

INSTITUT DES SCIENCES ET TECHNIQUES DE LA READAPTATION

Directeur Professeur Jacques LUAUTE

Etude de l'influence de l'ouverture de l'embout auriculaire sur l'efficacité des systèmes et algorithmes d'amélioration du rapport signal sur bruit d'Appareils Auditifs haut de gamme adaptés à des presbycousies sensorielles légères.

MEMOIRE présenté pour l'obtention du

DIPLOME D'ETAT D'AUDIOPROTHESISTE

par

DENISOT Jack

Autorisation de reproduction

LYON, le 20 Octobre 2023

David COLIN
Responsable de l'Enseignement

N° (du permis d'imprimer)
996



Président
Pr Frédéric FLEURY

Vice-président CFVU
M. CHEVALIER Philippe

Vice-président CA
M. REVEL Didier

Vice-président CS
M. VALLEE Fabrice

Directeur Général des Services
M. ROLLAND Pierre

Secteur Santé

U.F.R. de Médecine Lyon Est
Directeur
Pr. RODE Gilles

U.F.R d'Odontologie
Directeur
Pr. SEUX Dominique

U.F.R de Médecine Lyon-Sud
Charles Mérieux
Directrice
Pr BURILLON Carole

Institut des Sciences Pharmaceutiques
et Biologiques
Directrice
Pr VINCIGUERRA Christine

Département de Formation et
Centre de Recherche en Biologie
Humaine
Directeur
Pr SCHOTT Anne-Marie

Institut des Sciences et Techniques de
Réadaptation
Directeur
Pr LUAUTE Jacques

Comité de Coordination des
Etudes Médicales (CCEM)
Pr COCHAT Pierre

Secteur Sciences et Technologies

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

Directeur

M. VANPOULLE Yannick

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

Directeur

M. LEBOISNE Nicolas

Institut National Supérieur du Professorat et de l'éducation (INSPé)

Directeur

M. CHAREYRON Pierre

UFR de Sciences et Technologies

Directeur

M. ANDRIOLETTI Bruno

POLYTECH LYON

Directeur

Pr PERRIN Emmanuel

IUT LYON 1

Directeur

M. VITON Christophe

Ecole Supérieure de Chimie Physique Electronique de Lyon (ESCPE)

Directeur

M. PIGNAULT Gérard

Observatoire astronomique de Lyon

Directeur

Mme DANIEL Isabelle

Table des matières

INTRODUCTION.....	1
THEORIE.....	3
I. Les phénomènes acoustiques dans l'oreille externe.....	3
1. Le CAE comme tuyau sonore	3
2. Le Gain Naturel de l'Oreille (GNO)	4
II. L'Effet acoustique de l'embout auriculaire.....	4
1. L'effet d'occlusion ou autophonation	4
2. L'ouverture de l'embout auriculaire contre l'autophonation	6
a. L'évent comme sortie du son	6
i. La notion de masse acoustique de l'évent.....	6
ii. La fuite acoustique des fréquences graves.....	8
iii. L'effet Larsen et la fuite acoustique des fréquences aiguës	9
b. L'évent comme entrée du son	10
i. Filtre Passe-Bas des sons entrant	10
ii. Effet combiné de l'évent et de l'amplification	11
c. Impact de l'évent sur les performances de l'AA et sur le RSB.....	12
III. L'altération de l'intelligibilité chez les patients atteints de presbycousie.....	14
1. La presbycousie	14
2. Détérioration de la sélectivité fréquentielle.....	14
a. Les filtres auditifs.....	14
b. Le rapport Signal/Bruit (RSB)	15
c. Définition mathématique du RSB	16
d. Le rôle des AA dans l'amélioration du RSB.....	16
i. La directivité microphonique	16
ii. Les réducteurs de bruit	17
IV. Quantification des effets acoustiques dans le CAE par la mesure in vivo.....	17
1. Principe de la mesure in vivo	17
2. Définition des différentes mesures (norme NF EN 61669 (2016)).....	18
a. REUR/REUG	18
b. REOR/REOG	18
c. REAR/REAG	18
d. REIG/REOIG	19
3. Les signaux stimuli en fonction de l'application de la REM	19
4. Règles à respecter et fiabilité de la mesure REM.....	20

ETUDE EXPERIMENTALE OBJECTIVE : étude de l'influence du degré d'ouverture de l'embout auriculaire sur la réduction de bruit d'une AA haut de gamme.....	21
I. Protocole.....	21
1. Matériel de mesure	21
2. Choix de l'Aide Auditive	21
3. Les embouts testés.....	22
4. Méthode de réglage de l'AA	22
a. Le choix de l'audiogramme de référence	22
b. Un réglage par embout testé.....	23
5. Création des programmes de tests	25
6. Le contrôle de l'ouverture de l'embout par mesure du REOG	25
7. La méthode de mesure de réduction de bruit	26
a. Le module Freestyle	26
b. Les signaux et les RSB testés	26
8. Synthèse des variables testées et de leurs combinaisons.....	27
a. Les Variables.....	27
b. Le nombre de mesures avec AA.....	28
i. Embouts standards.....	28
ii. Embouts sur-mesure	28
9. Données récoltées.....	29
a. Les données du module « réponse oreille fermée »	29
b. Les données du module « Freestyle »	29
c. Le calcul de la réduction de bruit et limites de la méthode.....	30
II. Résultats	30
1. Le REUG.....	30
2. Etude dômes standards :	31
a. Résultats des REOG	31
b. Résultat de la réduction de bruit.....	33
i. Bruits seuls et signal ISTS seul	33
ii. Signaux ISTS+Bruit : étude du RSB	35
3. Etude embouts sur-mesure :	36
a. Résultats des REOG	36
b. Résultat de la réduction de bruit.....	38
i. Bruits seuls et signal STS seul	38
ii. Signaux ISTS+Bruit : étude du RSB	40
4. Discussion	40

ETUDE EXPERIMENTALE SUBJECTIVE : étude de l'influence de l'ouverture de l'embout auriculaire sur les scores d'intelligibilité dans le bruit de patients équipés d'AA haut de gamme (N=9).	42
I. Protocole expérimental	42
1. Matériel de mesure et disposition	42
2. Les AA et embouts testés	42
3. Les critères d'inclusion des sujets testés	43
4. Elaboration du test vocal dans le bruit	43
a. Choix du matériel phonétique	43
b. Variables et nombre de mesures	44
c. Diffusion des signaux	45
d. La configuration du test dans OTOSuite	46
e. Passation du test	47
II. Résultats et discussion	49
1. Le contrôle des REOG par mesure in vivo	49
2. Approche analytique	50
3. Approche statistique	51
a. Statistiques descriptives	51
b. Test statistique ANOVA à mesures répétées sous le logiciel JASP	52
4. Limites du test	55
CONCLUSION	56
Bibliographie	58

Table des illustrations

Figure 1 : représentation du CAE dans la théorie du tuyau fermé/ouvert.....	3
Figure 2 : exemple de gain apporté par les résonances du pavillon (vert) et du CAE (bleu), pour un azimut à 45° dans un plan horizontal (Dancer & Minary, 2016).....	4
Figure 3 : illustration de l'effet d'occlusion généré par un embout inséré avant le 1 ^{er} coude du CAE.....	5
Figure 4 : effet de l'évent (dB), en fonction de la longueur L et du diamètre de l'évent (Ø=1, 2, 3mm). En pointillés L=22mm, en trait plein L=6mm (Kuk & Keenan, 2006).	8
Figure 5 : gain limite avant Larsen en fonction du Ø de l'évent pour un BTE réglé pour une presbyacousie moyenne : Source : (Kuk & Keenan, 2006)	9
Figure 6 : à gauche courbes des REOG, à droite courbes des REIG (AA éteints) en fonction de l'ouverture de l'embout. Source : (Dillon, 2001).	10
Figure 7 : effet de la phase sur l'effet combiné. En Haut : courbes pour des déphasages de 0, 120, 170 degrés, en Bas : effet de filtrage en peigne Source : (Dillon, 2001)	11
Figure 8 : explication de l'enveloppe et de la structure fine d'un message de parole ISTS. Source : (Delerce, 2020).....	13
Figure 9 : courbes psychoacoustiques pour les fréquences caractéristiques 1kHz et 10kHz, source : (Kramer & Brown, 2019)	15
Figure 10 : enveloppe en rouge et structure fine en bleu d'un signal de parole, source : (Lorenzi & Chaix, 2016)	15
Figure 11 : dégradation de l'enveloppe en fonction de la fréquence de coupure du filtre passe-bas appliqué au signal, source : (Moore, 2008).....	15
Figure 12 : fonction d'importance fréquentielle d'un message de parole, source : (Ricketts, et al., 2019).....	16
Figure 13 : schéma illustrant l'approche directionnelle traditionnelle, source : (Duroc, 2023)	16
Figure 14 : module in vivo Aurical	21
Figure 15 : positionnement de la sonde pour les mesures in vivo.....	21
Figure 16 : de gauche à droite, Dômes Open/Closed/Power.....	22
Figure 17 : embout sur-mesure type canule lors du montage avec un écouteur M.....	22
Figure 18 : représentation de l'audiogramme simulé PTA=32dB	22
Figure 19 : positionnement de la sonde pour la calibration	23
Figure 20 : validation de la calibration de la sonde.....	24
Figure 21 : validation de la position de la sonde et mesure du REUG	24
Figure 22 : affichage de la mesure de la courbe de réponses du couplage acoustique	25
Figure 23 : alignement des réponses sur les courbes cibles NAL-NL2	25
Figure 24 : positionnement de la sonde avec l'assistant OTOSuite.....	26
Figure 25 : configuration des stimuli (1 à 5) et réglage du RSB dans le module Freestyle d'OTOSuite.....	27
Figure 26 : courbe représentative du REUG de l'oreille gauche	30
Figure 27 : courbes représentatives des gains de l'oreille occluse REOG, des pertes d'insertion (REOIG) en fonction des différents types de dômes standards et superposition des courbes des REOG	32
Figure 28 : Différence de gain (atténuation) entre la configuration AVEC (débruiteurs+directivité) et la configuration SANS (débruiteurs+directivité désactivés) par bande de fréquences (1/3 d'octave) en fonction des types de dômes standards et du type du signal.	33
Figure 29 : superposition des courbes d'atténuation (open, closed, power) pour chaque type de bruit (BB et SN)	34

Figure 30 : histogramme des différences de gains (atténuation) entre le programme AVEC et le programme SANS en fonction des différents RSB pour le type de dôme standard OPEN.	35
Figure 31 : courbes d'atténuations globales (différence entre les programmes AVEC et SANS) en fonction du RSB du signal d'entrée et du type de dôme.....	36
Figure 32 : courbes représentatives des gains de l'oreille occluse REOG, des pertes d'insertion (REOIG) en fonction des différents Ø d'évent.	37
Figure 33 : superposition courbes des pertes d'insertion (REOIG) en fonction des Ø de l'évent	38
Figure 34 : Différence de gain (atténuation) entre la configuration AVEC (débruiteurs+directionnalité) et la configuration SANS (débruiteurs+directionnalité désactivés) par bande de fréquences (1/3 d'octave) en fonction du Ø de l'évent et du type du signal.	39
Figure 35 : courbes d'atténuations globales (différence entre les programmes AVEC et SANS) en fonction du RSB du signal d'entrée, du type de bruit et du Ø de l'évent	40
Figure 36 : à gauche, disposition schématique des HP, source : (Lasry & Del Rio, 2012), à droite photographie de la disposition réelle dans la cabine.....	42
Figure 37 : dômes testés : open à gauche et power à droite	42
Figure 38 : Audiogrammes de l'oreille droite (à gauche) et de l'oreille gauche (à droite). La courbe en trait plein représente la moyenne des 9 sujets, les tirets représentent les valeurs min et max des pertes pour chaque fréquence.....	43
Figure 39 : illustration des variables VI et du nombre de combinaisons (mesures des scores d'intelligibilité.....	45
Figure 40 : choix de la liste cochléaire de Lafon avec préfixe M	46
Figure 41 : configuration des émissions des signaux	46
Figure 42 : configuration du pas de réglage de l'intensité testée et de l'indication manuelle du RSB	46
Figure 43 : illustration du réglage du RSB+3dB	47
Figure 44 : configuration des scores et de la lecture des listes	47
Figure 45 : ordre de passage des mesures en fonction des modalités testées.....	48
Figure 46 : courbes représentatives des REUG et REOG des oreilles droites et gauches pour chaque sujet.....	49
Figure 47 : comparaison des moyennes des scores d'intelligibilité entre les dômes open et power en fonction des RSB.....	50
Figure 48 : boîtes à moustaches représentant l'étendue des mesures, le 1 ^{er} et 3 ^{ème} quartile, la médiane et en rouge la moyenne, pour les 2 dômes open à gauche et power à droite.....	51
Figure 49 : graphiques descriptifs des scores en fonction du RSB avec les intervalles de confiance à 95%	52
Figure 50 : résultats statistiques des effets significatifs des variables sur la différence des moyennes observées.....	53
Figure 51 : détail des moyennes des mesures pour les modalités « sans » et « avec ».....	53
Figure 52 : diagrammes descriptifs faisant apparaître les modalités CP et SN.....	54
Figure 53 : résultat du test non paramétrique	55
Annexe 1 : Captures partielles du type de données importées dans excel à partir d'OTOSuite	61
Annexe 2 : Exemple de synthèse des données pour la variable d'embout std OPEN.....	62
Annexe 3 : Résultats de mesures des scores d'intelligibilités sur les 9 sujets testés.....	63
Annexe 4 : Mise en forme des données dans le fichier .csv pour le test ANOVA à plusieurs facteurs	64

Remerciements

En premier lieu j'adresse mes remerciements particuliers à Monsieur Guillaume Morel, Audioprothésiste DE Lyon, qui fut mon maître de stage pour les deux stages de 2^{ème} et 3^{ème} année, pour m'avoir permis d'effectuer mon stage dans son centre d'audioprothèse Morel Audition Sonance, de m'avoir accompagné dans la réalisation de mon mémoire, pour sa grande disponibilité et plus généralement pour tout le savoir qu'il m'a transmis.

Un grand merci à Monsieur Romain Aizin, Audioprothésiste DE Lyon dans le même centre, pour le partage de son savoir, pour sa grande disponibilité et pour m'avoir également aidé dans la réalisation du mémoire.

Ces remerciements chaleureux s'étendent également vers Madame Muriel Morel, Assistante technique et Responsable administrative du centre, qui a géré la communication avec l'ISTR Lyon1 et les formalités administratives concernant le déroulement des stages, mais aussi pour sa grande disponibilité et le partage de son savoir.

Je remercie mon responsable de mémoire Monsieur David Colin pour ses conseils et les relectures.

Je remercie Nicolas Rea, responsable technico-commercial Otometrics, pour sa disponibilité et l'aide apportée sur l'utilisation de modules spécifiques au logiciel OTOSuite.

Ce mémoire marque l'aboutissement de trois années de formation d'audioprothésiste à l'ISTR Lyon1 qui s'inscrivent dans une reconversion professionnelle dans laquelle j'ai été accompagné par Mr Gallego, Mr Colin, Mme Villalon et Mr Lenne (responsable de la cellule formation continue de l'UCBL Lyon1) que je remercie beaucoup.

INTRODUCTION

La presbycousie sensorielle est un phénomène d'apparition progressive, lié à l'âge, au cours duquel la personne perd la capacité d'entendre et de distinguer les sons les plus aigus, ce qui provoque des difficultés de compréhension de la parole, en particulier en milieu bruyant. Cette surdité touche de façon relativement symétrique les deux oreilles. Une presbycousie sensorielle débutante se caractérise donc par une perte tonale moyenne légère avec une bonne conservation des fréquences graves, elle représente déjà un grand nombre de cas de réadaptations prothétiques qui est amené à croître avec le vieillissement de la population et la démocratisation de l'appareillage impulsée par la réforme 100% Santé. Or c'est paradoxalement la faible importance de cette perte qui induit une contrainte importante dans le processus d'appareillage : l'effet d'occlusion. Cet effet traduit la perception déformée de la propre voix du patient provoquée par l'insertion de l'embout auriculaire dans le conduit auditif externe (CAE), d'autant plus important que l'embout est étanche et qui s'explique par le fait que les vibrations laryngées transmises par les voies cartilagineuses ne peuvent plus s'échapper par le CAE, se retrouvant bloquées dans le volume résiduel entre l'embout et la membrane tympanique et devenant audibles. Deux solutions permettent d'éviter cet effet d'occlusion, ouvrir l'embout ou au contraire l'insérer plus profondément pour atteindre la partie osseuse du CAE et bloquer la transmission des vibrations laryngées, cette dernière solution étant beaucoup plus délicate à mettre en œuvre. L'ouverture de l'embout par un évent ou l'adaptation d'un dôme standard ouvert type « open » sont les pratiques les plus courantes, générant une autre problématique, l'entrée directe des sons parasites qui ne passent pas par le traitement du son des AA et qui dégraderaient sensiblement, d'après certaines études, la compréhension dans

le bruit par rapport à un embout occlus. Or l'amélioration de la compréhension dans le bruit est l'attente première du malentendant qui consulte pour un appareillage et qui s'oriente souvent vers des AA haut de gamme pour cette raison, d'autant plus s'il est actif. L'objectif de ce mémoire est dans une première partie objective d'observer l'influence du degré d'ouverture de l'embout auriculaire sur la réduction de bruit d'une AA haut de gamme et dans une deuxième partie portant sur une étude de cas (9 sujets) d'observer la différence d'intelligibilité générée par le type d'embout entre un dôme standard open et un dôme standard très obturant (power) toujours adaptés sur une AA haut de gamme. L'étude se concentre donc sur la réduction de bruit et ne traite pas l'effet d'occlusion qu'il conviendrait d'étudier également pour conclure sur la problématique principale. Afin d'apporter une observation la plus exhaustive possible, l'effet du degré d'ouverture de l'embout sur la réduction de bruit sera associé à l'étude d'autres facteurs tels que le type de bruit parasite et le rapport Signal sur Bruit du signal de stimulation.

THEORIE

I. Les phénomènes acoustiques dans l'oreille externe

Lien avec le sujet du mémoire : expliquer les phénomènes acoustiques se produisant dans l'oreille externe et plus particulièrement dans le CAE et de comprendre l'allure des courbes de gain naturel de l'oreille qui seront mesurées dans la partie expérimentale.

1. Le CAE comme tuyau sonore

Etayé par le cours de physique acoustique de 1^{ère} année (Adessi, 2020) un tuyau sonore est un système acoustique donnant lieu à des résonances basées sur l'apparition d'ondes stationnaires. Le CAE peut être modélisé par un tuyau sonore ouvert côté conque et fermé

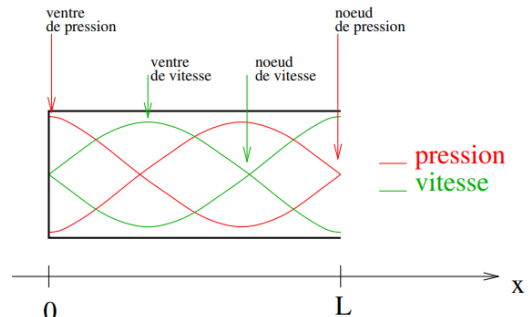


Figure 1 : représentation du CAE dans la théorie du tuyau fermé/ouvert

côté tympan (Figure 1) dont les résonances obéissent à la formule :

$$f_n = \frac{c}{4L} (2n + 1)$$

f_n : fréquence de résonance de l'harmonique n (Hz)

c : célérité du son ($m \cdot s^{-1}$)

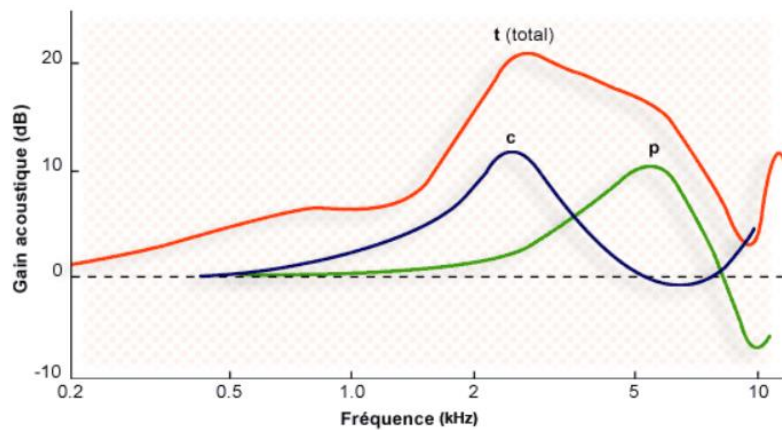
L : longueur du tuyau (m)

n : 1,2,3,... = mode de résonance (rang de l'harmonique)

f_1 est définie comme la fréquence fondamentale de l'onde stationnaire de résonance et f_2, f_3, f_4, \dots , sont les fréquences des harmoniques de cette même onde. A noter que les harmoniques sont d'ordre impair, $f_2=3xf_1, f_3=5xf_1, f_4=7xf_1, \dots$, et que la fréquence de résonance est inversement proportionnelle à la longueur du CAE.

