valeurs limites W_α de $W = \frac{b^2}{Z^2}$
 pour les risques $\alpha = 5\%$ et 1%
 (Biometrika 1965)

n	Risque 5 %	Risque 1 %
	$W_{0,05}$	$W_{0,01}$
5	0,762	0,686
6	0,788	0,713
7	0,803	0,730
8	0,818	0,749
9	0,829	0,764
10	0,842	0,781
11	0,850	0,792
12	0,859	0,805
13	0,866	0,814
14	0,874	0,825
15	0,881	0,835
16	0,887	0,844
17	0,892	0,851
18	0,897	0,858
19	0,901	0,863
20	0,905	0,868
21	0,908	0,873
22	0,911	0,878
23	0,914	0,881
24	0,916	0,884
25	0,918	0,888
26	0,920	0,891
27	0,923	0,894
28	0,924	0,896
29	0,926	0,898
30	0,927	0,900
31	0,929	0,902
32	0,930	0,904
33	0,931	0,906
34	0,933	0,908
35	0,934	0,910
36	0,935	0,912
37	0,936	0,914
38	0,938	0,916
39	0,939	0,917
40	0,940	0,919
41	0,941	0,920
42	0,942	0,922
43	0,943	0,923
44	0,944	0,924
45	0,945	0,926
46	0,945	0,927
47	0,946	0,928
48	0,947	0,929
49	0,947	0,929
50	0,947	0,930

Annexe 9 : Table de Wilcoxon

n	alpha values				
	0.10	0.05	0.02	0.01	0.001
5	0				
6	2	0			
7	3	2	0		
8	5	3	1	0	
9	8	5	3	1	
10	10	8	5	3	
11	13	10	7	5	0
12	17	13	9	7	1
13	21	17	12	9	2
14	25	21	15	12	4
15	30	25	19	15	6
16	35	29	23	19	8
17	41	34	27	23	11
18	47	40	32	27	14
19	53	46	37	32	18
20	60	52	43	37	21
21	67	58	49	42	25
22	75	65	56	48	30
23	83	73	62	54	35
24	91	81	69	61	40
25	100	89	77	68	45
26	110	98	84	75	51
27	119	107	92	83	57
28	130	116	101	91	64
29	140	126	110	100	71
30	151	137	120	109	78

Annexe 10 : Détermination du test statistique utilisé pour la comparaison des moyennes de la perte d'insertion engendrée par les deux types de coupleur



Egalité des variances : Test de Fischer-Snedecor

Conditions de test :

$N1 = N2 = 16$, alors $15 = \nu_1 = \nu_2$ (degrés de liberté)

Par lecture de la table (Annexe 6), on a donc $F_{th} = 2,81$

Hypothèses de test :

$H_0 : F_{obs} < F_{th}$, hypothèse nulle : les variances des échantillons sont homogènes,

$H_1 : F_{obs} > F_{th}$ hypothèse alternative : les variances des échantillons ne sont pas homogènes.

Résultats

Test de variances de FISHER-SNEDECOR, $p < 0,05$, $n=16$							
Fréquences	250	500	1000	2000	3000	4000	6000
Valeur de Fobs	0	0,3175	1,1582	0,7374	0,6237	1,3828	0,4331
Hypothèse validée	H0	H0	H0	H0	H0	H0	H0

Analyse

H_0 est validée pour l'ensemble des plages fréquentielles étudiées. Cela signifie que les variances ont des valeurs suffisamment proches pour que l'on accepte l'idée qu'elles soient homogènes.

Normalité des échantillons : Test de Shapiro-Wilk

Dans notre cas $n = 16$, alors $W_{th} = 0,887$ (Annexe 7)

Hypothèses de test :

$H_0 : W_{obs} < W_{th}$, hypothèse nulle : la distribution est considérée comme normale,

$H_1 : W_{obs} > W_{th}$, hypothèse alternative : la distribution n'est pas considérée comme normale.