2. Le Gain Naturel de l'Oreille (GNO)

Les effets des résonances décrites précédemment peuvent être quantifiés par une mesure de pression acoustique au niveau du tympan en réponse à un signal sonore présenté en champ libre. Le gain acoustique naturel de l'oreille (GNO) ou REUG (Real Ear Unaided Gain)



c'est-à-dire sans aide auditive peut ainsi être calculé et sa courbe représentative en fonction de la composition fréquentielle du signal mesuré permet de montrer que le pic de résonance total se situe aux alentours de 3kHz (moyenne d'une population étudiée) et peut atteindre 20dB (Dancer & Minary, 2016) comme illustré Figure 2. Chaque CAE possède donc un GNO qui lui est propre, en d'autres termes le GNO représente l'empreinte acoustique d'une oreille.

II. L'Effet acoustique de l'embout auriculaire

Lien avec le sujet du mémoire : expliquer l'impact de l'embout auriculaire sur les phénomènes acoustiques dans le CAE, permettant de comprendre les avantages et inconvénients d'ouvrir le couplage acoustique dans l'appareillage de patients presbycusiques avec une bonne conservation des fréquences graves.

1. L'effet d'occlusion ou autophonation

L'effet d'occlusion se définit par une augmentation de la perception des composantes fréquentielles graves d'un son (Stenfelt & Reinfeld, 2007). L'autophonation est un effet d'occlusion qui traduit l'altération de sa propre voix et pour

en comprendre la cause, rappelons de manière synthétique les principes de transmission et de réflexion d'une onde plane entre deux milieux. Naturellement une onde sonore cherchera à se propager vers les milieux où l'impédance acoustique (ou résistance acoustique) sera la plus faible en d'autres termes elle privilégiera de s'échapper vers

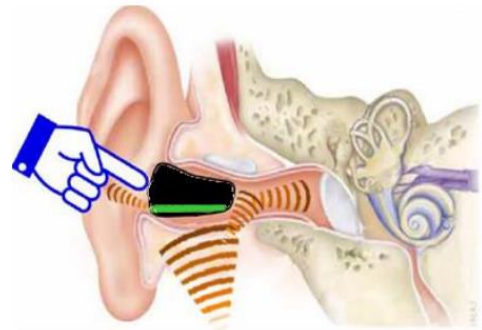


Figure 3 : illustration de l'effet d'occlusion généré par un embout inséré avant le 1^{er} coude du CAE

un milieu dont l'indice de réflexion se rapproche le plus du milieu de la source sonore. Dans le cas de l'autophonation, la source sonore de production de la voix est représentée par le larynx et ses cordes vocales qui émettent une onde vibratoire de propagation de fréquence laryngée f_0 appelée aussi fréquence usuelle de résonance ou fondamental laryngé, qui diffère pour chaque individu en fonction du sexe et de l'âge, ainsi pour un homme f_0 se situe entre 100 à 150 Hz, pour une femme entre 200 à 300 Hz et pour un enfant entre 300 à 450 Hz (Coudert, 2020), le son laryngé est donc un son grave. Notons que le milieu de la source est un milieu aérien. Cette vibration se propage ensuite dans les cavités supérieures (pharynx, bouche, nez) qui sont toujours des milieux aériens, cependant une partie va se propager par conduction dans les tissus adjacents en quittant le milieu aérien vers des milieux solidiens (cartilage, os) pour atteindre le CAE. Les tissus cartilagineux sont plus « mous » que les tissus osseux, ils opposeront moins de réflexion au son laryngé qui privilégiera cette voie pour se propager. Du point de vue du CAE, c'est donc la partie cartilagineuse du conduit qui transmet la vibration laryngée, si le CAE est obstrué en amont du 1^{er} coude par l'embout auriculaire d'une aide auditive par exemple (Figure 3), ces ondes ne peuvent plus s'échapper elles se retrouvent emprisonnées et génèrent des ondes stationnaires et des résonances qui, en faisant vibrer la membrane tympanique,

deviennent audibles (Geal-Dor & and al., 2020). Etant donné que le son laryngé se caractérise par sa fréquence fondamentale grave c'est pour cette raison que l'effet d'occlusion incrimine les fréquences graves de la voix, ainsi en bouchant l'oreille juste à l'entrée du CAE le gain résultant de l'effet d'occlusion (différence de la pression acoustique au niveau du tympan entre une configuration CAE occlus et une configuration CAE ouvert) peut être supérieur à 40dB aux environs de 200Hz (Stenfelt & Reinfeld , 2007).

2. L'ouverture de l'embout auriculaire contre l'autophonation

a. L'évent comme sortie du son

Avant d'évoquer l'évent, une solution pour éviter l'effet d'occlusion généré par l'embout auriculaire d'une AA serait une insertion longue jusqu'au 2^{ème} coude et au-delà couvrant toute la partie cartilagineuse du CAE entravant ainsi la propagation du son laryngé par les tissus cartilagineux, cette solution reste plus délicate à mettre en œuvre d'autant plus que la partie osseuse du CAE est la plus sensible (Flynn, 2003). Dans le cas d'une fabrication d'embout sur mesure, même si la prise d'empreinte auriculaire veille à obtenir une empreinte la plus profonde possible notamment pour limiter les effets d'occlusion, les contraintes anatomiques du CAE ne permettent souvent pas l'obtention d'un embout annulant complètement ces résonances. La solution la plus répandue réside dans l'ouverture de l'embout par un évent qui laisse échapper ces vibrations laryngées.

i. La notion de masse acoustique de l'évent

D'un point de vue mécanique des fluides, les propriétés de l'air confèrent à l'évent le comportement d'une colonne d'air possédant une masse et dans laquelle se produisent des effets de frottements, de compressibilité et de viscosité ou inertie acoustique (Stenfelt & Reinfeld , 2007) qui définissent l'impédance Z d'un système. Rappelons que l'impédance est le rapport de la cause sur l'effet qu'elle produit, dans

notre cas acoustique, $Z_{acoustique} = \frac{P(x,t)}{V(x,t)}$, le rapport entre la pression acoustique sur la vitesse particulaire qu'elle produit (Adessi, 2020). Les frottements entre couches laminaires et avec des parois s'expriment par la résistance acoustique $R [kg.m^{-4}.s^{-1}]$, ou [*Ohms acoustiques*] par analogie à la résistance électrique par dissipation d'énergie. La compressibilité s'exprime par la compliance $C = \frac{V}{\rho c^2} [m^4.s^2.kg^{-1}]$, l'analogie électrique la représente par la capacité $C [F]$ ($i = C \frac{dU}{dt}$) qui rappelle que la compliance est inversement proportionnelle à l'impédance ($Z = \frac{1}{jCw}$ avec $w = 2\pi f$) et les effets de compressibilité dépendent également de la variation de vitesse particulaire de l'air (vitesse d'oscillations des tranches d'air autour de leur point d'équilibre), l'impédance augmente lorsque les fréquences diminuent. L'inertie acoustique est traduite par la masse acoustique $M = \frac{\rho l}{A} [kg.m^{-4}]$ ou [*Henry*] par analogie à l'inductance électrique $L (U = L \frac{di}{dt})$ avec ρ la densité de l'air [$kg.m^{-3}$], l la longueur de l'évent [m] et A la section de l'évent [m^2]. L'analogie électrique donne également l'impédance électrique ($Z = jLw$) qui diminue lorsque les fréquences diminuent. Cette masse acoustique rappelle que, comme la tension aux bornes d'une bobine est proportionnelle à la variation du débit de courant, l'effet de viscosité dépend de la variation de la vitesse particulaire de l'air. L'emprunt des dimensions électriques est justifié par le fait que des études sur l'effet d'occlusion utilisent des modélisations pour simuler et prédire l'effet d'occlusion (Stenfelt & Reinfeld, 2007). La masse acoustique est principalement utilisée pour calculer l'impédance de l'évent, elle ne dépend que du rapport de la longueur sur la section de l'évent, nous pouvons retenir que surmonter l'inertie de l'air dans l'évent se trouvera plus facile pour une petite masse acoustique que pour une grande et il existe une corrélation linéaire croissante

de l'effet d'occlusion (en dB) en fonction de la masse acoustique. Ainsi sans toucher à la longueur d'évent, augmenter le diamètre permet d'atténuer l'effet d'occlusion (Kuk & Keenan, 2006).

ii. La fuite acoustique des fréquences graves

La Figure 4 (Kuk & Keenan, 2006) illustre l'effet de l'évent sur la pression acoustique en sortie d'une aide auditive, au niveau du tympan, en fonction de la longueur et du diamètre de l'évent, relatif à un embout occlus qui serait ici représenté par une courbe plate en 0. Nous

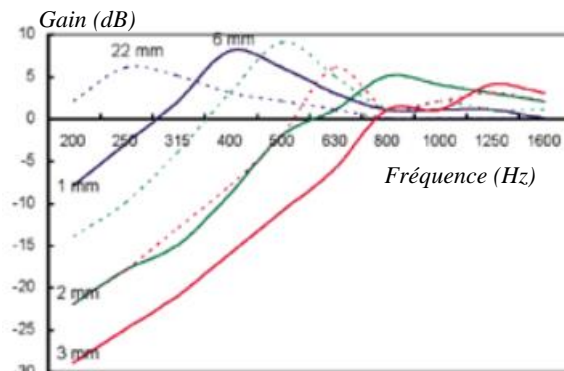


Figure 4 : effet de l'évent (dB), en fonction de la longueur L et du diamètre de l'évent ($\varnothing=1, 2, 3\text{mm}$). En pointillés L=22mm, en trait plein L=6mm (Kuk & Keenan, 2006).

observons que l'évent agit comme un filtre passe-haut ou Low-Cut, c'est-à-dire qu'il atténue les fréquences graves à partir d'une fréquence de coupure qui corrobore les notions d'impédances vues précédemment. En effet, en direction de la membrane tympanique les effets de compliance donnent une impédance qui augmente lorsque les fréquences diminuent, et en direction de l'évent les effets d'inertie (masse acoustique) donnent une impédance qui diminue lorsque les fréquences diminuent, il en résulte que les graves fuient vers l'impédance la plus faible c'est-à-dire à travers l'évent. Cette fuite privilégiée des graves par l'évent permet de comprendre que l'ouverture de celui-ci agit en faveur de la limitation de l'effet d'occlusion, ainsi chaque mm supplémentaire d'agrandissement du diamètre génèrerait une atténuation de 4dB (Kuk & Keenan, 2006). Par ailleurs la Figure 4 montre des pics de résonance générés par l'évent qui suivent la théorie du tuyau ouvert/fermé décrite précédemment selon laquelle la fréquence de résonance diminue avec l'accroissement de la longueur de l'évent.

iii. L'effet Larsen et la fuite acoustique des fréquences aiguës

L'effet Larsen peut être défini par une répétition de boucles d'amplification, la fuite du signal de sortie de l'aide auditive étant recaptée par les microphones puis réamplifiée jusqu'à saturation menant notamment au sifflement des appareils. Naturellement l'effet Larsen affecte davantage les fréquences sur lesquelles le gain d'amplification est important, il est donc tributaire du profil de la perte auditive. La fuite acoustique privilégiée des fréquences graves par l'évent peut constituer un facteur de l'effet Larsen mais dans le cas d'un profil de perte auditive présentant des graves bien conservés, cas rencontré dans les presbycousies légères à moyennes, les gains

faibles sur ces fréquences permettent une réserve de gain avant Larsen importante. Cependant, une perte conséquente sur les fréquences aiguës nécessitant des gains importants sur celles-ci, augmentent la quantité de fuite acoustique des sons aigus à travers l'évent et atteignent un niveau d'intensité à partir duquel les microphones les capteront. Toujours selon les études de (Kuk & Keenan, 2006) la Figure

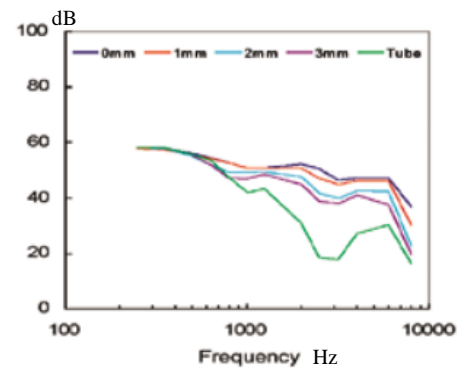


Figure 5 : gain limite avant Larsen en fonction du Ø de l'évent pour un BTE réglé pour une presbycousie moyenne : Source : (Kuk & Keenan, 2006)

5 montre que l'agrandissement du diamètre de l'évent est responsable de la diminution du gain limite avant Larsen sur les fréquences au-delà de 500Hz et que cette diminution peut chuter de 50dB à 20dB sur le 2KHz respectivement entre un embout occlus est un embout ouvert (courbe « tube »). Cette précision sur l'effet Larsen est importante pour le choix des profils de pertes auditives étudiées dans la suite du mémoire, en soulignant que le bénéfice de la fonction de l'évent contre l'effet d'occlusion est contre balancé par l'inconvénient de la réserve de gain avant Larsen dans le cas de pertes trop importantes dans les fréquences aiguës.

b. L'évent comme entrée du son

Si l'évent permet la sortie du son il peut également en permettre l'entrée. La question sous-jacente est donc de savoir dans quelle mesure ces sons directs perturbent le traitement du signal de l'AA ?

i. Filtre Passe-Bas des sons entrant

Comme entrée du son, l'évent se comporte comme un filtre Passe-Bas, il laisse passer les fréquences graves et atténue les fréquences aiguës. Le diagramme de gauche sur la Figure 6 (Dillon, 2001) représente les REOG (Real Ear Occluded Gain), c'est-à-dire la différence entre la pression acoustique (en dB) au niveau du tympan et la pression de référence à l'entrée du CAE en fonction du diamètre d'ouverture de l'évent pour une longueur donnée. Nous retrouvons la courbe du REUG ou GNO (Gain

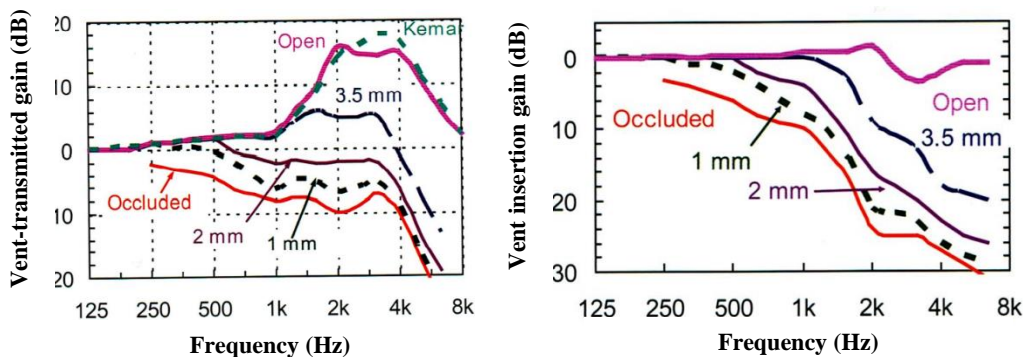


Figure 6 : à gauche courbes des REOG, à droite courbes des REIG (AA éteints) en fonction de l'ouverture de l'embout. Source : (Dillon, 2001).

naturel de l'oreille) correspondant à la mesure sans embout (Kemar). Les courbes sur le diagramme de droite représentent le gain d'insertion ou plutôt la perte d'insertion due à l'insertion de l'embout, c'est donc la différence entre la courbe du REOG et la courbe du GNO (Kemar) prise comme référence. Cet effet de filtrage par l'évent fait intervenir le phénomène de diffraction des ondes sonores, lorsqu'une onde sonore rencontre un obstacle dont les dimensions sont très petites devant sa longueur d'onde alors elle franchira l'obstacle d'autant plus facilement que la longueur d'onde est grande, c'est pourquoi les sons graves caractérisés par leur petite fréquence et donc

leur grande longueur d'onde ($\lambda = cT = \frac{c}{f}$) franchissent l'évent tandis que les sons aigus caractérisés par leur haute fréquence et donc leur faible longueur d'onde sont filtrés. La Figure 6 (Dillon, 2001) indique que les sons jusqu'à 1500 Hz peuvent entrer directement par l'évent (évent de \varnothing 3.5 mm), au-delà ils sont filtrés ce qui nous mène à formuler l'hypothèse selon laquelle les composantes fréquentielles graves-medium d'un bruit « parasite » entreront naturellement par l'évent. C'est le cas du bruit type Cocktail-Party représentatif d'un environnement bruyant fréquemment rencontré dans la vie quotidienne, il se compose de voix de plusieurs locuteurs et locutrices et par conséquent son spectre se rapproche du spectre à long terme de la parole dont le maximum d'énergie se situe dans les graves (Byrne, et al., 1994).

ii. Effet combiné de l'évent et de l'amplification

Les sons provenant de la source directe se superposent aux sons de la source amplifiée de l'AA, il en résultera des effets de sommation et de soustraction des niveaux d'intensité. Ainsi dans la région où deux ondes sonores sont de même intensité, l'effet combiné dépend du déphasage ou retard du son amplifié causé par le temps de traitement de l'AA (Dillon, 2001) et peut se manifester par des artéfacts de type encoche et des distorsions par effet de filtrage en peigne (Figure 7).

Pour palier à cette problématique sont adoptées différentes stratégies par les fabricants lors de couplage acoustique « open », soit couper l'amplification des sons graves ou au contraire les amplifier de manière à ce que le son amplifié soit au moins supérieur de 10 dB au son direct. Une étude menée dans un mémoire (Assel, 2022) a

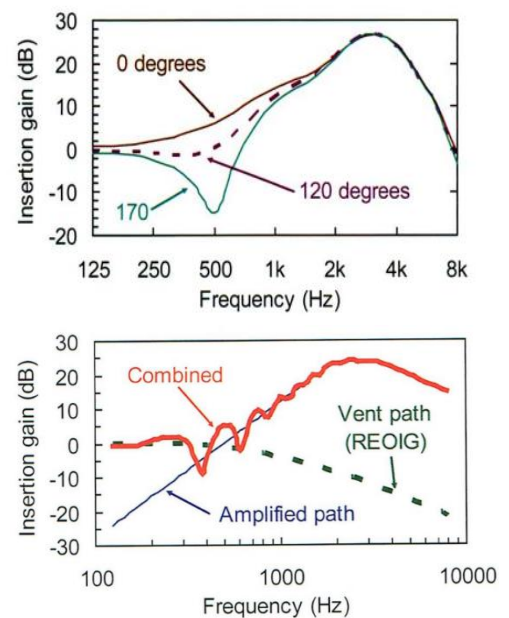


Figure 7 : effet de la phase sur l'effet combiné. En Haut : courbes pour des déphasages de 0, 120, 170 degrés, en Bas : effet de filtrage en peigne

démontré que la stratégie phonak appliquée dans les formules de préréglage fabricant et NAL-NL2 appliquait la coupure de l'amplification des graves, élément dont j'ai pris connaissance trop tardivement qui est donc une limite de ma première partie dans laquelle il conviendrait de refaire les mesures avec une autre formule que NAL-NL2 pour au moins pouvoir prendre en compte l'effet des débruiteurs sur la zone des fréquences graves, en fonction du type d'embout. Cette limite n'ôte pas l'intérêt de l'étude dans la mise en œuvre des mesures et pour l'analyse des autres fréquences même si l'on sait que le passage du son direct est facilité dans les fréquences graves.

c. Impact de l'événement sur les performances de l'AA et sur le RSB

Compte tenu des considérations précédentes, les sons directs entrant par l'événement et ne passant pas par le traitement du signal sont susceptibles de perturber les systèmes de l'AA tels que la directivité microphonique et les systèmes d'amélioration du rapport signal/bruit provoquant une baisse de l'intelligibilité du patient dans le bruit c'est-à-dire sa capacité à discriminer un message de parole en présence de bruit, qui peut chuter de moitié entre un embout occlus et un embout ouvert (Kuk, et al., 2005).

Une autre étude (Delerce, 2021) confirme ce gain d'intelligibilité de 50% apporté par un embout fermé en comparaison à un embout ouvert, soit une amélioration de 4dB environ du Rapport Signal sur Bruit RSB en sortie d'aide auditive, à condition que « l'aide auditive possède les capacités algorithmiques pour surpasser la réalité acoustique », si l'aide auditive n'est pas assez performante (Classe 1 par exemple ou classe 2 moins performante), le changement de couplage n'aura qu'une conséquence limitée. Dans cette étude, Xavier Delerce utilise une méthode de prédiction objective de l'intelligibilité par le calcul des indices HASPI (Hearing Aid Speech Perception Index) en fonction des données d'entrée (audiogramme, aide auditive, matériel vocal, type de bruit) et qui consiste à comparer le signal propre (type ISTS par exemple),

avec le même signal dans le bruit au micro de référence et en sortie d'aide auditive, pour modéliser une prédiction d'intelligibilité. La représentation temporelle d'un signal de parole se caractérise par son enveloppe (fluctuations lentes de l'amplitude de 20 à 30 Hz pour les langues non tonales) et sa structure fine (fluctuations rapides de l'amplitude (Figure 8). Le bruit passant directement en fonction du type de couplage acoustique adapté va combler de manière délétère l'amplitude des variations de l'enveloppe d'un signal de parole (Figure 8), or c'est justement l'exploitation par le système auditif des différences entre les amplitudes de l'enveloppe et l'amplitude du bruit ou encore le rapport signal sur bruit, en d'autres termes l'exploitation des pics et des creux par le système auditif qui intervient principalement dans la compréhension d'un signal de parole.

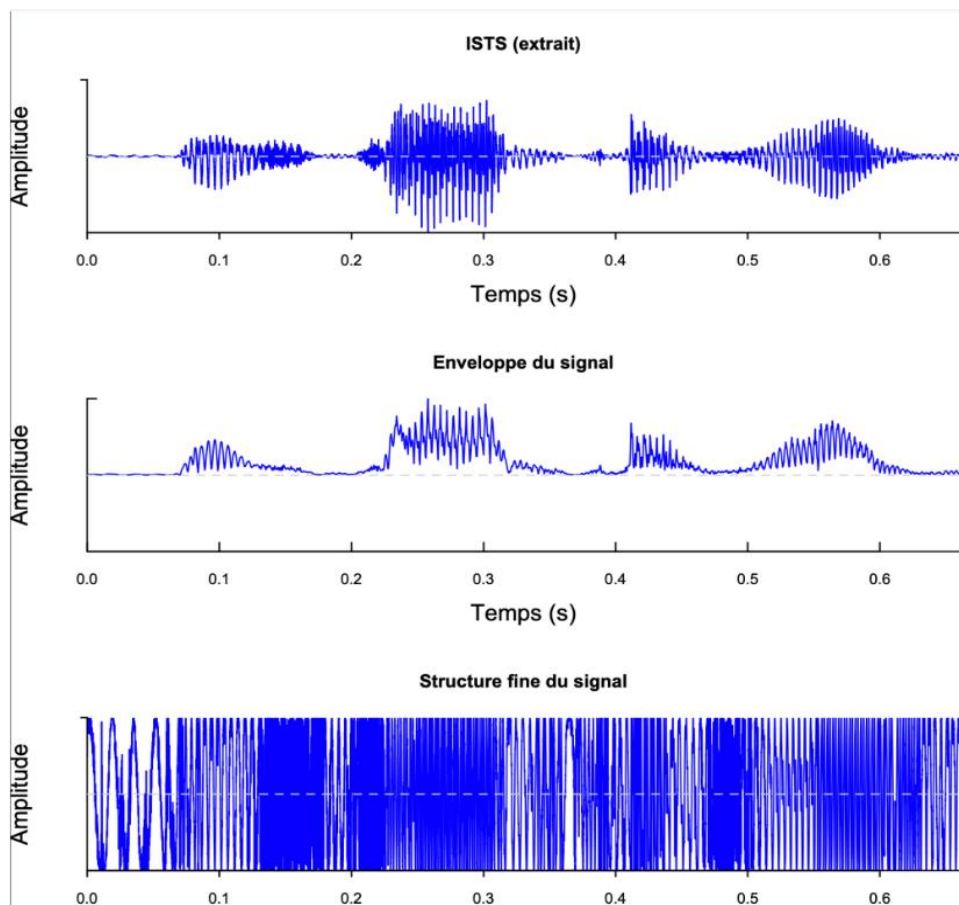


Figure 8 : explication de l'enveloppe et de la structure fine d'un message de parole ISTS. Source : (Delerce, 2020)

III. L'altération de l'intelligibilité chez les patients atteints de presbyacousie

Lien avec le sujet du mémoire : expliquer l'effet délétère de l'entrée des sons directs en particulier les fréquences graves et du bruit sur la compréhension dans le bruit d'autant plus sur des sujets presbyacousiques souffrant d'un déficit dans les fréquences aiguës.

1. La presbyacousie

Étymologiquement, la presbyacousie est une perte d'audition liée au vieillissement qui atteint les structures du système auditif, elle peut être sensorielle lorsque l'organe de Corti est atteint (endocochléaire), par l'altération des cellules sensibles CCI (cellules ciliées internes) et/ou des CCE (cellules ciliées externes) responsables de la sélectivité fréquentielle, elle est striale (endocochléaire) lorsque la structure de vascularisation et de sécrétion de l'endolymphe est touchée, de conduction (endocochléaire) lorsqu'elle vient d'un manque de mobilité de la membrane basilaire (dépôts lipidiques) et enfin neuronale lorsque le ganglion spiral est atteint (rétrocochléaire).

2. Détérioration de la sélectivité fréquentielle

a. Les filtres auditifs

Les atteintes liées à la presbyacousie contribuent à dégrader la capacité du système auditif à discriminer les informations fréquentielles d'un message de parole. Les CCE ont une fonction sélective de la vibration de la membrane basilaire (pour les faibles intensités de stimulation), en fonction d'une fréquence caractéristique. Lorsque ces CCE sont altérées, la région de vibration de la membrane s'élargit. Le système auditif réalise une analyse fréquentielle du signal à l'aide d'une série de filtres passe-bandes, appelée filtres auditifs, directement corrélée à cette sélectivité vibratoire de la

membrane basilaire, par conséquent lorsque les régions de vibrations de la membrane basilaire s'élargissent les filtres auditifs s'élargissent, et dans une proportion d'autant plus importante que l'intensité de la stimulation est importante (Irino & Patterson, 1997). Ainsi la sélectivité fréquentielle d'un patient presbycousique est doublement impactée, par la perte des CCE mais aussi par l'intensité plus forte aux seuils d'audibilité. De plus, les courbes psychoacoustiques (Figure 9) (Kramer & Brown, 2019) montrent que ces filtres sont dissymétriques et que les fréquences graves masquent les aigus.

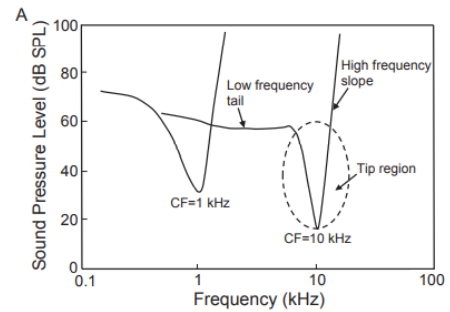


Figure 9 : courbes psychoacoustiques pour les fréquences caractéristiques 1kHz et 10kHz, source : (Kramer & Brown, 2019)

b. Le rapport Signal/Bruit (RSB)

L'enveloppe dépend donc des crêtes de la structure fine (Figure 10) et la Figure 11 issue d'une étude (Moore, 2008), montre qu'un appauvrissement

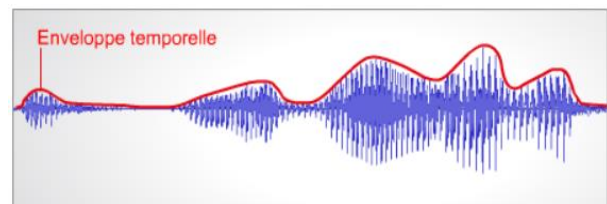


Figure 10 : enveloppe en rouge et structure fine en bleu d'un signal de parole, source : (Lorenzi & Chaix, 2016)

en hautes fréquences de la structure fine baisse l'amplitude de l'enveloppe, ce qui prouve que dans un signal de parole ce sont les hautes fréquences qui apportent les pics d'amplitude de l'enveloppe (les consonnes). La fonction d'importance représentée Figure 12 confirme que les fréquences autour de 2000Hz possèdent un poids important dans la

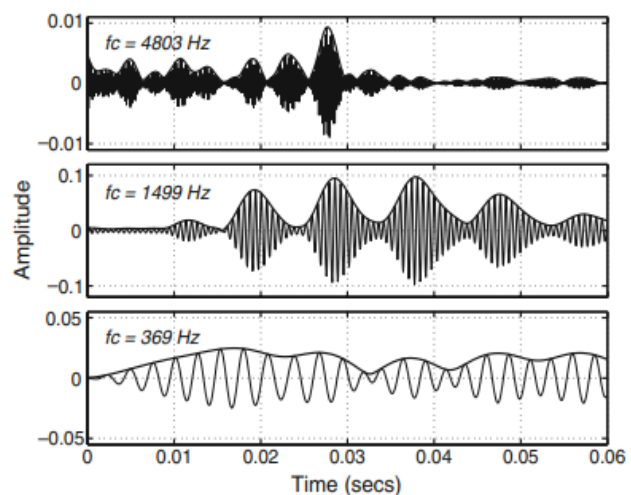


Figure 11 : dégradation de l'enveloppe en fonction de la fréquence de coupure du filtre passe-bas appliqué au signal, source : (Moore, 2008)

compréhension d'un message de parole, d'autant plus lorsque la suppléance mentale n'est pas sollicitée (cas des logatomes=nonsense syllabes).

L'étude précédente de Moore met également en avant l'importance des indices de la structure fine (hautes fréquences) dans un environnement bruyant. En conclusion une perte d'audition dans les fréquences aigues de type presbyacousie dégrade donc à la fois l'enveloppe et la structure fine et par conséquent la compréhension ou intelligibilité dans le bruit.

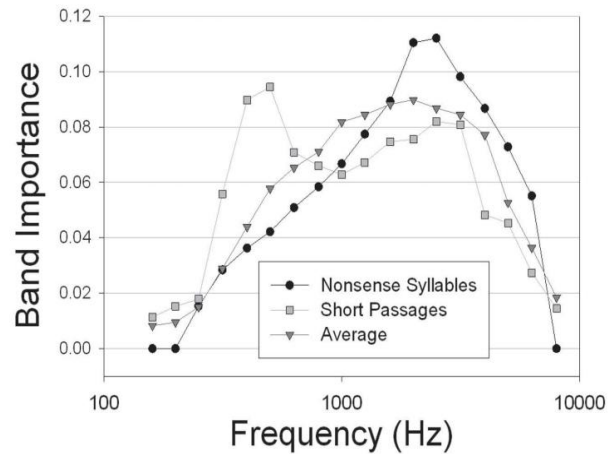


Figure 12 : fonction d'importance fréquentielle d'un message de parole, source : (Ricketts, et al., 2019)

c. Définition mathématique du RSB

La définition mathématique du rapport Signal sur Bruit est donnée par la formule :

$RSB = 10 \log_{10}\left(\frac{I_{Signal}}{I_{Bruit}}\right)$ avec I les intensités acoustiques. Le rapport Signal sur Bruit est donc la différence des niveaux d'intensités acoustiques en dB RSB.

d. Le rôle des AA dans l'amélioration du RSB

i. La directivité microphonique

La Figure 13 décrit un des principes de réduction du bruit par directivité microphonique utilisé par les AA. L'hypothèse impose la situation où la source de bruit est à l'arrière et le signal de parole à l'avant.

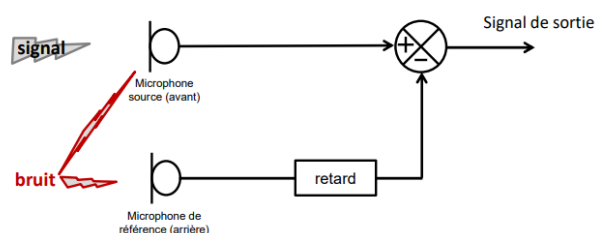


Figure 13 : schéma illustrant l'approche directionnelle traditionnelle, source : (Duroc, 2023)

L'AA possède 2 microphones omnidirectionnels espacés d'une distance qui fait qu'un bruit provenant de l'arrière arrivera avec un retard au microphone avant. Si un retard est également appliqué au signal de bruit transduit par

le microphone arrière, une opération de soustraction avec le signal provenant du microphone avant annule le signal de bruit. On comprend donc qu'un bruit provenant de l'arrière entrant directement dans le CAE par l'évent rend inefficace la directivité microphonique.

ii. Les réducteurs de bruit

Le traitement du signal d'une AA comprend plusieurs algorithmes de réduction de bruit capables de distinguer le bruit de la parole et d'atténuer ce bruit soit par soustraction spectrale, ou par élimination d'un pic d'amplitude du signal temporel dans le cas d'un bruit impulsionnel. Naturellement le bruit passant directement par l'évent ne sera pas traité.

IV. Quantification des effets acoustiques dans le CAE par la mesure in vivo

Lien avec le sujet du mémoire : la mesure in vivo sera utilisée dans la partie expérimentale pour mesurer les pressions acoustiques en fond de CAE.

1. Principe de la mesure in vivo

La mesure in vivo appliquée à l'audiologie est qualifiée de mesure REM (Real Ear Measurement) dont le but est de mesurer un niveau de pression acoustique en fond de CAE. Le matériel de mesure REM se compose de deux éléments essentiels, le boîtier de sonde qui est une sorte de sonomètre constitué d'un tube de sonde positionné devant le tympan (3 à 5 mm de la membrane tympanique) et d'un microphone de référence, et la source qui génère le signal sonore stimuli, le Haut-Parleur (HP) dans le cas de l'émission du stimuli en champ libre tel qu'il sera pratiqué dans ce mémoire. Le principe est de comparer les niveaux de pressions acoustiques mesurés en fond de CAE aux niveaux de pressions mesurées par le microphone de référence à l'entrée du pavillon.

2. Définition des différentes mesures (norme NF EN 61669 (2016))

a. REUR/REUG

Le REUR (Real Ear Unaided Response), est la réponse en dB SPL sur l'oreille réelle non assistée (RORNA) (sans aide auditive AA), c'est le niveau de pression acoustique, en fonction de la fréquence, au point de mesurage, pour un niveau de signal d'essai spécifié, le conduit auditif étant libre.

Le REUG (Real Ear Unaided Gain), est le calcul de gain sur l'oreille réelle non assistée (GORNA) ou encore le Gain Naturel de l'Oreille (GNO), c'est la différence en dB en fonction de la fréquence, entre le niveau de pression acoustique au point de mesurage et le niveau du signal d'essai (N_s HP), le CAE étant libre. $REUG=REUR-N_s$ HP. Le REUG est l'empreinte acoustique de l'oreille nue.

b. REOR/REOG

Le REOR (Real Ear Occluded Response), est la réponse en dB SPL sur l'oreille réelle occluse (RORO), c'est le niveau de pression acoustique, en fonction de la fréquence, au point de mesurage, pour un niveau de signal d'essai spécifié, en présence de l'appareil de correction auditive inactif.

Le REOG (Real Ear Occluded Gain), est le calcul de gain sur l'oreille réelle occluse (GORO), c'est la différence en dB en fonction de la fréquence, entre le niveau de pression acoustique au point de mesurage et le niveau du signal d'essai (N_s HP), en présence de l'AA inactive. $REOG=REOR-N_s$ HP.

c. REAR/REAG

Le REAR (Real Ear Aided Response), est la réponse en dB SPL sur l'oreille réelle assistée (RORA), c'est le niveau de pression acoustique, en fonction de la fréquence, au point de mesurage, pour un niveau de signal d'essai spécifié, en présence de l'appareil de correction auditive actif.

Le REAG (Real Ear Aided Gain), est le calcul de gain sur l'oreille réelle assisté (GORA), c'est la différence en dB en fonction de la fréquence, entre le niveau de pression acoustique au point de mesurage et le niveau du signal d'essai (Ns HP), en présence de l'AA active. REOG=REOR-Ns HP.

d. REIG/REOIG

Le REIG (Real Ear Insertion Gain) est le calcul de la différence entre le gain assisté et le gain non assisté, réalisé avec le même point de mesure et les mêmes conditions de son en champ libre. REIG=REAG-REUG=REAR-REUR. Il traduit le gain apporté par l'insertion de l'AA active.

Le REOIG (Real Ear Occluded Insertion Gain) est un terme « fabriqué » pour les besoins de la première étude du mémoire, dont le but est de traduire le gain (ou perte) apporté par l'insertion de l'embout auriculaire c'est-à-dire la différence entre le gain avec l'AA insérée inactive et le gain naturel de l'oreille. REOIG=REOG-REUG.

3. Les signaux stimuli en fonction de l'application de la REM

Le type de signal stimuli dépend de l'application de la mesure REM. En effet dans le cas d'évaluation de caractéristiques acoustiques (REUR/REUG, REOR/REUG) un signal stationnaire (dont l'intensité moyenne ne fluctue pas dans le temps) est suffisant, mais la REM appliquée au réglage des AA basé sur des courbes cibles utilise un signal fluctuant (dont l'intensité moyenne fluctue dans le temps) plus représentatif d'un message de parole dans la réalité. Ainsi le bruit stationnaire utilisé dans la suite du mémoire pour les mesures des REUG, REOG et REOIG est un bruit rose alors que le signal fluctuant utilisé pour le réglage de l'AA avec Target Match dans la première partie du mémoire est un signal ISTS (International Speech Test Signal). L'ISTS est un signal enregistré composé des voix de 21 femmes dans 6 langues maternelles

différentes (Anglais, Arabe, Chinois, Français, Allemand et Espagnol) ((Holube, et al., 2010).

4. Règles à respecter et fiabilité de la mesure REM

- L'otoscopie préalable est essentielle pour écarter les contre-indications à la pratique de la mesure REM telles que les bouchons de cerumen, otorrhées, exostoses graves et permet d'appréhender la future mesure du REUG, par exemple un tympan perforé aura une incidence.
- Le patient doit être positionné entre 40cm et 1 m du HP pour éviter les phénomènes de réverbération au-delà. La calibration de l'ensemble de la chaîne de mesure.
- Calibration de la chaîne de mesure.
- Placement du tube de sonde : si la sonde est trop éloignée du tympan l'erreur de mesure est plus importante due à des nœuds d'ondes stationnaires dans les fréquences aiguës, une vérification du bon positionnement est un REUG qui coupe l'axe des fréquences autour du 8kHz+/-3dB (Lemasson, 2021). Le positionnement du tube de sonde doit se faire avec les assistants de positionnement disponibles sur les logiciels (OTOSuite, Target Match de Phonak Target), garantissant une bonne fiabilité du test et une erreur de mesure inférieure à 2dB (Thundberg Jespersen & Möller, 2013).