Résultats

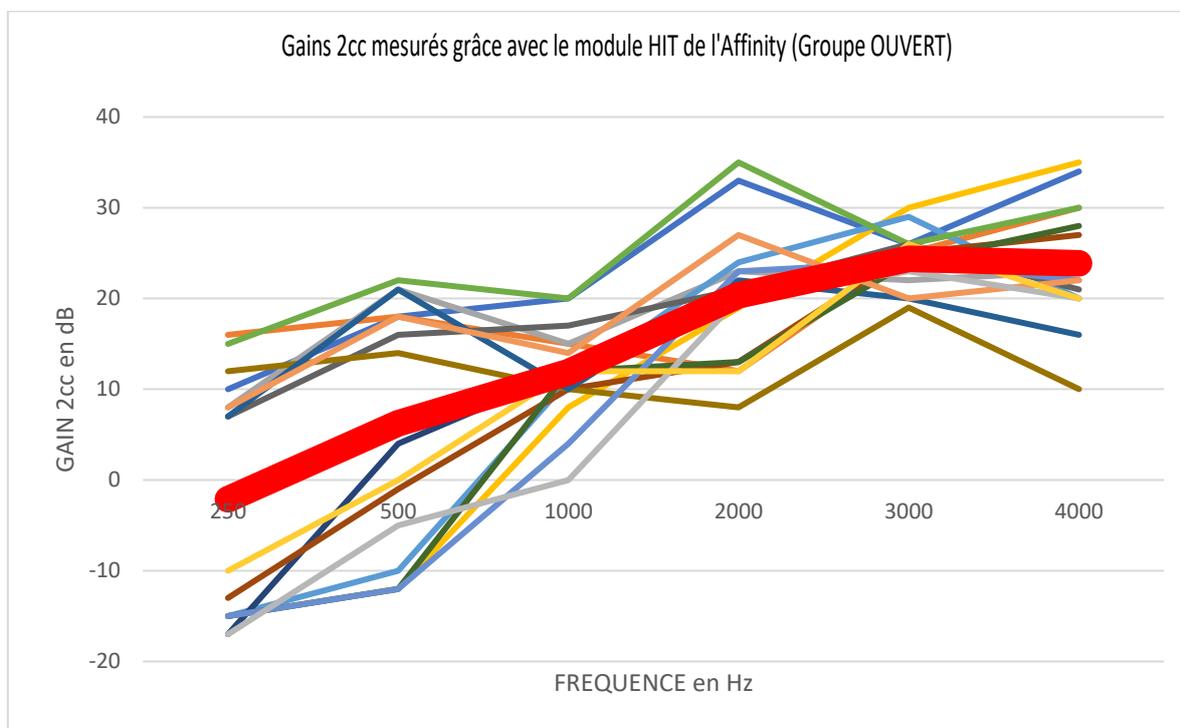
Test de normalité de Shapiro-Wilk, $p < 0,05$, $n=16$							
Fréquences	250	500	1000	2000	3000	4000	6000
Valeur de Wobs	0,5115	0,8902	0,951	0,9658	0,9623	0,9475	0,9682
Hypothèse validée	H1	H0	H0	H0	H0	H0	H0

L'échantillon sur la fréquence 250 Hz ne permet pas de valider l'hypothèse nulle. Les deux conditions (égalité des variances et normalité des échantillons) nécessaires à l'application d'un test paramétrique ne sont pas respectées pour toutes les plages fréquentielles étudiées. C'est pourquoi nous allons utiliser un test de statistique non paramétrique : **le test de Wilcoxon.**

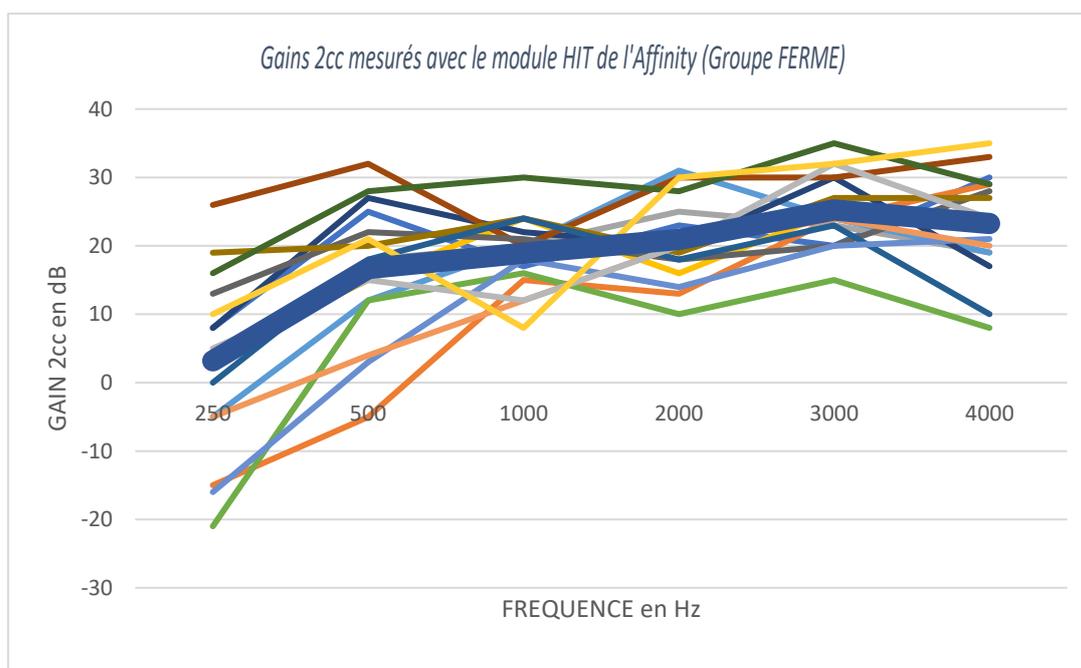
Annexe 11 : Résultats des mesures de gain 2cc pour les deux groupes d'étude, niveau d'entrée 65 dB SPL