ETUDE EXPERIMENTALE OBJECTIVE : étude de l'influence du degré d'ouverture de l'embout auriculaire sur la réduction de bruit d'une AA haut de gamme.

I. Protocole

1. Matériel de mesure

La mesure de réduction de bruit est en fait un calcul qui compare des valeurs de pressions acoustiques en sortie d'AA qu'il conviendra de mesurer. Le seul outil de mesure de pressions acoustiques disponible dans le centre d'audioprothèse est le module in vivo Aurical de la marque GN Otometrics qui se compose de l'audiomètre Aurical-Aud, du Haut-Parleur Aurical et du collier sans fil Aurical FreeFit (Figure 14) fonctionnant avec le logiciel OTOSuite et le module PMM (Probe Microphone Measurement) associé au logiciel de base de données Noah et au logiciel de réglage d'AA Phonak Target. Le module in vivo est destiné à mesurer des pressions acoustiques en fond de CAE à l'aide d'un tube de sonde, pour des raisons pratiques une solution est d'effectuer ces mesures sur mon oreille gauche (Figure 15).



Figure 14 : module in vivo Aurical



Figure 15 : positionnement de la sonde pour les mesures in vivo

2. Choix de l'Aide Auditive

L'objectif de l'étude étant de mesurer les effets de l'ouverture de l'embout auriculaire sur les performances d'un appareil haut de gamme, le choix se porte sur un contour d'oreille à écouteur déporté (RIC) de la marque Phonak l'Audéo-P90.

3. Les embouts testés

L'étude propose de tester la famille des embouts standards dénommés, par ordre croissant d'obturation, Open/Closed/Power respectivement Dôme Ouvert/ Dôme obturant/ Dôme puissant (Figure 16), pour lesquels le degré

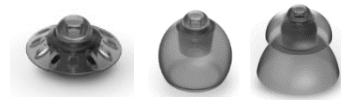


Figure 16 : de gauche à droite, Dômes Open/Closed/Power

d'ouverture est un paramètre qui n'est pas maîtrisable et qui dépend de la position et de la déformation de l'embout dans le CAE et la famille des embouts sur-mesure pour lesquels le degré d'ouverture est un paramètre maîtrisable par l'agrandissement du diamètre \varnothing de l'évent sans en modifier la longueur pour les raisons évoquées dans la partie théorique (masse acoustique).



Figure 17 : embout sur-mesure type canule lors du montage avec un écouteur M

L'embout sur-mesure est fabriqué à partir de la prise de mon empreinte auriculaire gauche, en acrylique, de type canule, avec un événement initial de $\varnothing 1\text{mm}$ pour faciliter le guidage du forêt lors des étapes d'agrandissement du diamètre, le montage se fait avec un écouteur de puissance M (Figure 17). L'ouverture du diamètre de l'évent se fera à l'aide de forets par pas de 0.5mm jusqu'à obtenir un \varnothing max de 3mm, pour obtenir un embout occlus l'évent sera refermé à l'aide de résine acrylique et repercé pour obtenir le $\varnothing 0.5$. Le nombre de variantes d'embouts testés s'élève donc à 3 embouts standards et 7 embouts sur-mesure (occlus, $\varnothing 0.5$, $\varnothing 1$, $\varnothing 1.5$, $\varnothing 2$, $\varnothing 2.5$, $\varnothing 3$).

4. Méthode de réglage de l'AA

a. Le choix de l'audiogramme de référence

Il convient de simuler une perte auditive répondant aux critères d'inclusion évoqués dans la partie théorique à savoir une perte légère de

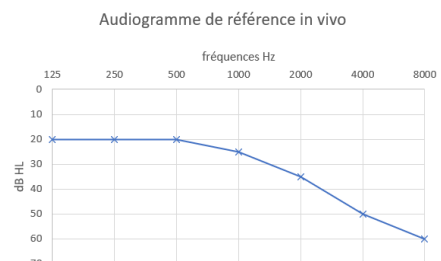


Figure 18 : représentation de l'audiogramme simulé PTA=32dB

type presbyacousie. L'audiogramme simulé (Figure 18) est reporté dans OTOSuite et sera pris comme référence par la suite dans le logiciel de réglage Phonak Target.

b. Un réglage par embout testé

Pour chaque embout testé, le réglage se fait à l'aide du module in vivo TargetMatch du logiciel PhonakTarget, afin de définir les conditions de mesures réelles telles que le fuite acoustique, l'entrée des sons directs et mesurant ainsi la pression acoustique réelle au niveau du tympan, les étapes du réglage sont présentées ci-dessous et s'appuient sur les instructions consultées sur le site Hearing Balance Academy (McLeod, 2022) :

- Insertion et connexion de l'AA.
- Saisie des paramètres acoustiques (type d'embout, Ø de l'évent, puissance écouteur).
- Test de Larsen dans le module Test Larsen du logiciel Phonak Target.
- Lancement du module TargetMatch.
- Choix de la formule de préréglage : la formule choisie est la formule normée NAL-NL2 plutôt que la formule proposée par le fabricant pour s'affranchir des spécificités du fabricant.
- Connexion du module in vivo AURICAL, positionnement du collier Freefit sur les épaules et derrière la nuque.
- Se positionner à 50 cm du HP
- Etalonnage du HP (calibration pièce).
- Les étapes suivantes sont guidées par l'assistant de configuration. Calibration de la sonde qui doit être positionnée au niveau du microphone de référence (Figure 19 et Figure 20).

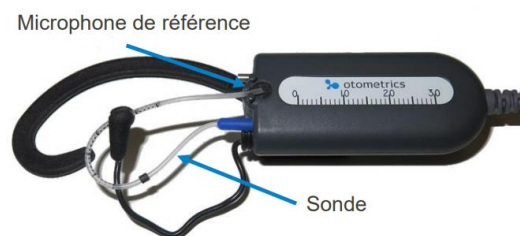


Figure 19 : positionnement de la sonde pour la calibration

- Désinsertion de l'AA, placement de la sonde dans le CAE et mesure du gain naturel de l'oreille (REUG) (Figure 21).

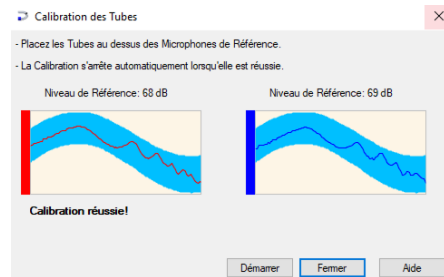


Figure 20 : validation de la calibration de la sonde

Conseil de positionnement du boîtier et de la sonde : étant donné le nombre important de

mesures et l'opération délicate de l'insertion de l'embout lorsque la sonde est en place, la position de celle-ci doit être la plus aisée et reproductible possible et doit s'affranchir des problèmes de

contrainte à l'insertion liés à la courbure du tube de sonde ou de l'anatomie du CAE. La mise en place de la sonde (longueur du porte sonde etc.) s'appuie sur le guide explicatif consulté

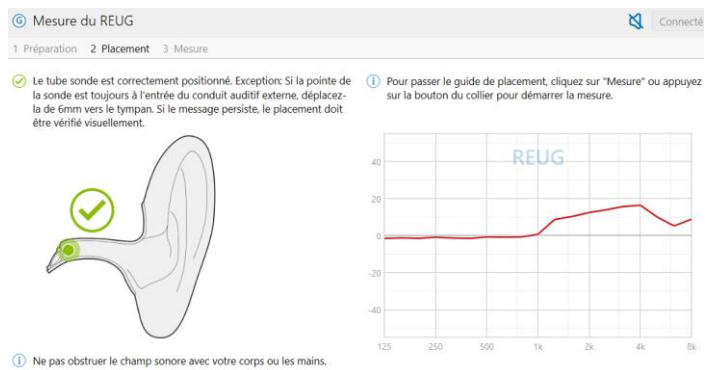
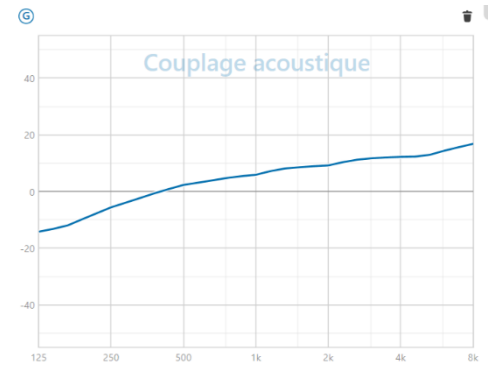


Figure 21 : validation de la position de la sonde et mesure du REUG

(Mc Leod, 2022). Ce type d'ajustement à l'oreille du boîtier vise à faire reposer le repère de la sonde (réglé à l'aide de la règle sur le boîtier à 30mm de la sortie du tube de sonde) dans l'échancrure inter-tragienne.

- Réinsertion de l'AA, choix du réglage automatique plutôt que manuel qui permettra l'alignement automatique des courbes de réponses sur les cibles de pré-réglage, plus pratique que le réglage manuel de gain par canal de fréquences.
- Mesure du gain de l'oreille occluse (REOG) AA éteinte, en fait lors de cette mesure l'AA reste connectée mais l'écouteur de l'AA se désactive automatiquement, mesure du couplage acoustique (fuite acoustique) dont l'affichage (Figure 22) rappelle la fuite privilégiée des fréquences graves expliquée dans la partie théorique. Le calcul des courbes cibles prend en compte ces mesures.

- Mesure des courbes de réponses (REAR), AA en fonctionnement (automatique), aux signaux ISTS envoyés par le HP AURICAL en champ libre pour les niveaux faible, moyen, fort, respectivement 50dB, 65dB, 80dB et ajustement automatique pour trouver la meilleure correspondance avec les courbes cibles prescrites (Figure 23).



RE Commencer

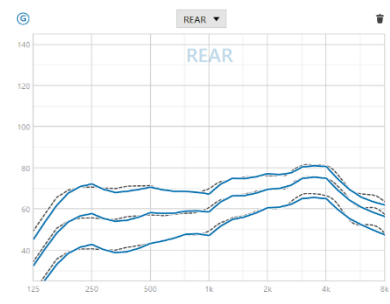
- Utiliser TargetMatch
- REUG 01/12/2022
- Couplage acoustique & REOG 01/12/2022
- Mesure & alignement sur les cibles 01/12/2022
- NAL-NL2

Figure 22 : affichage de la mesure de la courbe de réponses du couplage acoustique

- Enregistrement dans la base de données Noah.

5. Création des programmes de tests

L'objectif de l'étude étant de mesurer l'influence de l'ouverture de l'embout sur la directivité des microphones et les réducteurs de bruit, deux programmes personnalisés sont créés, un programme SANS pour lequel tous les réducteurs de bruit sont désactivés et la directivité microphonique est réglée



RE Commencer

- Utiliser TargetMatch
- REUG 01/12/2022
- Couplage acoustique & REOG 01/12/2022
- Mesure & alignement sur les cibles 01/12/2022
- NAL-NL2

Figure 23 : alignement des réponses sur les courbes cibles NAL-NL2

en mode omnidirectionnel Real Ear, et un programme AVEC pour lequel tous les réducteurs sont réglés au maximum ainsi que la directivité microphonique (mode Ultrazoom).

6. Le contrôle de l'ouverture de l'embout par mesure du REOG

Afin de quantifier le degré d'ouverture de l'embout testé, la mesure du gain de l'oreille occluse REOG (AA éteinte) est récoltée pour chaque embout, même s'il est mesuré lors du réglage in vivo avec le module Phonak Target, la mesure est refaite indépendamment avec le logiciel OTOSuite. Auparavant le positionnement de la sonde s'est aidé de l'assistant propre au logiciel (Figure 24) (rappel : sans AA), et après avoir

réinséré l'AA en vue de la mesure REOG, veiller à désactiver manuellement l'écouteur dans le logiciel Phonak Target, puis le réactiver à la fin de la mesure. Le nombre de données récoltées s'élève donc à 3 mesures de REOG pour les dômes standards et 7 mesures pour les dômes sur mesure.



Figure 24 : positionnement de la sonde avec l'assistant OTOsuite

7. La méthode de mesure de réduction de bruit

a. Le module Freestyle

Un module d'analyse de réduction de bruit « Noise Reduction » existe déjà dans le logiciel OTOsuite, la méthode consiste à enregistrer la réponse de l'AA à un stimuli sur un temps bref succédant le début de l'émission du stimuli dans l'hypothèse selon laquelle les réducteurs de bruit ne se sont pas activés puis d'enregistrer une deuxième réponse sur un temps plus long dans l'hypothèse selon laquelle les réducteurs de bruit se sont activés et de calculer automatiquement le gain d'atténuation en comparant les 2 enregistrements. La limite de ce module réside dans le temps de la première acquisition qui n'est pas paramétrable et qui ne garantit pas que les réducteurs de bruits ne se soient pas déjà activés, c'est pourquoi une autre méthode davantage paramétrable peut être utilisée à l'aide du module Freestyle qui permettra de mesurer séparément les réponses à différents stimuli sur des temps plus longs et pour les deux programmes SANS et AVEC de l'AA, qui nécessitera le traitement des données dans un second temps.

b. Les signaux et les RSB testés

L'objectif est d'observer le comportement de l'AA en présence de bruits choisis parmi la liste de signaux disponibles dans le module Freestyle du logiciel OTOsuite. Les bruits testés sont des bruits stationnaires, un bruit « Parole-Paroles ANSI » qui est de type « Speech Noise » que l'on nommera SN dont le spectre fréquentiel est

représentatif du spectre fréquentiel de la parole à long terme (LTASS) et le « Bruit Blanc » (BB) dont l'amplitude est constante sur l'axe des fréquences. Le signal de parole testé est un signal ISTS (International Speech Test Signal). L'intensité des signaux primaires est fixée à une intensité de 65dB SPL qui est représentatif de l'intensité d'une voix moyenne, la durée est fixée à 30s. Le rapport Signal sur Bruit (RSB) est aussi une variable de l'étude.

Pour les RSB négatifs, la technique de réglage du RSB dans le module Freestyle est de choisir comme signal primaire le type de Bruit et comme signal secondaire le signal de parole et de régler le niveau relatif du signal secondaire sur le signal primaire (Figure 25), celui-ci étant négatif le RSB est donc négatif et inversement pour l'étude des RSB positifs. Une fois les signaux configurés, l'enregistrement est lancé en cliquant sur chaque bouton.

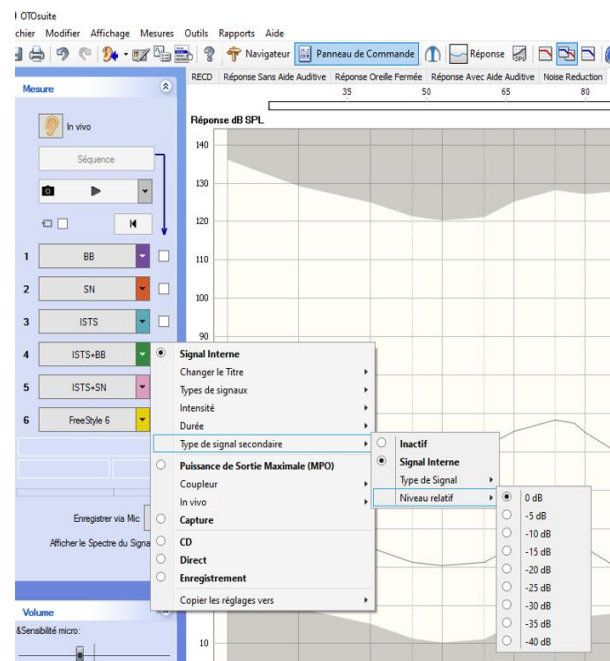


Figure 25 : configuration des stimuli (1 à 5) et réglage du RSB dans le module Freestyle d'OTOSuite.

8. Synthèse des variables testées et de leurs combinaisons

a. Les Variables

- Type d'embouts : std open, std closed, std power, sm occlus, sm Ø0.5, sm Ø1, Ø1.5, Ø2, Ø2.5, Ø3.
- Programmes : SANS, AVEC
- Type de signal : BB, SN, ISTS
- RSB : +10, +5, 0, -5, -10

Rappel des désignations des variables : std= embouts standards, sm= embouts sur mesure, Ø=diamètre de l'évent, SANS/AVEC = programme personnalisé SANS réducteurs de bruit et omnidirectionnalité / AVEC réducteurs de bruit et directionnalité réglés au niveau maximal, BB= Bruit Blanc, SN= Bruit Speech Noise, ISTS= signal de parole.

b. Le nombre de mesures avec AA

Le nombre de mesures correspond au nombre de combinaisons des variables testées.

i. Embouts standards

std open		std closed		std power	
SANS	AVEC	SANS	AVEC	SANS	AVEC
BB	BB	BB	BB	BB	BB
SN	SN	SN	SN	SN	SN
ISTS	ISTS	ISTS	ISTS	ISTS	ISTS
ISTS+BB RSB+10	ISTS+BB RSB+10	ISTS+BB RSB+10	ISTS+BB RSB+10	ISTS+BB RSB+10	ISTS+BB RSB+10
ISTS+BB RSB+5	ISTS+BB RSB+5	ISTS+BB RSB+5	ISTS+BB RSB+5	ISTS+BB RSB+5	ISTS+BB RSB+5
ISTS+BB RSB0	ISTS+BB RSB0	ISTS+BB RSB0	ISTS+BB RSB0	ISTS+BB RSB0	ISTS+BB RSB0
ISTS+BB RSB-5	ISTS+BB RSB-5	ISTS+BB RSB-5	ISTS+BB RSB-5	ISTS+BB RSB-5	ISTS+BB RSB-5
ISTS+BB RSB-10	ISTS+BB RSB-10	ISTS+BB RSB-10	ISTS+BB RSB-10	ISTS+BB RSB-10	ISTS+BB RSB-10
ISTS+SN RSB+10	ISTS+SN RSB+10	ISTS+SN RSB+10	ISTS+SN RSB+10	ISTS+SN RSB+10	ISTS+SN RSB+10
ISTS+SN RSB+5	ISTS+SN RSB+5	ISTS+SN RSB+5	ISTS+SN RSB+5	ISTS+SN RSB+5	ISTS+SN RSB+5
ISTS+SN RSB0	ISTS+SN RSB0	ISTS+SN RSB0	ISTS+SN RSB0	ISTS+SN RSB0	ISTS+SN RSB0
ISTS+SN RSB-5	ISTS+SN RSB-5	ISTS+SN RSB-5	ISTS+SN RSB-5	ISTS+SN RSB-5	ISTS+SN RSB-5
ISTS+SN RSB-10	ISTS+SN RSB-10	ISTS+SN RSB-10	ISTS+SN RSB-10	ISTS+SN RSB-10	ISTS+SN RSB-10

ii. Embouts sur-mesure

sm occlus		sm Ø0,5		sm Ø1		sm Ø1,5	
SANS	AVEC	SANS	AVEC	SANS	AVEC	SANS	AVEC
BB	BB	BB	BB	BB	BB	BB	BB
SN	SN	SN	SN	SN	SN	SN	SN
ISTS	ISTS	ISTS	ISTS	ISTS	ISTS	ISTS	ISTS
ISTS+BB RSB+10	ISTS+BB RSB+10	ISTS+BB RSB+10	ISTS+BB RSB+10	ISTS+BB RSB+10	ISTS+BB RSB+10	ISTS+BB RSB+10	ISTS+BB RSB+10
ISTS+BB RSB+5	ISTS+BB RSB+5	ISTS+BB RSB+5	ISTS+BB RSB+5	ISTS+BB RSB+5	ISTS+BB RSB+5	ISTS+BB RSB+5	ISTS+BB RSB+5
ISTS+BB RSB0	ISTS+BB RSB0	ISTS+BB RSB0	ISTS+BB RSB0	ISTS+BB RSB0	ISTS+BB RSB0	ISTS+BB RSB0	ISTS+BB RSB0
ISTS+BB RSB-5	ISTS+BB RSB-5	ISTS+BB RSB-5	ISTS+BB RSB-5	ISTS+BB RSB-5	ISTS+BB RSB-5	ISTS+BB RSB-5	ISTS+BB RSB-5
ISTS+BB RSB-10	ISTS+BB RSB-10	ISTS+BB RSB-10	ISTS+BB RSB-10	ISTS+BB RSB-10	ISTS+BB RSB-10	ISTS+BB RSB-10	ISTS+BB RSB-10
ISTS+SN RSB+10	ISTS+SN RSB+10	ISTS+SN RSB+10	ISTS+SN RSB+10	ISTS+SN RSB+10	ISTS+SN RSB+10	ISTS+SN RSB+10	ISTS+SN RSB+10
ISTS+SN RSB+5	ISTS+SN RSB+5	ISTS+SN RSB+5	ISTS+SN RSB+5	ISTS+SN RSB+5	ISTS+SN RSB+5	ISTS+SN RSB+5	ISTS+SN RSB+5
ISTS+SN RSB0	ISTS+SN RSB0	ISTS+SN RSB0	ISTS+SN RSB0	ISTS+SN RSB0	ISTS+SN RSB0	ISTS+SN RSB0	ISTS+SN RSB0
ISTS+SN RSB-5	ISTS+SN RSB-5	ISTS+SN RSB-5	ISTS+SN RSB-5	ISTS+SN RSB-5	ISTS+SN RSB-5	ISTS+SN RSB-5	ISTS+SN RSB-5
ISTS+SN RSB-10	ISTS+SN RSB-10	ISTS+SN RSB-10	ISTS+SN RSB-10	ISTS+SN RSB-10	ISTS+SN RSB-10	ISTS+SN RSB-10	ISTS+SN RSB-10

sm Ø2		sm Ø2,5		sm Ø3	
SANS	AVEC	SANS	AVEC	SANS	AVEC
BB	BB	BB	BB	BB	BB
SN	SN	SN	SN	SN	SN
ISTS	ISTS	ISTS	ISTS	ISTS	ISTS
ISTS+BB RSB+10	ISTS+BB RSB+10	ISTS+BB RSB+10	ISTS+BB RSB+10	ISTS+BB RSB+10	ISTS+BB RSB+10
ISTS+BB RSB+5	ISTS+BB RSB+5	ISTS+BB RSB+5	ISTS+BB RSB+5	ISTS+BB RSB+5	ISTS+BB RSB+5
ISTS+BB RSB0	ISTS+BB RSB0	ISTS+BB RSB0	ISTS+BB RSB0	ISTS+BB RSB0	ISTS+BB RSB0
ISTS+BB RSB-5	ISTS+BB RSB-5	ISTS+BB RSB-5	ISTS+BB RSB-5	ISTS+BB RSB-5	ISTS+BB RSB-5
ISTS+BB RSB-10	ISTS+BB RSB-10	ISTS+BB RSB-10	ISTS+BB RSB-10	ISTS+BB RSB-10	ISTS+BB RSB-10
ISTS+SN RSB+10	ISTS+SN RSB+10	ISTS+SN RSB+10	ISTS+SN RSB+10	ISTS+SN RSB+10	ISTS+SN RSB+10
ISTS+SN RSB+5	ISTS+SN RSB+5	ISTS+SN RSB+5	ISTS+SN RSB+5	ISTS+SN RSB+5	ISTS+SN RSB+5
ISTS+SN RSB0	ISTS+SN RSB0	ISTS+SN RSB0	ISTS+SN RSB0	ISTS+SN RSB0	ISTS+SN RSB0
ISTS+SN RSB-5	ISTS+SN RSB-5	ISTS+SN RSB-5	ISTS+SN RSB-5	ISTS+SN RSB-5	ISTS+SN RSB-5
ISTS+SN RSB-10	ISTS+SN RSB-10	ISTS+SN RSB-10	ISTS+SN RSB-10	ISTS+SN RSB-10	ISTS+SN RSB-10

Soit un total de 260 mesures + 10 mesures de REOG+ 1 mesure REUG

9. Données récoltées

a. Les données du module « réponse oreille fermée »

Les données sont récoltées en opérant un clic droit dans la légende des courbes suivi d'un copier/coller dans un fichier excel. Depuis le module « réponse avec aides auditives », en important les courbes gardées en mémoire lors du réglage avec TargetMatch du logiciel Phonak, il est possible d'accéder en une seule opération aux valeurs du REOG et du REUG calculées dans le module « réponse de l'oreille occluse » et dans le module « réponse sans aide auditive ». L'Annexe 1 montre une capture partielle du fichier obtenu après importation des courbes car le nombre de lignes et de colonnes est trop important pour obtenir une bonne lisibilité du tableau complet, les valeurs à considérer sont donc les valeurs du REUG et du REOG qui sont affichées par 1/3 d'octave.

b. Les données du module « Freestyle »

Ce module permet l'enregistrement de 5 courbes qu'il est donc possible d'importer dans un seul fichier excel. L'Annexe 1 montre également une capture partielle du fichier obtenu. Les valeurs à considérer sont les valeurs des « gains » qui résultent de la différence entre la mesure de la sonde (pression acoustique au niveau du tympan) et la mesure de pression au niveau du microphone de référence en d'autres termes le REAG. Les valeurs des pressions acoustiques renseignées par la sonde (« mic sonde SPL ») seront également exploitées pour la mise en graphiques des résultats.

Compte-tenu de l'importante quantité de données importées et du nombre de fichiers excel créés, un important travail de réorganisation et de synthèse est nécessaire pour pouvoir les exploiter par la suite et en tirer des résultats.

c. Le calcul de la réduction de bruit et limites de la méthode

La méthode proposée permet de calculer la différence entre le gain AVEC et le gain SANS et par conséquent de quantifier l'effet des débruiteurs et de la directivité microphonique sur la pression acoustique globale (signal+bruit) en sortie d'AA arrivant au tympan. Lorsque les signaux d'entrée ne sont que du bruit (SN, BB) la différence est une réduction de bruit mais pour des signaux d'entrée Parole+Bruit la limite réside dans le fait qu'elle ne permet pas de dissocier le bruit du signal de parole autrement dit la différence de rapport signal sur bruit RSB et l'interprétation des résultats nécessitera de poser l'hypothèse que la différence résulte de l'atténuation du niveau de bruit. De plus, la méthode est adaptée au matériel disponible, la chaîne de mesure in vivo impose en effet d'émettre la parole et le bruit dans le même HP Aurical en position frontale (même direction) ce qui évince l'effet de la directivité microphonique sur la réduction du bruit.

II. Résultats

1. Le REUG

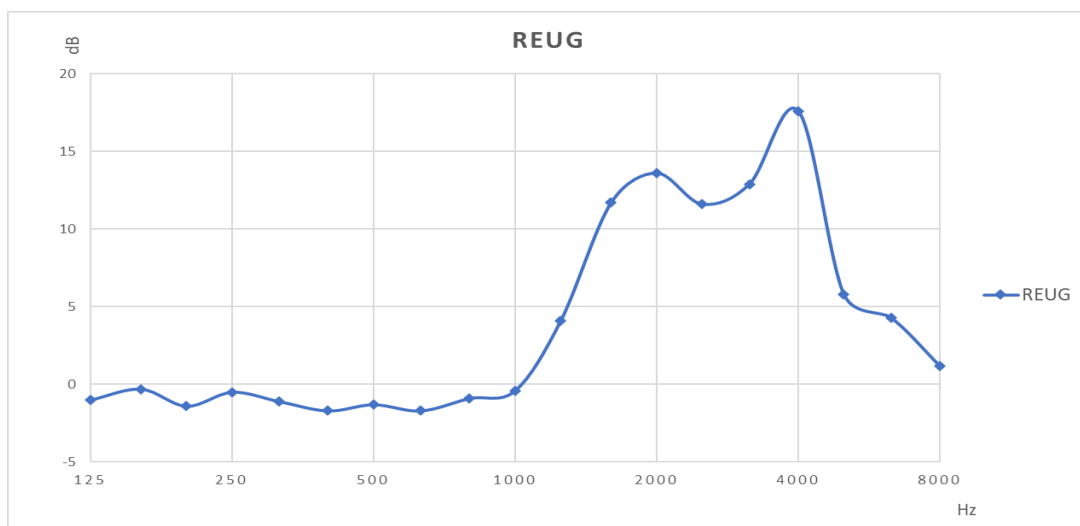
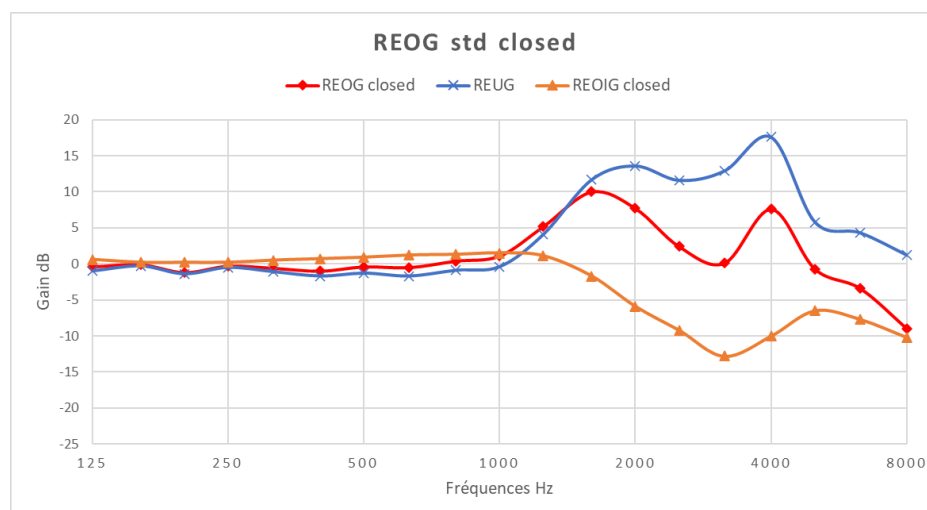
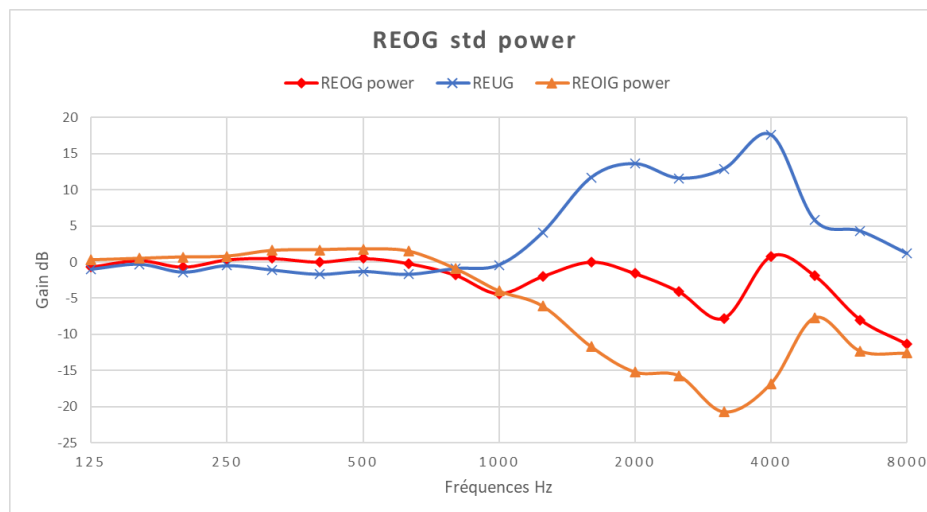


Figure 26 : courbe représentative du REUG de l'oreille gauche

Cette courbe est l’empreinte acoustique de l’oreille testée (mon oreille gauche) qui se révèle d’ailleurs être particulière avec la présence marquée des 2 pics dont celui qui représenterait la fréquence de résonance du CAE davantage repoussé vers le 4kHz comparé au 3kHz théorique, peut-être cette particularité proviendrait-elle des ostéomes qui ont été confirmés par l’otoscopie. La courbe du REUG servira de référence pour quantifier le degré d’ouverture de l’embout.

2. Etude dômes standards :

a. Résultats des REOG



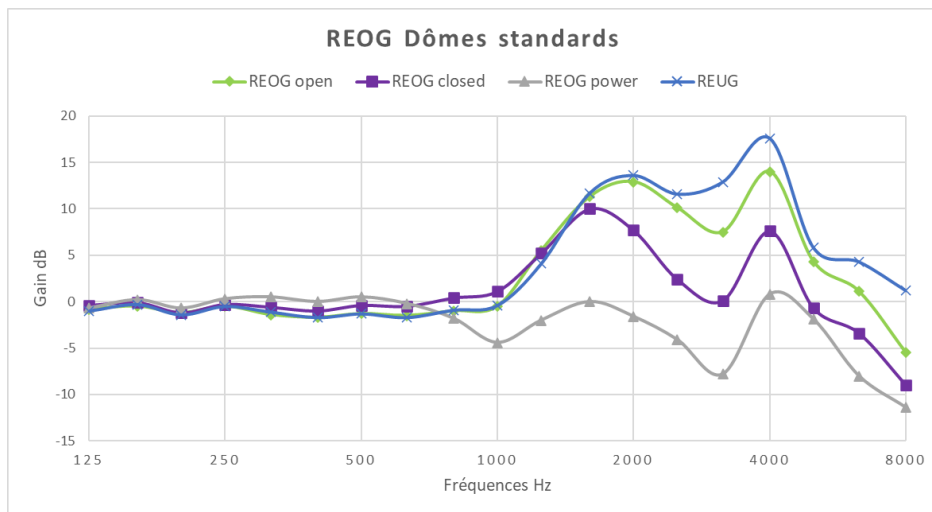
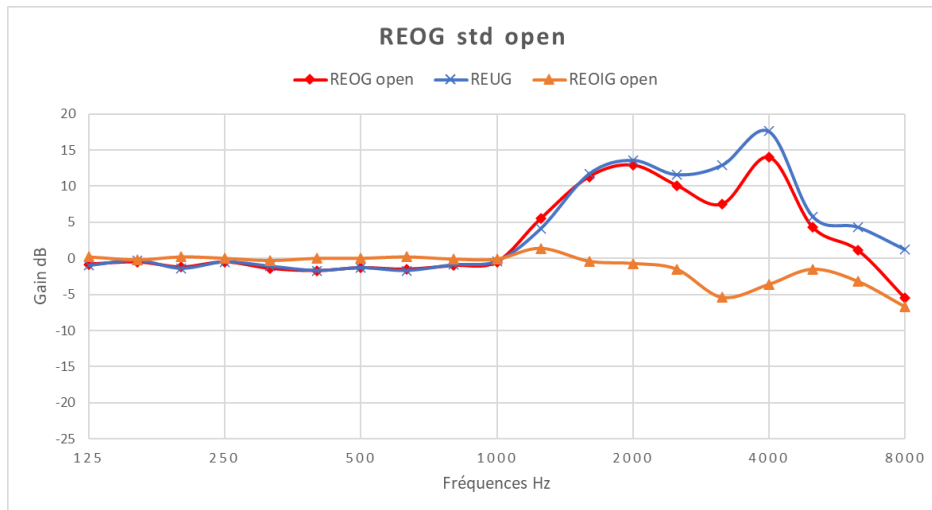


Figure 27 : courbes représentatives des gains de l'oreille occluse REOG, des pertes d'insertion (REOIG) en fonction des différents types de dômes standards et superposition des courbes des REOG

L'analyse des courbes confirme l'effet de filtre passe-bas de l'embout et une fréquence de coupure qui augmente inversement au pouvoir obturant du dôme. En-dessous de 630Hz les fréquences graves ne sont pas affectées même avec un dôme power (puissant). Cette fréquence de coupure atteint 1250Hz pour le dôme closed et le dôme open permet de se rapprocher de la courbe de gain naturel de l'oreille.

b. Résultat de la réduction de bruit

i. Bruits seuls et signal ISTS seul

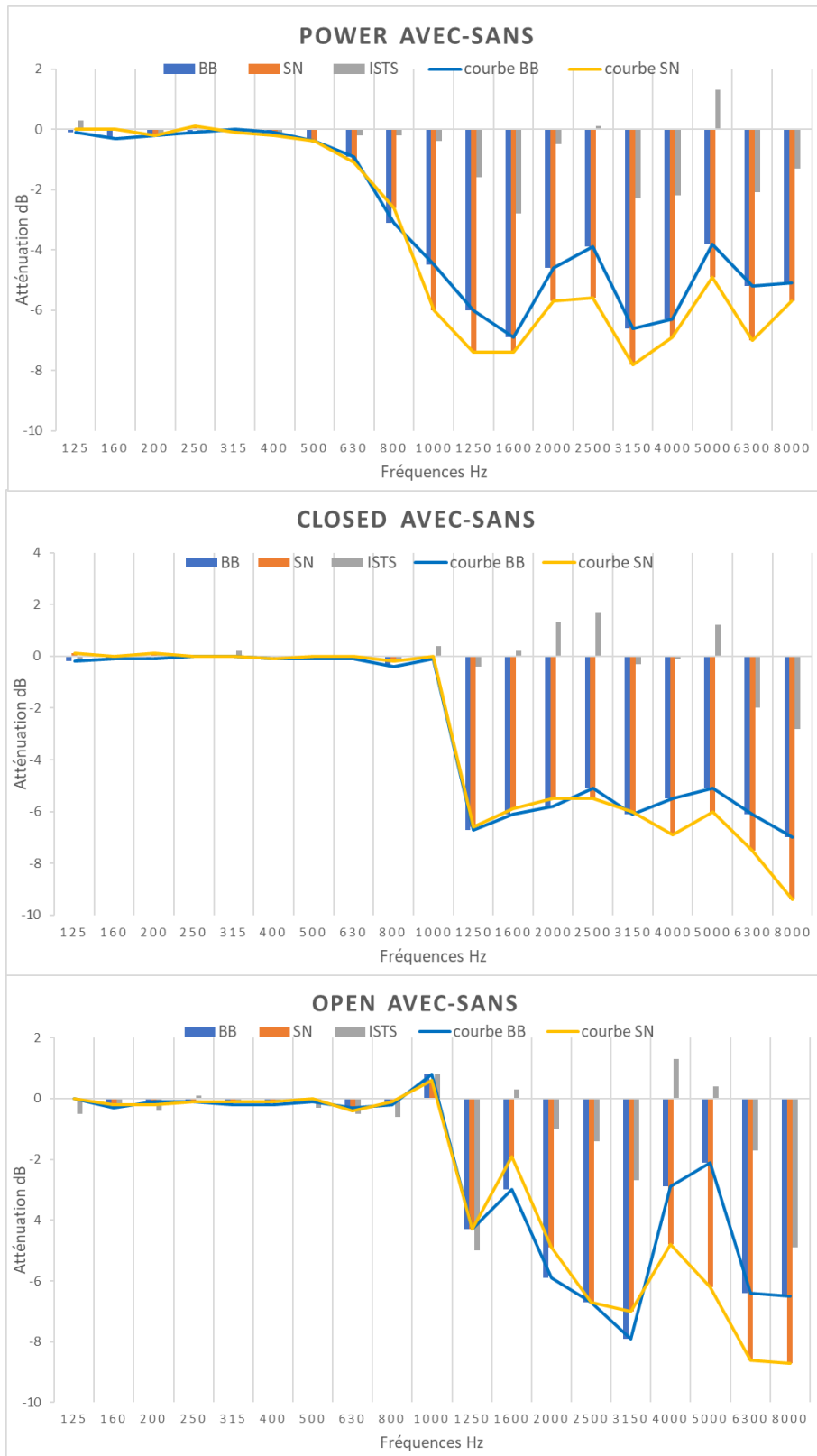


Figure 28 : Différence de gain (atténuation) entre la configuration AVEC (débruiteurs+directivité) et la configuration SANS (débruiteurs+directivité désactivés) par bande de fréquences (1/3 d'octave) en fonction des types de dômes standards et du type du signal.