Les courbes épaisses correspondent à la moyenne des 16 courbes fines qui elles, représentent le gain 2cc mesuré des 16 appareils respectivement dans chaque groupe : ouvert, semi-fermé.

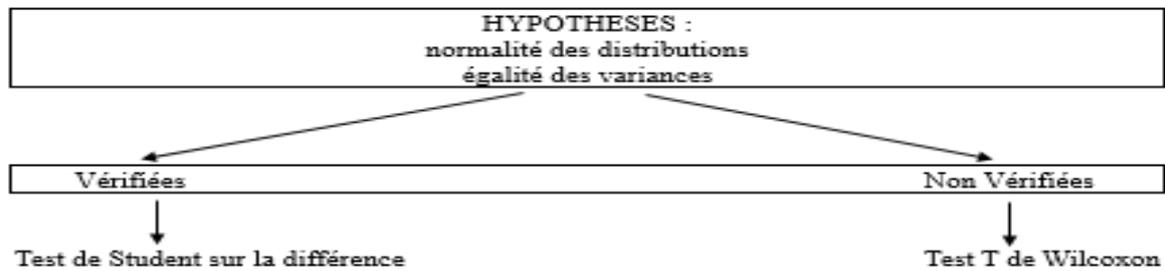
Groupe OUVERT



Groupe SEMI-FERME



Annexe 12 : Détermination du test statistique utilisé pour la comparaison des moyennes du gain d'insertion apporté par les deux types de coupleurs (GROUPE OUVERT)



Egalité des variances : Test de Fischer-Snedecor

Conditions de test :

$N1 = N2 = 16$, alors $15 = \nu_1 = \nu_2$ Par lecture de la table (Annexe 6), on a donc $F_{th} = 2,81$

Hypothèses de test :

$H_0 : F_{obs} < F_{th}$, hypothèse nulle : les variances des échantillons sont homogènes,

$H_1 : F_{obs} > F_{th}$ hypothèse alternative : les variances des échantillons ne sont pas homogènes.

Résultats

Test de variances de FISHER-SNEDECOR, $p < 0,05$, $n=16$						
Fréquences	250	500	1000	2000	3000	4000
Valeur de F_{obs}	0,0689	0,4225	0,6127	1,0514	0,5872	2,087
Hypothèse validée	H_0	H_0	H_0	H_0	H_0	H_0

Analyse

H_0 est validée pour l'ensemble des plages fréquentiels étudiées. Cela signifie que les variances ont des valeurs suffisamment proches pour que l'on accepte l'idée qu'elles soient homogènes.

Normalité des échantillons : Test de Shapiro-Wilk

Dans notre cas $n = 16$, alors $W_{th} = 0,887$ (Annexe 7)

Hypothèses de test :

$H_0 : W_{obs} < W_{th}$, hypothèse nulle : la distribution est considérée comme normale,

$H_1 : W_{obs} > W_{th}$, hypothèse alternative : la distribution n'est pas considérée comme normale.

Résultats

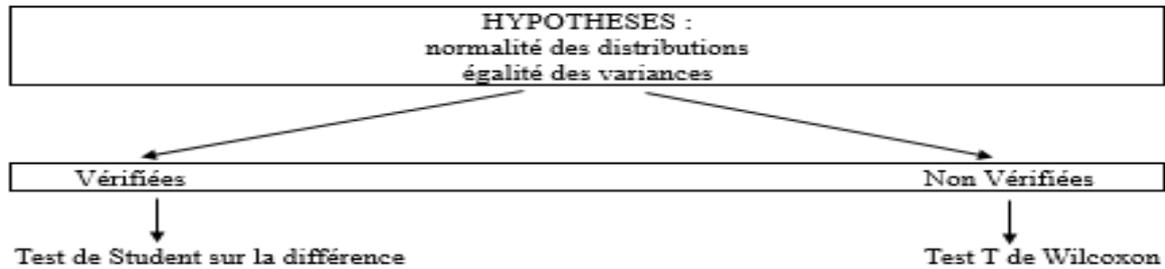
Test de normalité de Shapiro-Wilk, $p < 0,05$, $n=16$						
Fréquences	250	500	1000	2000	3000	4000
Valeur de W_{obs}	0,5755	0,7786	0,9363	0,9722	0,955	0,9379
Hypothèse validée	H_1	H_1	H_0	H_0	H_0	H_0

Analyse

Les échantillons sur les fréquences 250 Hz et 500 Hz, ne permettent pas de valider l'hypothèse nulle.

Les deux conditions (égalité des variances et normalité des échantillons) nécessaires à l'application d'un test paramétrique ne sont pas respectées pour toutes les plages fréquentielles étudiées. C'est pourquoi nous allons utiliser un test de statistique non paramétrique : **le test de Wilcoxon.**

Annexe 13 : Détermination du test statistique utilisé pour la comparaison des moyennes du gain d'insertion apporté par les deux types d'embouts (GROUPE SEMI-FERME)



-> Egalité des variances : Test de Fischer-Snedecor

Conditions de test :

$N1 = N2 = 16$, alors $15 = \nu_1 = \nu_2$ Par lecture de la table (Annexe 6), on a donc $F_{th} = 2,81$

Hypothèses de test :

$H_0 : F_{obs} < F_{th}$, hypothèse nulle : les variances des échantillons sont homogènes,

$H_1 : F_{obs} > F_{th}$ hypothèse alternative : les variances des échantillons ne sont pas homogènes.

Résultats

Test de variances de FISHER-SNEDECOR, $p < 0,05$, $n=16$						
Fréquences	250	500	1000	2000	3000	4000
Valeur de F_{obs}	0,0988	0,6123	0,7754	1,379	0,9262	1,411
Hypothèse validée	H_0	H_0	H_0	H_0	H_0	H_0

Analyse

H_0 est validée pour l'ensemble des plages fréquentiels étudiées. Cela signifie que les variances ont des valeurs suffisamment proches pour que l'on accepte l'idée qu'elles soient homogènes.

-> Normalité des échantillons : Test de Shapiro-Wilk

Dans notre cas $n = 16$, alors $W_{th} = 0,887$ (Annexe 7)

Hypothèses de test :

$H_0 : W_{obs} < W_{th}$, hypothèse nulle : la distribution est considérée comme normale,

$H_1 : W_{obs} > W_{th}$, hypothèse alternative : la distribution n'est pas considérée comme normale.

Résultats

Test de normalité de Shapiro-Wilk, $p < 0,05$, $n=16$						
Fréquences	250	500	1000	2000	3000	4000
Valeur de W_{obs}	0,6514	0,9153	0,9654	0,9787	0,9383	0,9698
Hypothèse validée	H_1	H_0	H_0	H_0	H_0	H_0

Analyse

L'échantillon sur la fréquence 250 Hz, ne permet pas de valider l'hypothèse nulle.

Les deux conditions (égalité des variances et normalité des échantillons) nécessaires à l'application d'un test paramétrique ne sont pas respectées pour toutes les plages fréquentielles étudiées. C'est pourquoi nous allons utiliser un test de statistique non paramétrique : **le test de Wilcoxon.**