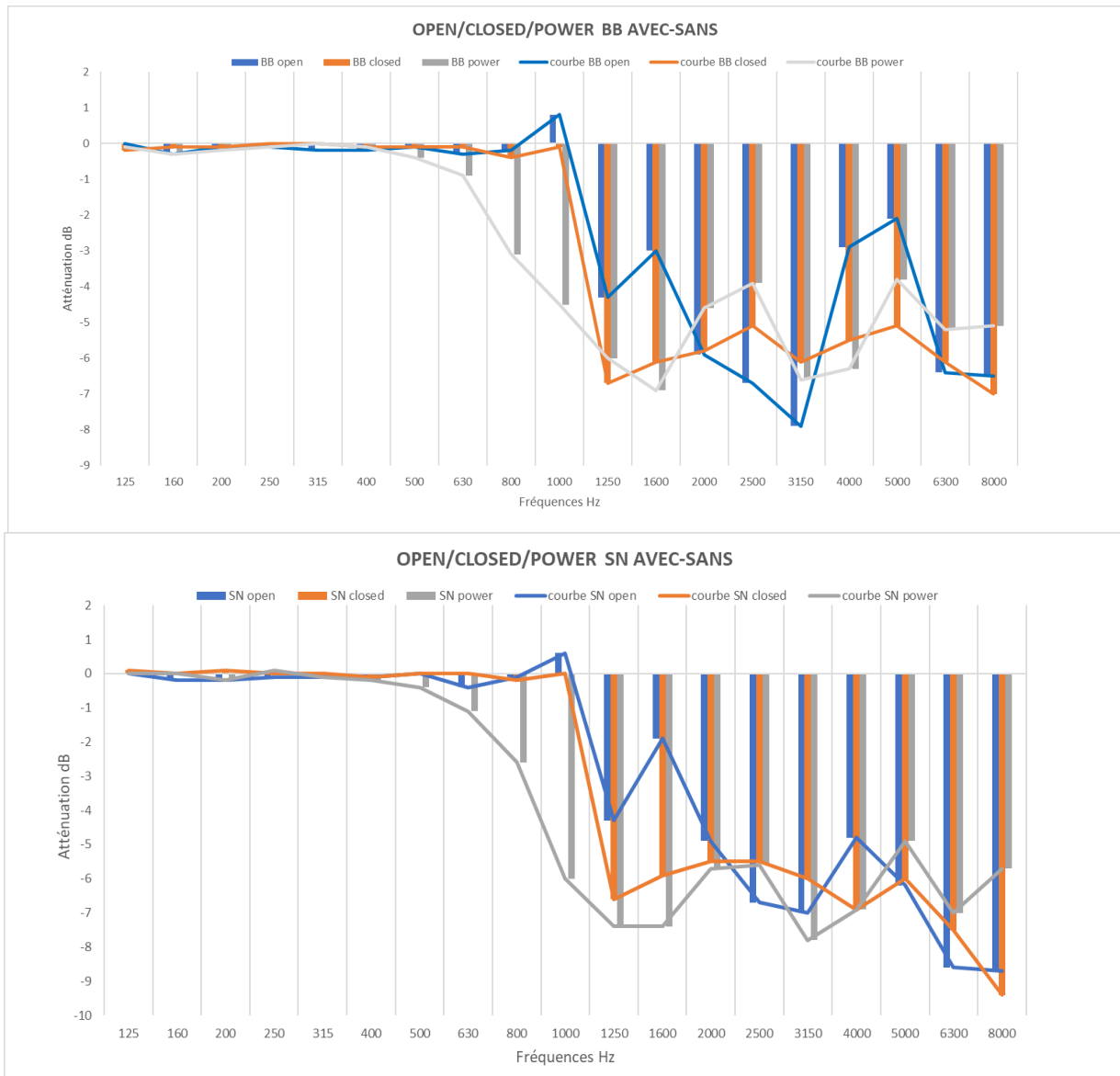


Figure 29 : superposition des courbes d'atténuation (open, closed, power) pour chaque type de bruit (BB et SN)

Pour une meilleure visualisation les courbes BB (Bruit Blanc) et SN (Speech Noise) ont été ajoutées.

ii. Signaux ISTS+Bruit : étude du RSB

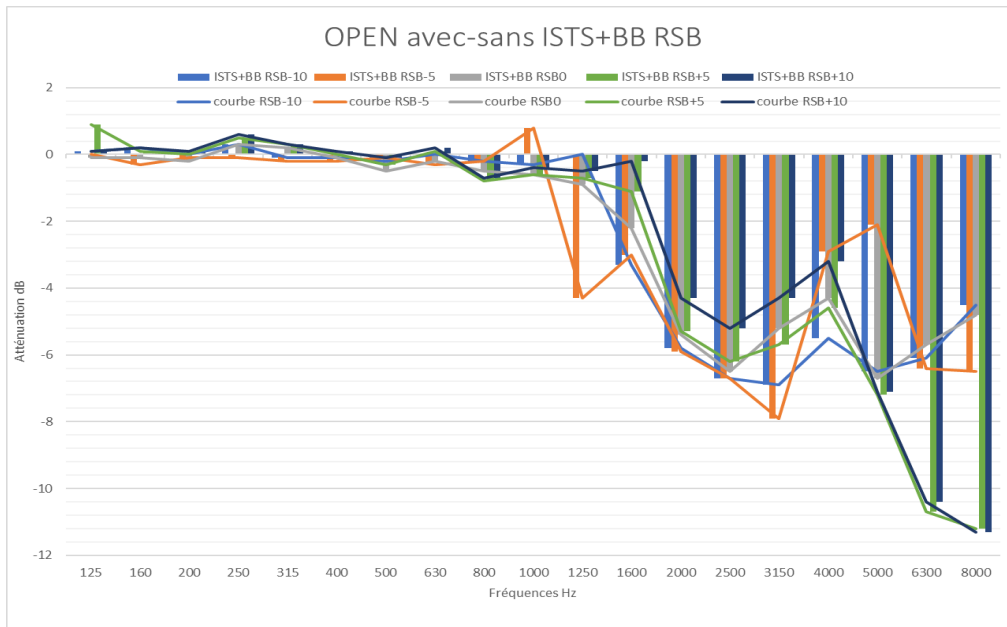


Figure 30 : histogramme des différences de gains (atténuation) entre le programme AVEC et le programme SANS en fonction des différents RSB pour le type de dôme standard OPEN.

La Figure 30 montre l'histogramme des atténuations en fonction des RSB des signaux d'entrée, pour le dôme standard open et pour le type de bruit BB. Il conviendrait de dresser un histogramme par type de dôme et pour le bruit SN mais on peut constater que les graphiques deviennent chargés, c'est pourquoi afin d'apporter de la lisibilité, il est judicieux de réexploiter les valeurs dans les tableaux de mesures afin de calculer une atténuation globale sur toute la bande 125Hz-8000Hz pour chaque variable d'embout, de type de bruit et de niveau de RSB. Ce calcul consiste à sommer les valeurs de niveaux de pression acoustique N de la sonde (« mic sonde SPL ») par bande de fréquences pour les 19 bandes en utilisant la formule :

$$N_{Total} = 10 \log \left(10^{\frac{N1}{10}} + 10^{\frac{N2}{10}} + 10^{\frac{N3}{10}} + \dots + 10^{\frac{N19}{10}} \right)$$

Puis de faire la différence des niveaux de pressions entre le programme AVEC et le programme SANS pour chaque type de dôme, de bruit et de RSB.

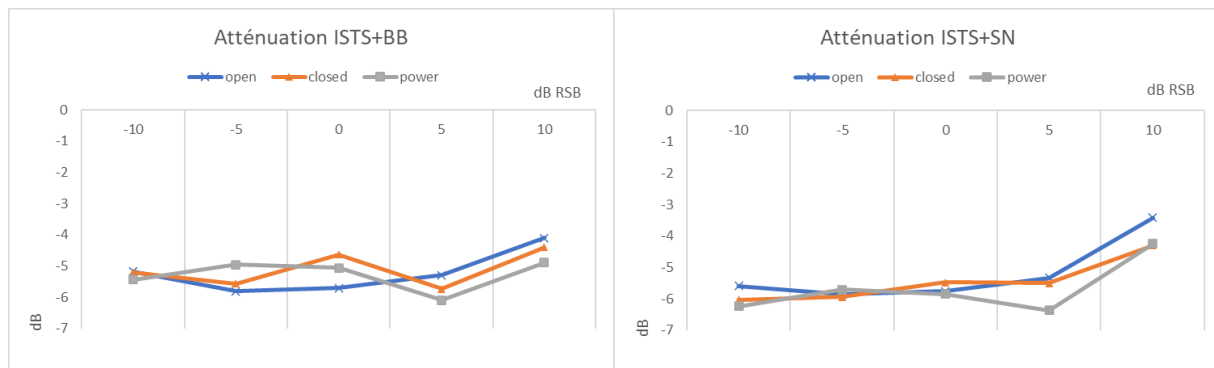


Figure 31 : courbes d'atténuations globales (différence entre les programmes AVEC et SANS) en fonction du RSB du signal d'entrée et du type de dôme

3. Etude embouts sur-mesure :

a. Résultats des REOG

La courbe du REUG est indiquée comme référence. Les diamètres d'ouverture de l'événement sont en mm, rappel : « sm » signifie sur-mesure. Les courbes de perte d'insertion sont également représentées. L'analyse des courbes confirme l'effet de filtre passe-bas de l'événement et une fréquence de coupure qui augmente avec le diamètre. De plus les fréquences graves ne sont pas atténuées en-dessous de 400Hz, même occlus, l'embout n'a pas d'effet sur les fréquences se situant en-dessous. Dès le premier pas d'ouverture de l'événement l'augmentation de la fréquence de coupure est visible. Ces graphiques permettent aussi de mettre en évidence qu'un diamètre d'événement de 3mm qui est déjà important et délicat à obtenir sur un embout fabriqué pour un CAE normal permet l'entrée des sons directs jusqu'à 1600 Hz mais qu'au-delà la courbe est loin de coller à la courbe du REUG qui caractériserait un embout théoriquement « open ».

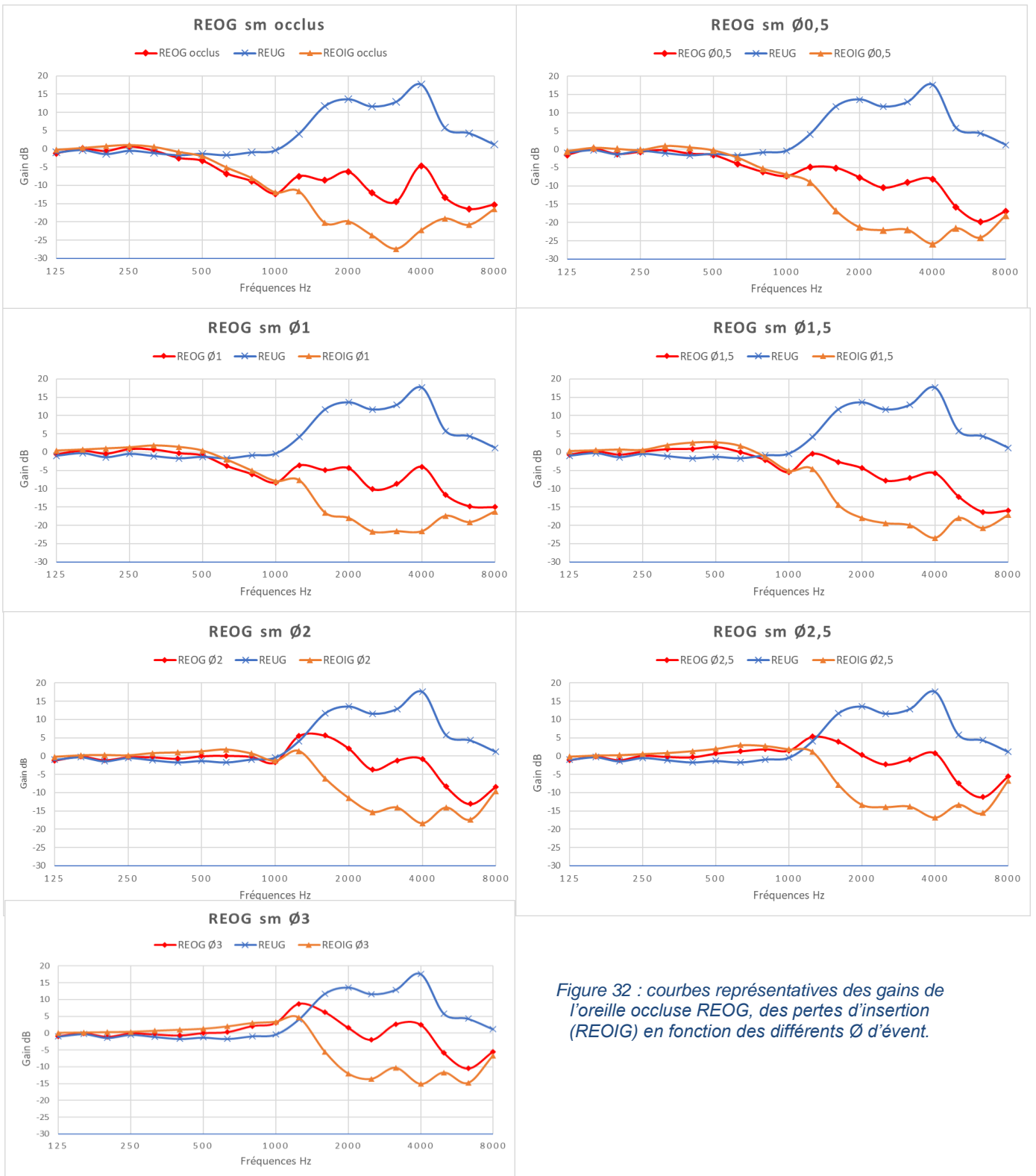


Figure 32 : courbes représentatives des gains de l'oreille occluse REOG, des pertes d'insertion (REOIG) en fonction des différents \emptyset d'évent.

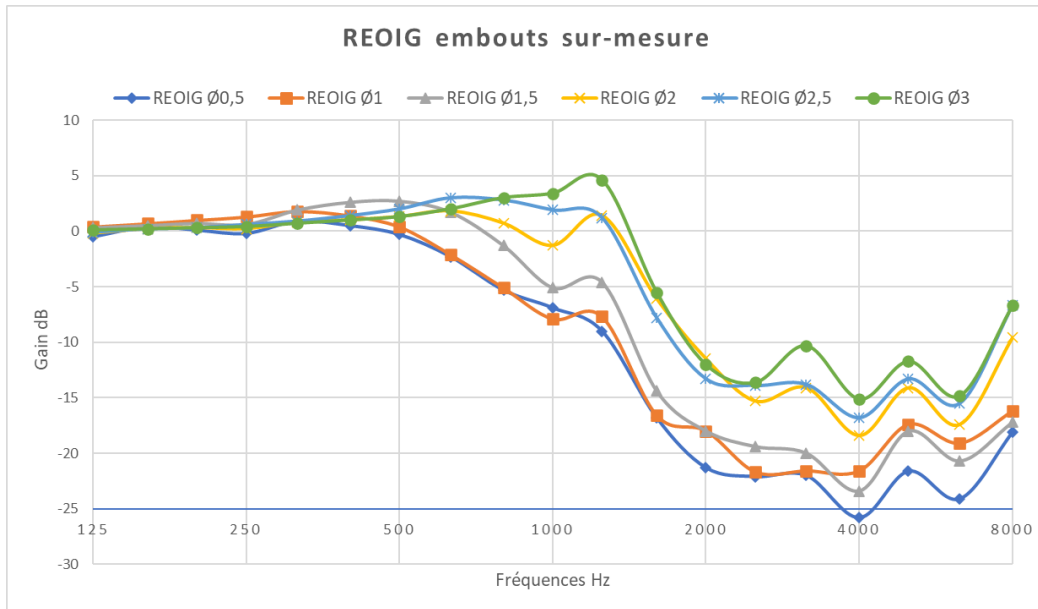


Figure 33 : superposition courbes des pertes d'insertion (REOIG) en fonction des \varnothing de l'évent

b. Résultat de la réduction de bruit

i. Bruits seuls et signal STS seul

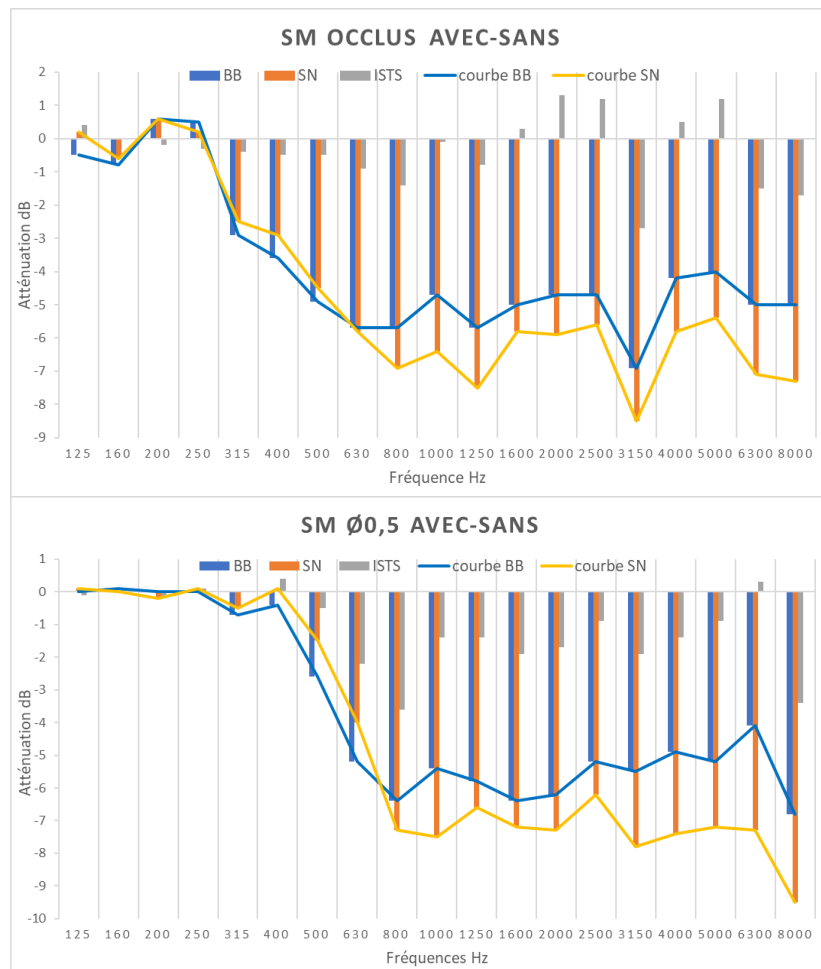
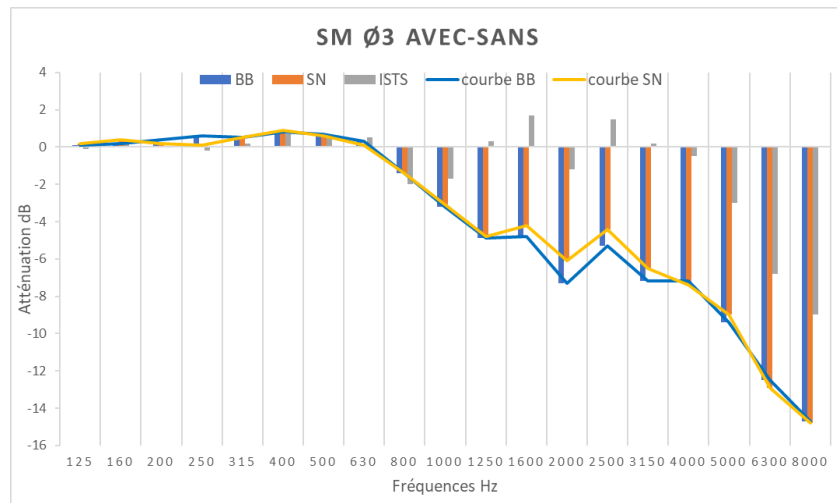