Annexe 14 : Liste de logatomes de Dodelé

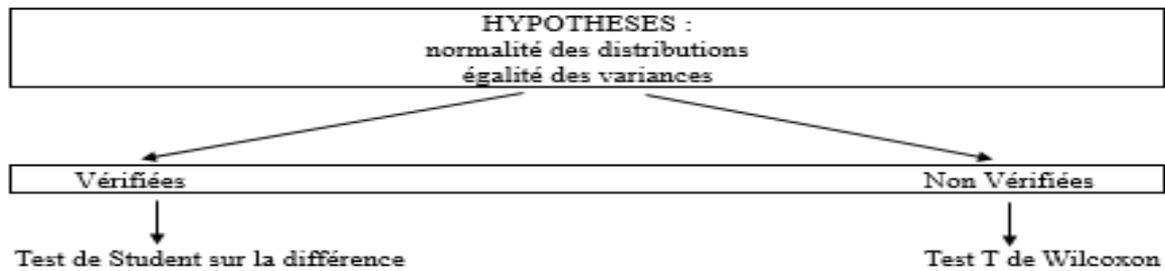
AUDIOMETRIE VOCALE

Listes de logatomes

L. Dodelé

Patient											
Date		Audiomètre		Opérateur		Observations					
CD 4 piste											
E 36		1 37 42		2 38 43		3 39 44		4 40 45		5 41 46	
o d un		a d un		ai d eu		an tr oi		o k a		a ss ain	
ai fa		eu fan		ai fa		eu fé		au fai		é fau	
eu ss a		u ss ai		eu ss a		i ss eu		ai ss i		ai ss a	
an ch é		eu ch é		an ch é		a ch ou		é ch a		i ch an	
i v é		ain v a		a v au		i v é		a v on		on v a	
i z a		ai z au		ou z eu		on z a		i z ain		ou z é	
a jon		a jon		u j ai		u j é		é jo		eu j i	
é pa		i p a		é pa		au p eu		eu p é		eu p ain	
a to		ai té		i t eu		a to		i t a		ai t i	
ou k an		eu k é		i k a		ou k an		an k ou		u k a	
a b ain		i b an		ai b eu		eu b a		a b ain		eu b an	
a d é		eu d a		ain d eu		ain d an		an d eu		a d é	
ang o		eu g ain		é g an		ai gu eu		eu g ai		ang o	
a m ai		o m an		i m ain		a m ai		i m é		eu m ai	
é n a		ai n ou		é n an		é n a		ou n eu		eu n ain	
ai w a		é w a		on w ai		ain w i		ai w a		a w é	
a ri		a ré		o ri		ai r ai		an r a		a ri	
a lou		i lou		a lou		i lan		u lou		ai lon	
/ 50		/ 50		/ 50		/ 50		/ 50		/ 50	

Annexe 15 : Détermination du test statistique utilisé pour la comparaison des moyennes des scores mesurés en fonction du RSB (GROUPE OUVERT)



-> Egalité des variances : Test de Fischer-Snedecor

Conditions de test :

$N1 = N2 = 8$, alors $7 = \nu_1 = \nu_2$. Par lecture de la table (Annexe 6), on a donc $F_{th} = 3,79$

Hypothèses de test :

$H0$: $F_{obs} < F_{th}$, hypothèse nulle : les variances des échantillons sont homogènes,

$H1$: $F_{obs} > F_{th}$ hypothèse alternative : les variances des échantillons ne sont pas homogènes.

Résultats

Test de variance de Fischer-Snedecor, $p < 0,05$, $n=8$					
Fréquences	9	6	3	0	-3
Valeur de F_{obs}	1,2797	0,6275	0,3801	1,9442	2,0693
Hypothèse admise	$H0$	$H0$	$H0$	$H0$	$H0$

Analyse

$H0$ est validée pour l'ensemble des RSB étudiés. Cela signifie que les variances ont des valeurs suffisamment proches pour que l'on accepte l'idée qu'elles soient homogènes.

-> Normalité des échantillons : Test de Shapiro-Wilk

Dans notre cas $n = 8$, alors $W_{th} = 0,818$ (Annexe 7)

Hypothèses de test :

$H0$: $W_{obs} < W_{th}$, hypothèse nulle : la distribution est considérée comme normale,

$H1$: $W_{obs} > W_{th}$, hypothèse alternative : la distribution n'est pas considérée comme normale.