Figure 34 : Différence de gain (atténuation) entre la configuration AVEC (débruiteurs+directionnalité) et la configuration SANS (débruiteurs+directionnalité désactivés) par bande de fréquences (1/3 d'octave) en fonction du Ø de l'événement et du type du signal.



ii. Signaux ISTS+Bruit : étude du RSB

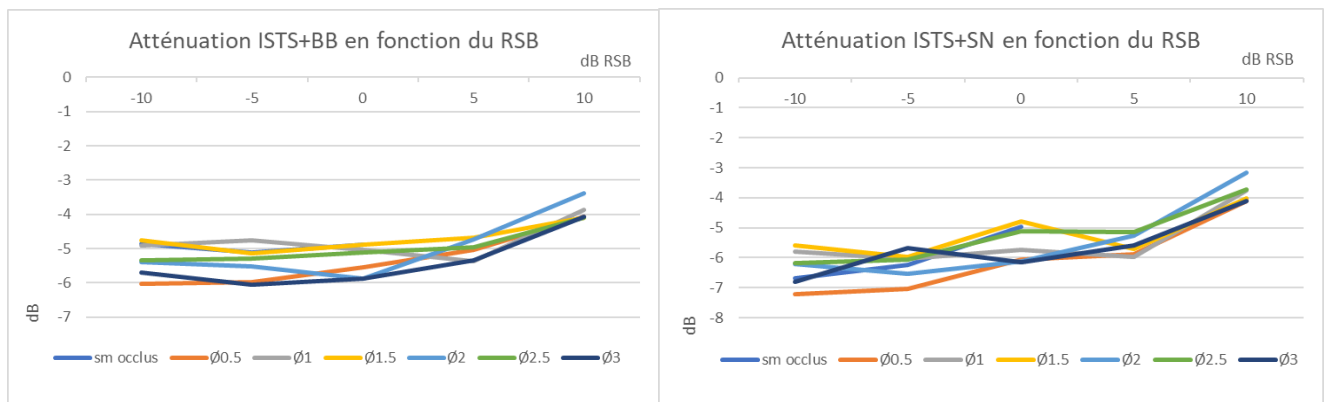


Figure 35 : courbes d'atténuations globales (différence entre les programmes AVEC et SANS) en fonction du RSB du signal d'entrée, du type de bruit et du \varnothing de l'évent

4. Discussion

Cette discussion se limite aux observations faites sur une seule oreille (la mienne). L'étude des dômes standards permet d'observer pour le dôme power une réduction de bruit sur les fréquences grave dès 400 Hz que l'on peut interpréter comme une fréquence de coupure d'un filtre passe-bas et qui atteint 1000Hz sur le dôme closed pour n'augmenter que légèrement sur le dôme open. De plus l'atténuation semble plus importante sur le bruit type Speech Noise (SN), on remarque également une décroissance de la réduction du bruit en fonction du niveau de RSB croissant. L'étude

des dômes sur mesure montre qu'un embout occlus permet d'observer une réduction de bruit sur les fréquences graves dès 250 Hz et qu'une augmentation sensible de cette fréquence de coupure est observable à chaque pas d'ouverture de 0.5mm du Ø de l'évent pour atteindre 630 Hz pour le Ø3mm. Il ressort également que le bruit de type Speech Noise (SN) est globalement plus atténué que le bruit blanc (BB). De plus les courbes montrent des atténuations qui diminuent avec le diamètre croissant de l'évent, cette diminution est davantage prononcée et moins homogène sur le Ø3mm. Comme pour les dômes standards, on observe une décroissance de la réduction du bruit en fonction du niveau de RSB. Les courbes des REOIG permettent également de constater qu'un évent de diamètre 3mm est loin du référentiel open. La comparaison des embouts de type standards avec les embouts sur mesure met en évidence que les embouts sur mesure permettent d'atténuer les graves jusqu'à 250 Hz contre seulement 400Hz sur les dômes standards et qu'un dôme standard closed laisse passer plus de graves qu'un dôme sur mesure avec un évent de Ø3mm. L'observation de l'évolution de la fréquence de coupure confirme le risque de masquage des fréquences conversationnelles (entre 1kHz et 4kHz) par l'entrée directe du bruit. De plus on peut constater que l'effet de l'évent sur la réduction de bruit est plus maîtrisable dans le cas des embouts sur mesure que sur les dômes standards dont le degré d'ouverture n'est pas paramétrable. Pour pouvoir comparer les avantages et inconvénients d'un embout open et d'un embout occlus en réponse à la problématique du compromis entre effet d'occlusion et baisse de compréhension dans le bruit, il conviendrait de compléter cette partie par des mesures in vivo d'effet d'occlusion afin d'observer les résonances pendant la vocalisation de voyelles en fonction du type d'embouts.

ETUDE EXPERIMENTALE SUBJECTIVE : étude de l'influence de l'ouverture de l'embout auriculaire sur les scores d'intelligibilité dans le bruit de patients équipés d'AA haut de gamme (N=9).

I. Protocole expérimental

1. Matériel de mesure et disposition

Le matériel d'audiométrie en champ libre est utilisé, il compte 3 HP avant et 2HP arrière, un audiomètre Madsen Astera de la marque Otometrics, le logiciel OTOsuite associé à la base de données Noah. La disposition des HP (Figure 36) s'appuie sur les recommandations lues dans l'article portant sur l'audiométrie vocale dans le bruit (Lasry & Del Rio, 2012) citant notamment la norme Pr NF EN ISO 8253-3.

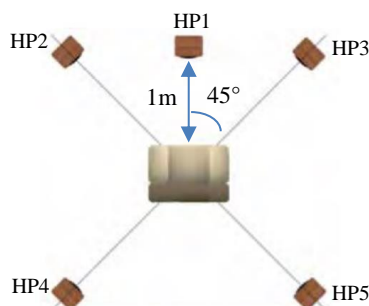


Figure 36 : à gauche, disposition schématique des HP, source : (Lasry & Del Rio, 2012), à droite photographie de la disposition réelle dans la cabine.



2. Les AA et embouts testés

L'objectif de l'étude est d'évaluer l'influence de l'ouverture de l'embout sur les systèmes d'amélioration du rapport signal/bruit d'AA haut de gamme, les AA retenues sont des contours d'oreille de gamme M70 et P90 de la marque Phonak, à écouteurs déportés (RIC, Receiver In the Canal) afin de faciliter la permutation des types d'embouts testés qui sont le dôme standard « open » (référentiel ouvert) et le dôme standard « power » (pouvoir d'obturation maximal de la famille des dômes standards), le dôme



Figure 37 : dômes testés : open à gauche et power à droite

closed (obturant) a volontairement été écarté pour alléger le temps de passation du test. (Figure 37).

3. Les critères d'inclusion des sujets testés

La problématique de l'étude concerne des patients atteints de presbyacousies légères à moyennes présentant une bonne conservation des graves (perte < 30 dB sur les graves). La Figure 38 indique les moyennes et valeurs extrêmes des audiogrammes sur les 9 sujets, de plus les PTM (perte tonale moyenne qui est la moyenne des pertes sur les fréquences 500Hz, 1000Hz, 2000Hz, 4000Hz) calculées

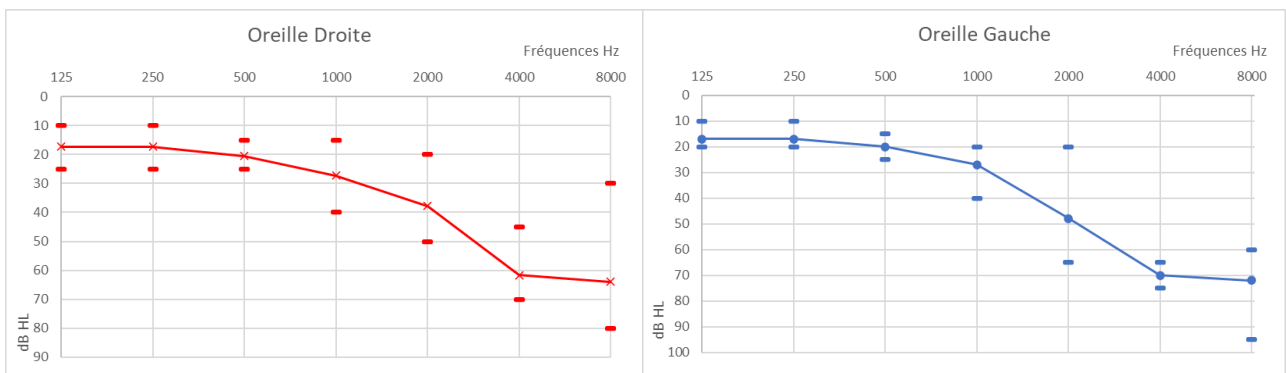


Figure 38 : Audiogrammes de l'oreille droite (à gauche) et de l'oreille gauche (à droite). La courbe en trait plein représente la moyenne des 9 sujets, les tirets représentent les valeurs min et max des pertes pour chaque fréquence.

dans les fichiers de données varient de 27dB HL à 45dB HL. Par ailleurs les sujets ne doivent pas présenter de troubles cognitifs qui fausseraient les tests d'intelligibilité, au contraire ils sont sélectionnés en fonction de leur « dynamisme » et leur capacité de concentration d'autant plus que le temps de passation du test sera important, le critère d'âge vient renforcer le critère précédent et vise la tranche 60-80 ans, enfin les CAE doivent être exempts de bouchons de cerumen.

4. Elaboration du test vocal dans le bruit

a. Choix du matériel phonétique

Les listes cochléaires de Lafon seront utilisées, elles offrent l'avantage d'être plus équilibrées que les listes de Fournier, de rendre le test plus « confortable » pour le sujet en comparaison à des listes de logatomes qui risqueraient de le mettre trop

souvent en échec, de solliciter davantage la discrimination phonétique et ainsi de limiter la suppléance mentale par rapport à des listes de phrases et par conséquent de mieux évaluer les effets liés aux performances de l'AA et indirectement au type d'embout. Le choix de ce matériel phonétique s'est également précisé après avoir visionné le webinar sur le site hearing-balance.academy (Natus, 2022) où l'on apprend que sur le CD1 du collège national d'audioprothèse disponible dans la base de données d'OTOsuite se trouvent des listes cochléaires de Lafon enregistrées avec une piste de de bruit OVG (Ondes Vocales Globales) qui sera utilisée comme modalité Cocktail Party (CP) de la variable d'étude « bruit ». Ces listes se distinguent par le préfixe M qui signifie Masking.

b. Variables et nombre de mesures

L'objectif principal est de mesurer les scores d'intelligibilité en fonction du degré d'ouverture de l'embout, traduit par la variable « type de dôme ». Afin de la rendre la plus complète possible, il est proposé d'observer l'effet du type de bruit, un bruit de type Speech Noise (SN) et un bruit de type Cocktail Party (CP), l'effet du rapport du signal de parole (matériel phonétique) sur le type de bruit (RSB-6dB, RSB-3dB, RSB0dB, RSB+3dB, RSB+6dB) et l'effet du programme de l'AA (SANS débruiteurs et directionnalité, AVEC débruiteurs et directionnalité). Les programmes SANS et AVEC sont deux programmes supplémentaires personnalisés créés dans la session de réglage du logiciel Phonak Target du sujet de la même façon que pour l'étude objective précédente. On se retrouve donc avec la variable indépendante (VI) « programme » à 2 modalités, la VI « dômes » à 2 modalités, la VI « bruit » à 2 modalités et la VI « RSB » à 5 modalités et enfin la variable dépendante (VD) qui est le score d'intelligibilité « %correct », ces variables sont représentées dans le plan factoriel Figure 39. Chaque produit des combinaisons des VI représente une mesure de score d'intelligibilité (en

%correct) soit 40 mesures, les listes cochléaires de Lafon doivent être différentes pour chaque mesure, or il n'y a que 20 listes ce qui implique une répétition de la passation des 20 listes pour les mesures concernant la modalité « avec ».

VI

programme à 2 modalités VI dôme à 2 modalités VI bruit à 2 modalités VI RSB à 5 modalités

sans	open	CP	sans_open_CP_RSB-6	sans_open_CP_RSB-3	sans_open_CP_RSBO	sans_open_CP_RSB+3	sans_open_CP_RSB+3
		SN	sans_open_SN_RSB-6	sans_open_SN_RSB-3	sans_open_SN_RSBO	sans_open_SN_RSB+3	sans_open_SN_RSB+3
	power	CP	sans_power_CP_RSB-6	sans_power_CP_RSB-3	sans_power_CP_RSBO	sans_power_CP_RSB+3	sans_power_CP_RSB+3
		SN	sans_power_SN_RSB-6	sans_power_SN_RSB-3	sans_power_SN_RSBO	sans_power_SN_RSB+3	sans_power_SN_RSB+3
avec	open	CP	avec_open_CP_RSB-6	avec_open_CP_RSB-3	sans_open_CP_RSBO	sans_open_CP_RSB+3	sans_open_CP_RSB+3
		SN	avec_open_SN_RSB-6	avec_open_SN_RSB-3	sans_open_SN_RSBO	sans_open_SN_RSB+3	sans_open_SN_RSB+3
	power	CP	avec_power_CP_RSB-6	avec_power_CP_RSB-3	avec_power_CP_RSBO	avec_power_CP_RSB+3	avec_power_CP_RSB+6
		SN	avec_power_SN_RSB-6	avec_power_SN_RSB-3	avec_power_SN_RSBO	avec_power_SN_RSB+3	avec_power_SN_RSB+6

Figure 39 : illustration des variables VI et du nombre de combinaisons (mesures des scores d'intelligibilité)

c. Diffusion des signaux

Afin de représenter la situation réelle « naturelle » de l'interlocuteur situé en face et d'un environnement bruyant « omnidirectionnel », les listes de mots seront diffusées dans le HP1 et le bruit dans les HP 2,3,4 et 5. L'intensité nominale du bruit et celle du signal de parole sont choisies à 65dB qui représente une intensité moyennement forte et qui suit la recommandation de la norme Pr NF EN ISO 8253-3 (Lasry & Del Rio, 2012). Pour la diffusion du bruit à 65dB diffusé dans 4 HP il convient donc de calculer l'intensité N provenant de chaque HP qui par sommation donneront 65dB, d'après la formule de sommation d'intensités acoustiques :

$$10 \log_{10} \left(10^{\frac{N}{10}} + 10^{\frac{N}{10}} + 10^{\frac{N}{10}} + 10^{\frac{N}{10}} \right) = 65 \implies 10 \log_{10} \left(4 \times 10^{\frac{N}{10}} \right) = 65$$

$$\implies 10 \log_{10}(4) + 10 \log_{10} \left(10^{\frac{N}{10}} \right) = 65 \implies N = 65 - 10 \log_{10}(4)$$

$$\implies N = 65 - 6 = 59dB.$$

L'intensité du bruit est choisie fixe et c'est l'intensité du signal de parole qui variera.

d. La configuration du test dans OTOsuite

1. Dans la barre d'outils, ouvrir le Sélecteur de tests (ou F8), choisir le test préconfiguré pour l'audiométrie vocale dans le bruit (« Vocale Bruit... »).

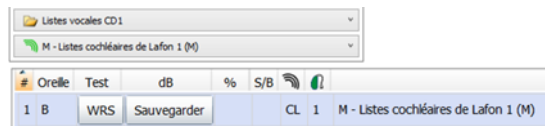


Figure 40 : choix de la liste cochléaire de Lafon avec préfixe M

2. Choisir les listes cochléaires de Lafon avec préfixe M du CD1 (Figure 40).

3. Dans le panneau de commandes gauche, choisir le canal comme source du signal de parole (listes de Lafon) et le canal 2 comme source de bruit qui seront cochés en continu lors du lancement du test. Dans le cas du bruit CP (OVG), étant donné qu'il est enregistré sur la 2^{ème} piste d'une liste, cocher Source B et pour la première piste (les mots) Source A. Dans le cas du bruit type SN, cocher Parole bruitée dans la ligne Masking (Figure 41).

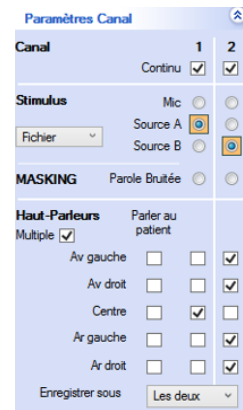


Figure 41 : configuration des émissions des signaux

4. Pour la configuration de la diffusion des signaux, cocher « Multiple » attribuer les HP avant gauche et droit, arrière gauche et droit pour le bruit (canal 2), attribuer le signal de parole dans le HP central (canal 2).

5. Choisir un pas de réglage de l'intensité des signaux de 1dB (Figure 42) car les RSB varieront par pas de 3dB, le mode de mesure WRS/SRS (Words Recognition Score/Sentences recognition Score) et choisir « Manuel » pour pouvoir faire apparaître le RSB (S/B) correct dans le tableau de résultats sinon

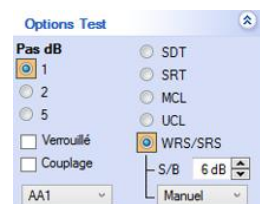


Figure 42 : configuration du pas de réglage de l'intensité testée et de l'indication manuelle du RSB

le mode automatique donnera des valeurs de RSB fausses car le calcul du RSB se fait entre l'intensité testée du signal de parole et l'intensité testé du bruit diffusé par HP qui n'est pas 65dB mais 59dB. Par exemple le test du RSB+3 se fera en augmentant

l'intensité du canal 1 de 65dB à 68dB et en indiquant manuellement le rapport RSB (S/B) à 3dB (Figure 43).

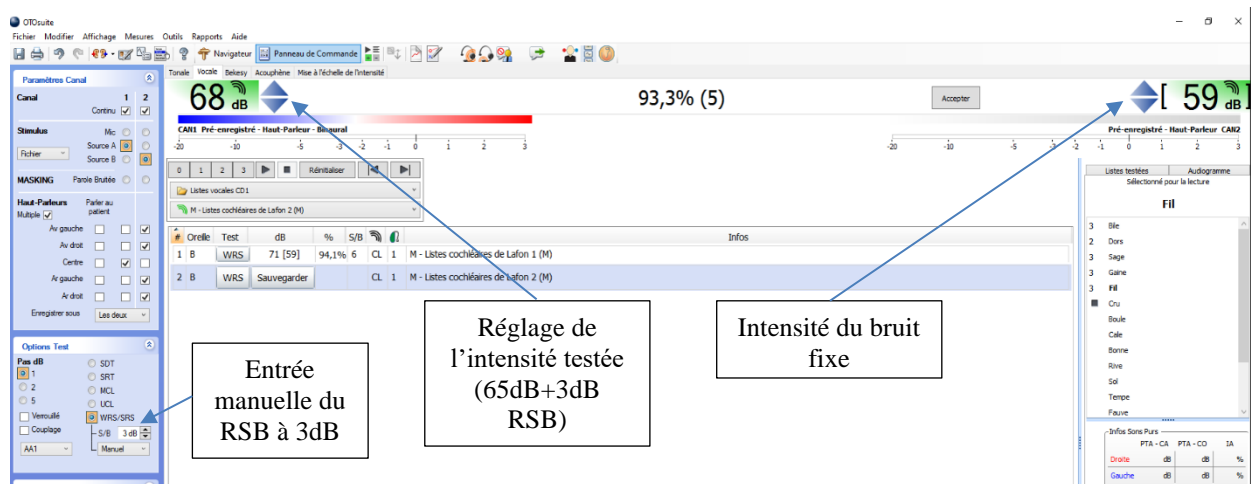


Figure 43 : illustration du réglage du RSB+3dB

6. Dans le menu « Mesures » → Score et Lecture, sélectionner le score des Phonèmes/Phrases et le régler à 3 pour permettre lors de la passation du test de valider le nombre de phonèmes correctement répétés et sélectionner la lecture continue qui permet de ne pas interrompre le bruit CP de la source B lors du passage entre 2 mots de la liste qui rendrait le test « haché » et inconfortable pour le sujet et surtout ne serait pas approprié pour tester la situation avec débruiteurs.