Résultats

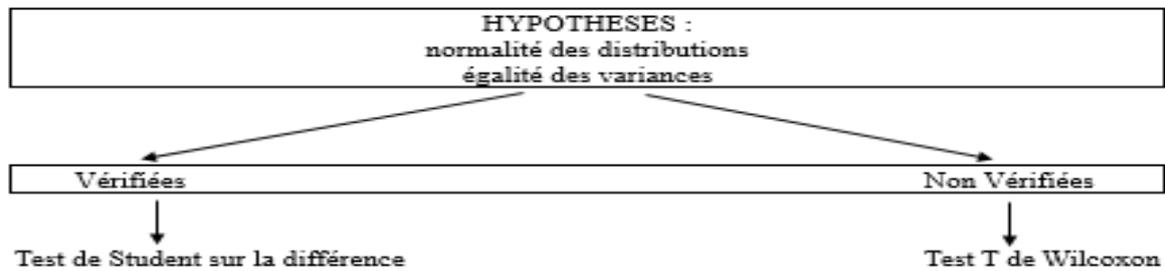
Test de normalité de Shapiro-Wilk, $p < 0,05$, $n=8$					
Fréquences	9	6	3	0	-3
Valeur de W_{obs}	0,9189	0,9163	0,9768	0,9497	0,9549
Hypothèse admise	$H0$	$H0$	$H0$	$H0$	$H0$

Analyse

L'échantillon sur la fréquence 250 Hz, ne permet pas de valider l'hypothèse nulle.

Les deux conditions (égalité des variances et normalité des échantillons) nécessaires à l'application d'un test paramétrique sont respectées pour l'ensemble des RSB étudiés. C'est pourquoi nous allons utiliser un test de statistique paramétrique : **le test de Student.**

Annexe 16 : Détermination du test statistique utilisé pour la comparaison des moyennes des scores mesurés en fonction du RSB (GROUPE SEMI-FERME)



Egalité des variances : Test de Fischer-Snedecor

Conditions de test :

$N1 = N2 = 8$, alors $7 = \nu_1 = \nu_2$. Par lecture de la table (Annexe 6), on a donc $F_{th} = 3,79$

Hypothèses de test :

$H0 : F_{obs} < F_{th}$, hypothèse nulle : les variances des échantillons sont homogènes,

$H1 : F_{obs} > F_{th}$ hypothèse alternative : les variances des échantillons ne sont pas homogènes.

Résultats

Test de variance de Fischer-Snedecor, $p < 0,05$, $n=8$					
Fréquences	9	6	3	0	-3
Valeur de F_{obs}	2,0559	2,0043	2,1268	1,0263	1,2912
Hypothèse admise	$H0$	$H0$	$H0$	$H0$	$H0$

Analyse

$H0$ est validée pour l'ensemble des RSB étudiés. Cela signifie que les variances ont des valeurs suffisamment proches pour que l'on accepte l'idée qu'elles soient homogènes.

Normalité des échantillons : Test de Shapiro-Wilk

Dans notre cas $n = 8$, alors $W_{th} = 0,818$ (Annexe 7)

Hypothèses de test :

$H0 : W_{obs} < W_{th}$, hypothèse nulle : la distribution est considérée comme normale,

$H1 : W_{obs} > W_{th}$, hypothèse alternative : la distribution n'est pas considérée comme normale.

Résultats

Test de normalité de Shapiro-Wilk, $p < 0,05$, $n=8$					
Fréquences	9	6	3	0	-3
Valeur de W_{obs}	0,8208	0,8723	0,9276	0,9075	0,9624
Hypothèse admise	$H0$	$H0$	$H0$	$H0$	$H0$

Analyse

L'échantillon sur la fréquence 250 Hz, ne permet pas de valider l'hypothèse nulle.

Les deux conditions (égalité des variances et normalité des échantillons) nécessaires à l'application d'un test paramétrique sont respectées pour l'ensemble des RSB étudiés. C'est pourquoi nous allons utiliser un test de statistique paramétrique : **le test de Student.**

Annexe 17 : Listes de Lafon dissyllabiques

AUDIOMETRIE VOCALE

Listes dissyllabiques

Test phonétique de J.-C. Lafon

Patient _____

Date	Voix		Voix		Voix		Voix		Voix	
	M		M		M		M		M	
Audiomètre	F		F		F		F		F	
	E		E		E		E		E	
Opérateur	CD 2 <i>plate</i>									
	1	3 13 23	2	4 14 24	3	5 15 25	4	6 16 26	5	7 17 27
Observations	devant		genou		repas		volcan		cheval	
	facteur		lundi		milieu		refrain		parfum	
	bassin		sommeil		sapin		tailleur		sabot	
	citron		cerceau		sourcil		tissu		concert	
	dossier		buffet		museau		signal		poussin	
	jumeau		ballon		talon		soldat		muguet	
	caillou		patron		cadeau		départ		noyau	
	galop		mendiant		réveil		boucher		dîner	
	prénom		voisin		bouquet		berger		métal	
	poulain		rôti		grenier		moineau		désert	
		/ 10		/ 10		/ 10		/ 10		/ 10

Voix		Voix		Voix		Voix		Voix		
M		M		M		M		M		
F		F		F		F		F		
E		E		E		E		E		
CD 2 <i>plate</i>										
6	8 18 28	7	9 19 29	8	10 20 30	9	11 21 31	10	12 22 32	
velours		maillot		repos		renard		neveu		
jeudi		docteur		cheveu		meunier		moteur		
chausson		palais		tunnel		salon		salut		
costume		dessert		serpent		pinceau		français		
dessin		buvard		sifflet		sommier		ruisseau		
balai		chagrin		cadran		ruban		début		
carré		journal		bourgeon		hangar		printemps		
fagot		filet		métier		visage		lilas		
lampion		maçon		canard		couteau		canon		
traîneau		secours		moulin		billet		bijou		
	/ 10		/ 10		/ 10		/ 10		/ 10	

Annexe 18 : Etude complémentaire portant sur l'importance du choix de la taille des dômes

Cette étude a eu lieu dans les locaux de TP d'audioprothèse de la Faculté de Pharmacie. Le matériel utilisé est le suivant :

- Appareils de type mini-BTE, de marque Phonak ainsi que le logiciel de programmation adapté.
- Le module in vivo de l'Aurical FreeFit
- Oreille en silicone
- Embouts sur-mesure et dômes standards

Caractéristiques de l'oreille en silicone

Cette dernière moulée à partir d'une oreille réelle, par un ancien élève d'audioprothèse représente de manière assez identique une oreille standard. Cela de par ses caractéristiques anatomiques et acoustiques.

Nous avons choisi de boucher l'extrémité interne du conduit auditif par l'intermédiaire d'un embout d'inserts. Cela nous a permis de simplifier le montage en venant mesurer l'énergie en fond de conduit via la sonde in vivo en la faisant passer par le « tuyau » du bouchon.

De plus, la présence du bouchon est satisfaisante d'un point de vue acoustique, puisque le REUG de l'oreille disposée ainsi, est tout à fait convenable.



Résonance naturelle de l'oreille en silicone



Oreille en silicone utilisée



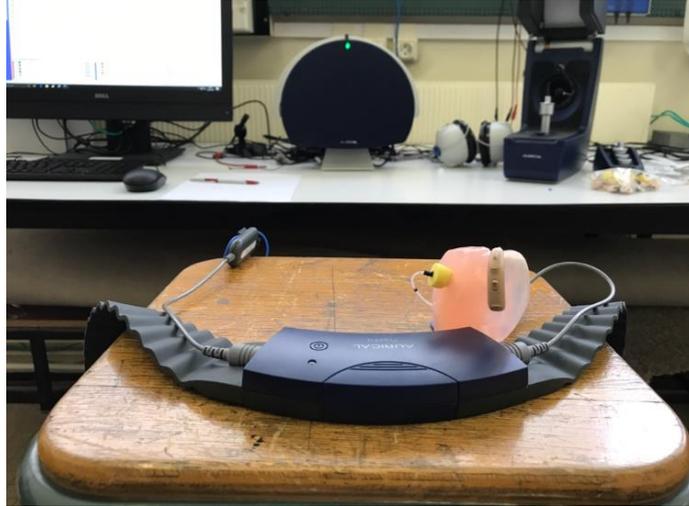
Face "interne" de l'oreille en silicone



Disposition de la sonde

Sa disposition

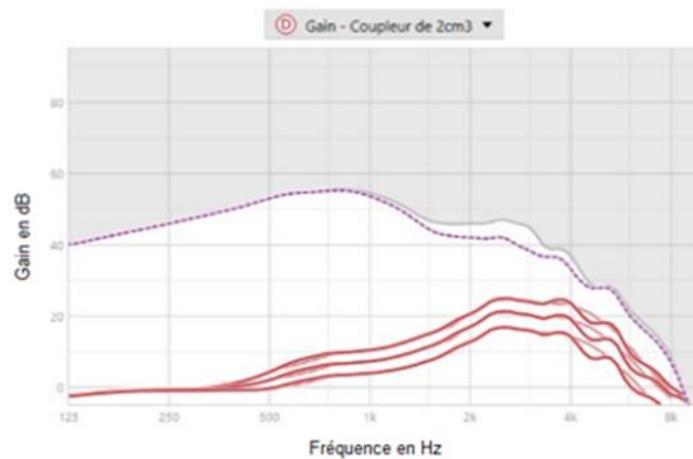
Afin de simuler la situation idéale pour les mesures in situ, l'oreille est placée de face à une distance d'un mètre et à la hauteur du haut-parleur. Pour réaliser des mesures comparables, la position de l'oreille est toujours la même.



Disposition pendant les mesures

L'aide auditive

L'appareil Phonak de type BTE utilisé est réglé avec les réglages fabricants donnés pour une surdité moyenne d'un patient fictif créé.



Réglages de l'aide auditive

Coupleurs auriculaires

L'aide auditive est couplée à l'oreille en silicone par l'intermédiaire d'un tube fin. Les embouts auriculaires utilisés sont au nombre de trois.

Ils sont tous du même type mais différents par leur taille.

Embouts standards semi-fermés : small, medium, large.

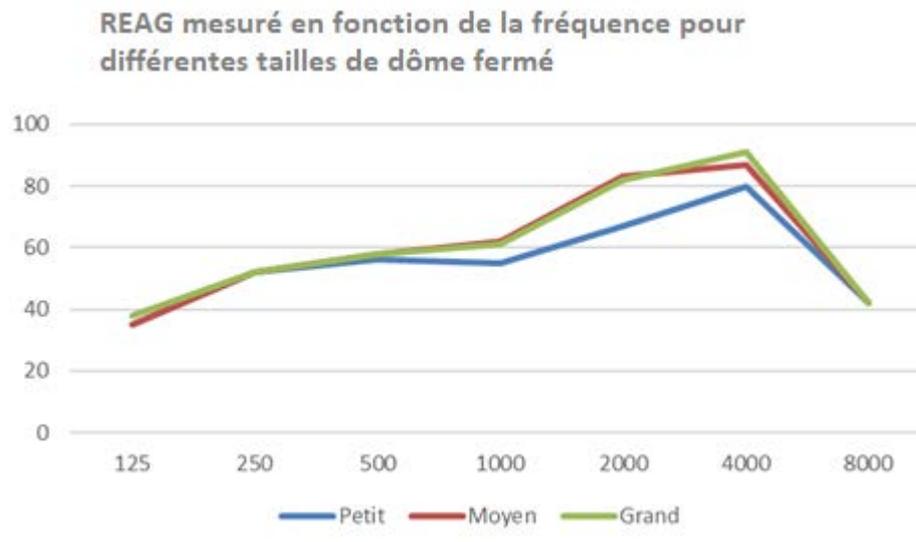


Passation

La mesure du REAG (Real Ear Aided Response) est réalisée avec les trois dômes.

Pour cela nous utilisons un signal ISTS avec un niveau d'entrée de 65 dB SPL.

Résultats



Analyse

On observe des différences de gain non négligeables entre le gain obtenu avec petit dôme et ceux obtenus avec les dômes moyen et grand.

Cela confirme que la taille idéale pour le conduit de l'oreille en silicone est le MOYEN. Le SMALL est à l'origine de fuites conséquentes qui ne devraient pas être présentes dans le cas d'un appareillage fermé. Tandis que le LARGE équivaut acoustiquement au MEDIUM mais sera moins confortable.

Le choix de la taille doit être rigoureux comme nous le montrent les manipulations réalisées.

COUPLEURS AURICULAIRES : COMPARAISON ENTRE LES EMBOUTS SUR-MESURE ET CEUX DITS A ADAPTATION IMMEDIATE (DOMES)

Soutenue le 9 novembre 2017

par Antoine BILY

RESUME

Le développement de l'audioprothèse est marqué par d'importantes et de remarquables évolutions technologiques. Cependant, il ne faut pas perdre de vue qu'une aide auditive est un système électro-acoustique. C'est pourquoi, il ne faut négliger l'influence des coupleurs auriculaires définis comme l'ensemble des éléments établissant la liaison entre l'aide auditive et l'oreille externe. Depuis quelques années, des coupleurs auriculaires standards sont une alternative immédiate aux embouts sur-mesure.

Le but de ce mémoire est de comparer les deux types de solutions sous différents aspects : le confort et l'efficacité prothétique. Aussi la détermination des équivalences prothétiques entre les deux types d'adaptation est la finalité souhaitée de ce travail. Pour cela, ce dernier se compose d'une étude clinique et d'une étude objective.

MOTS CLES

AUDIOPROTHESE COUPLEUR AURICULAIRE EMBOUTS SUR-MESURE DOMES
CONFORT EFFICACITE PROTHETIQUE