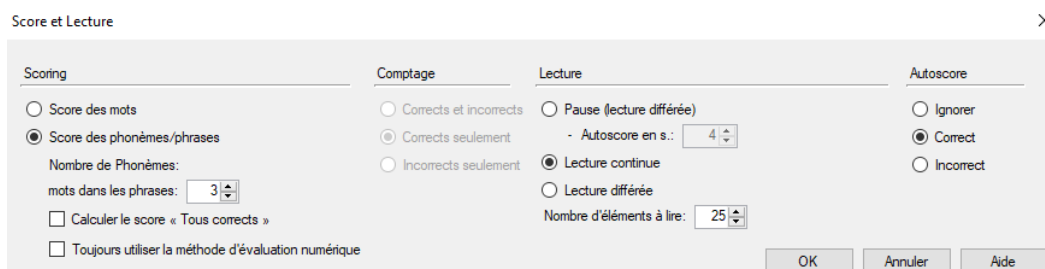


Figure 44 : configuration des scores et de la lecture des listes

e. Passation du test

1. Otoscopie.
2. Vérification et nettoyage si besoin des AA.
3. Connexion des AA au logiciel Target Match.

4. Création des programmes personnalisés SANS (débruiteurs désactivés et omnidirectionnalité) et AVEC (débruiteurs et directionnalité réglés au maximum).

5. Installation du sujet à 1m du HP central

6. Diffusion de 4 listes d'entraînement prises dans le matériel phonétique de Fournier pour ne pas réduire le nombre de listes de Lafon disponibles pendant le test. Cette étape a pour objectif de limiter la variabilité du test liée au phénomène d'entraînement.

7. Conditions initiales du test : modalité de la VI RSB=+6dB (soit une intensité des listes à 65dB+6dB RSB=71dB sur le canal 1), modalité de la VI Bruit=cocktail party (CP) source B, modalité de la VI dôme=open, modalité de la VI programme=SANS.

Le tableau ci-dessous (Figure 45) décrit l'ordre de passage des mesures (N°=numéro) en fonctions des modalités testées, 1 mesure=1 liste cochléaire de Lafon.

		Variables indépendantes VI											
		Dôme	Programme	Bruit	RSB								
					N°	RSB+6	N°	RSB+3	N°	RSB0	N°	RSB-3	N°
Modalités	open	sans	CP	1	+6	2	+3	3	0	4	-3	5	-6
	open	avec	CP	6	+6	7	+3	8	0	9	-3	10	-6
	open	sans	SN	11	+6	12	+3	13	0	14	-3	15	-6
	open	avec	SN	16	+6	17	+3	18	0	19	-3	20	-6
	power	sans	CP	21	+6	22	+3	23	0	24	-3	25	-6
	power	avec	CP	26	+6	27	+3	28	0	29	-3	30	-6
	power	sans	SN	31	+6	32	+3	33	0	34	-3	35	-6
	power	avec	SN	36	+6	37	+3	38	0	39	-3	40	-6

Figure 45 : ordre de passage des mesures en fonction des modalités testées

Cet ordre a été articulé autour de l'étape de changement de modalité du dôme (open→power) qui nécessite un nouveau réglage de l'AA relatif aux nouveaux paramètres acoustiques et à une nouvelle mesure de Larsen.

8. Enfin la mesure in vivo des REOG pour les 2 modalités de dômes est placée à la fin, après la passation du test vocal car placé au début il aurait augmenté le facteur fatigabilité du test qui dure déjà plus d'1h20min. Cette mesure est un contrôle du degré d'ouverture du type de dôme et permet de maîtriser la variable dôme dans l'interprétation des résultats, en effet un dôme power qui qui n'épouserait pas les

parois du CAE pour des raisons anatomiques par exemple ne pourrait pas être considéré comme un power et constituerait une limite au test.

II. Résultats et discussion

1. Le contrôle des REOG par mesure in vivo



Figure 46 : courbes représentatives des REUG et REOG des oreilles droites et gauches pour chaque sujet

Plus la courbe du REOG se rapproche de la courbe du gain naturel de l'oreille (REUG), plus le dôme est « ouvert ». Les mesures in vivo (Figure 46) montrent que le dôme open et le dôme power respectent bien leur propriété acoustique, excepté pour le sujet n°6 qui est le seul à posséder des embouts sur mesure avec un écart de Ø3 mais pour lesquels les courbes de REOG indiquent que le référentiel open n'est pas atteint.

2. Approche analytique

L'Annexe 3 illustre le tableau des mesures des scores d'intelligibilité. Une première approche analytique est proposée pour exploiter ces données, en comparant les moyennes des scores d'intelligibilité entre les modalités open et power de la variable dôme en fonction des modalités de RSB, bien entendu dans le cas où les débruiteurs et la directionnalité sont activés (Programme « avec »), toutes les autres variables sont moyennées sur les 9 sujets (Figure 47).

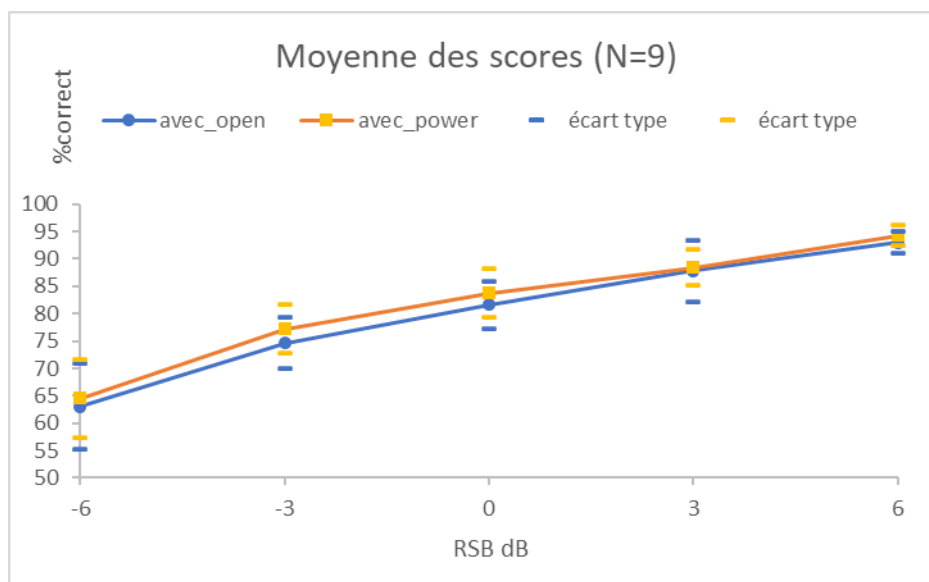


Figure 47 : comparaison des moyennes des scores d'intelligibilité entre les dômes open et power en fonction des RSB.

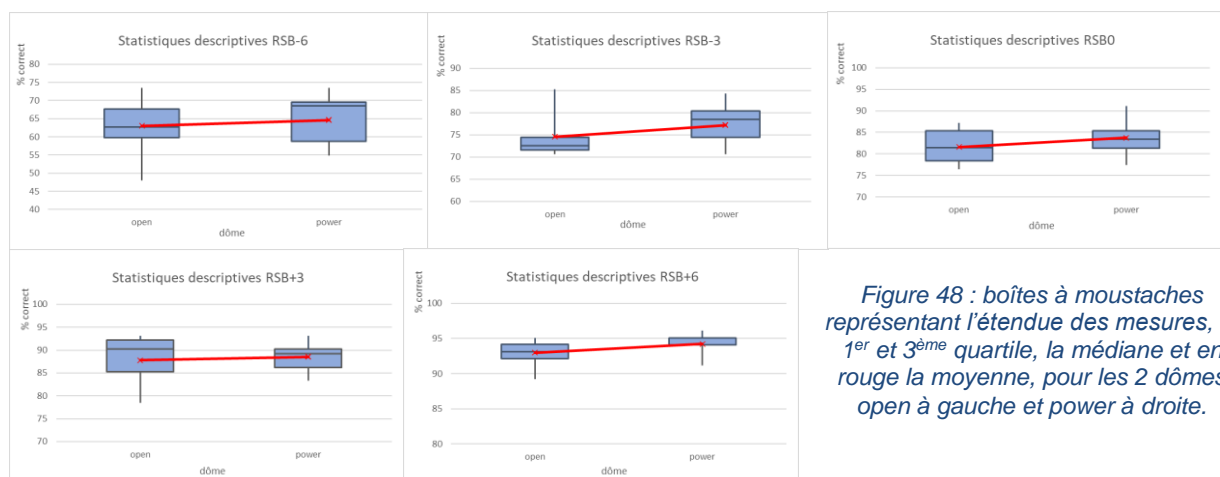
Les courbes traduisent logiquement que les scores d'intelligibilité augmentent avec l'augmentation du rapport signal sur bruit. Nous pouvons observer que même si la

différence sur les scores est faible la moyenne concernant le dôme power est toujours supérieure à celle concernant le dôme open. Cette première observation pourrait orienter vers l'hypothèse selon laquelle l'expérience telle que réalisée dans cette étude ne permet pas de conclure sur l'effet du type de dôme sur l'intelligibilité. Une approche statistique permettra d'apporter davantage de rigueur sur l'interprétation des résultats et de connaître dans quelle mesure cette différence observée est significative ou non significative, tout en reconnaissant modestement qu'une amélioration inférieure à 5% sur les scores d'intelligibilité resterait très relative dans l'amélioration ressentie par un patient de sa compréhension dans le bruit, d'autant plus que le matériel vocal utilisé sont les listes cochléaires de Lafon (unité phonétique=phonème) limitant la suppléance mentale sachant que celle-ci intervient dans la réalité.

3. Approche statistique

a. Statistiques descriptives

Pour continuer l'analyse de la comparaison des moyennes de la Figure 47, la représentation des boîtes à moustaches peut déjà nous renseigner sur la dispersion des mesures.



Le chevauchement des boîtes (qui représentent 50% des mesures) est un indicateur sur le fait que la différence observée entre les 2 dômes perd en

significativité, cependant les diagrammes du RSB-3 et RSB+6 peuvent orienter vers une significativité. Une analyse statistique plus approfondie type ANOVA (Analysis Of Variances) à plusieurs facteurs (variables VI) permettra d'apporter davantage d'informations. De plus ces diagrammes nous donnent des informations sur la dispersion des mesures, ainsi pour les RSB-0 on peut s'attendre à une normalité de la distribution des mesures pour la VI dômes car la médiane et la moyenne sont centrées.

b. Test statistique ANOVA à mesures répétées sous le logiciel JASP

Le choix de la réalisation de ce test statistique découle de la recherche d'informations dans les cours de statistiques suivis durant la formation d'audioprothésiste mais aussi de l'article (Bestel, 2019) et des tutoriels Youtube (Lindenloot, 2015) et (Christiansen, 2020). Il est nécessaire au préalable de mettre en forme les données à savoir une ligne par sujet et une colonne par combinaison de modalités (Annexe 4) en s'aidant du plan factoriel Figure 39. Les facteurs à renseigner (factors) sont les VI (programme, dôme, bruit, RSB) et les niveaux (levels) sont les modalités des VI. Le test à utiliser est le test ANOVA à mesures répétées qui traduit le

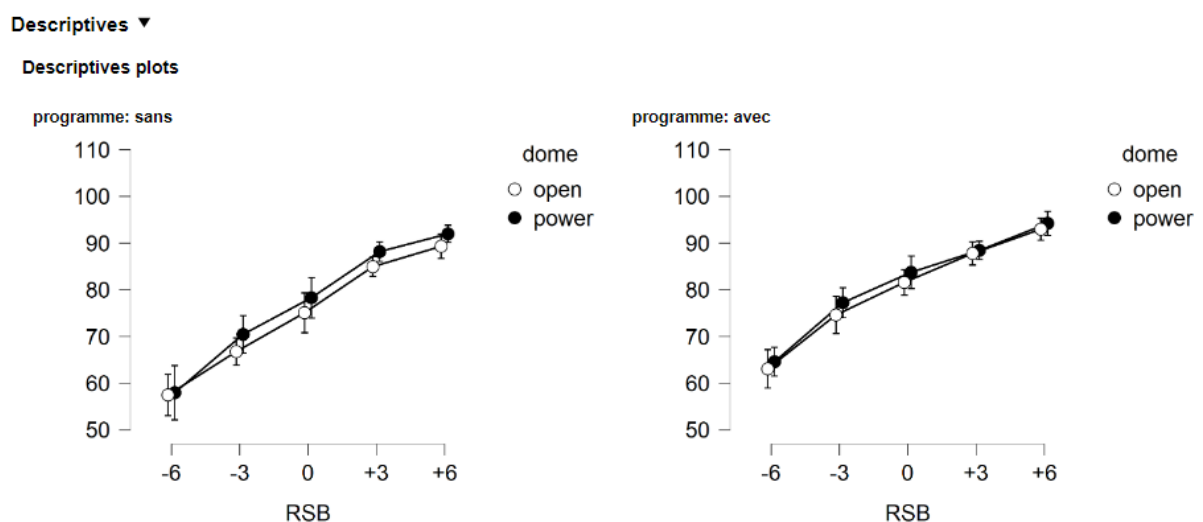


Figure 49 : graphiques descriptifs des scores en fonction du RSB avec les intervalles de confiance à 95%

fait que le groupe testé reste le même (les 9 sujets de l'étude) pour les différents groupes de mesures.

On retrouve à droite pour la représentation de la modalité « avec », la courbe obtenue analytiquement. Comme pour les boîtes à moustaches, les intervalles de confiance qui se chevauchent beaucoup orientent vers une non significativité de la différence. Ces intervalles de confiance seraient plutôt favorables pour les RSB-3, RSB0 et RSB+6. Les résultats indiquant une significativité ($p < 0.05$) de la différence de moyenne observée entre les différents groupes de mesures (combinaisons) sont répertoriés dans la Figure 50.

Repeated Measures ANOVA

Within Subjects Effects						
Cases	Sum of Squares	df	Mean Square	F	p	
programme	2058.747	1	2058.747	9.513	0.015	
Residuals	1731.403	8	216.425			
RSB	44552.112	4	11138.028	252.008	< .001	
Residuals	1414.309	32	44.197			
Bruit * RSB	1458.150*	4*	364.538*	11.055*	< .001*	
Residuals	1055.207	32	32.975			
dome	416.670	1	416.670	3.346	0.105	
Residuals	996.212	8	124.526			

Figure 50 : résultats statistiques des effets significatifs des variables sur la différence des moyennes observées.

On apprend donc que le programme a un effet significatif sur l'amélioration de l'intelligibilité dans le bruit, confirmé par le tableau des moyennes. L'intelligibilité est meilleure avec le programme « avec » débruiteurs et directionnalité, ce qui est reconfortant même si l'objet de l'expérience est d'évaluer la

Marginal Means

Marginal Means - programme				
programme	Marginal Mean	95% CI for Mean Difference		SE
		Lower	Upper	
sans	76.053	72.852	79.255	1.485
avec	80.836	77.634	84.038	1.485

Figure 51 : détail des moyennes des mesures pour les modalités « sans » et « avec ».

variable « dôme ». Pour la variable RSB le test est logiquement significatif, en effet il est normal de mieux comprendre dans le bruit lorsque la différence de niveau entre le signal de parole et le bruit est important. Les résultats de la Figure 50 montrent aussi une interaction entre la variable Bruit et la variable RSB qui signifie que la différence

entre les mesures d'intelligibilité est plus importante quand deux modalités (ou conditions), chacune appartenant à une variable, sont réunies. Pour connaître le sens de cette différence, il convient de réorganiser les variables dans le segment

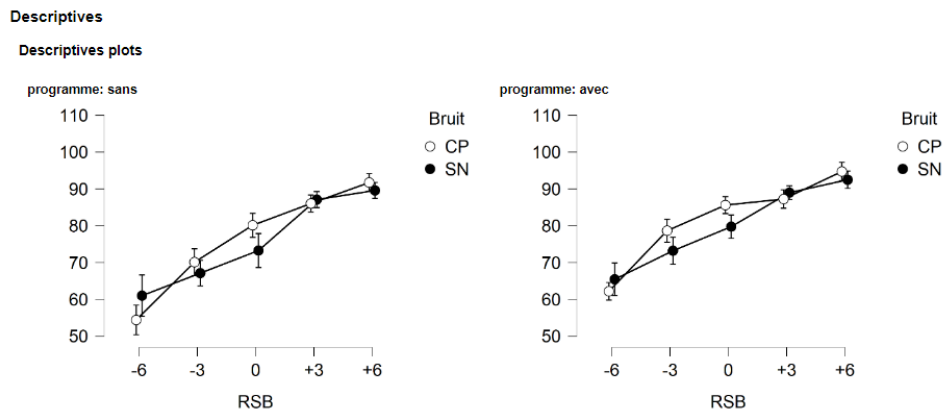


Figure 52 : diagrammes descriptifs faisant apparaître les modalités CP et SN

« descriptive plot » du logiciel pour faire apparaître les types de bruits CP et SN (Figure 52) et on remarque que les scores d'intelligibilité dans le bruit sont meilleurs lorsque le bruit est de type cocktail party (CP) plutôt que type Speech Noise (SN) ce qui est également rassurant dans le sens où cela signifie que les AA sont plus performantes pour ce type de bruit qui est plus représentatif des environnements bruyants de la réalité.

Pour la variable « dôme » qui nous intéresse, il n'y a pas de significativité car la p-value est supérieure à 0.05 mais elle reste cependant faible (0.105) (Figure 50). La formulation statistique est la suivante :

- H0 hypothèse nulle : le dôme obturant « power » n'apporte pas d'amélioration sur les scores d'intelligibilité dans le bruit comparé au dôme « open ».
- H1 hypothèse alternative : le dôme « power » apporte une amélioration sur les scores d'intelligibilité dans le bruit comparé au dôme « open ».
- $p=0.105 > 0.05$, il y a donc plus de 5% de chances de se tromper en rejetant l'hypothèse nulle, la conclusion est donc que le dôme « power » n'apporte pas

d'amélioration comparé au dôme « open », à relativiser cependant avec la faible valeur de p.

- Complément au test : le test non paramétrique.

Théoriquement pour pouvoir utiliser le test ANOVA ci-dessus, dans chaque groupe de mesures (chaque colonne=combinaison de modalités), la distribution des mesures sur les 9 sujets doit suivre une loi normale. Le test de normalité de Shapiro-Wilk montre en effet que la condition de normalité, même si certains groupes la remplissent, n'est pas satisfaite pour tous les groupes. Lorsque la condition de normalité n'est pas remplie, il est recommandé d'utiliser un test non paramétrique, qui est disponible dans les fonctions du test ANOVA employé jusqu'ici. Les p-values sont proches de celles obtenues précédemment (Figure 53) :

Nonparametrics

Durbin Test								
Factor	Chi-Squared	df	p	Kendall's W	F	df num	df den	P<
programme	3.836	1	0.050	21268.675	3.867	39	350	< .001
dome	1.965	1	0.161	25446.145	1.970	39	350	< .001
Bruit	0.629	1	0.428	25114.813	0.628	39	350	0.961
RSB	218.723	4	< .001	2623.559	143.443	39	347	< .001

Figure 53 : résultat du test non paramétrique

4. Limites du test

L'expérience se limite à une seule scène sonore, toutes les capacités d'amélioration du rapport signal sur bruit de l'AA ne sont pas testées. De plus une comparaison rigoureuse de l'expérience objective avec celle subjective nécessiterait de faire le test en fabriquant des embouts sur mesure pour chaque patient et d'ouvrir l'évent par pas de 0.5mm, difficilement réalisable compte tenu de la contrainte de temps imparti. Même si une tendance semble se profiler en faveur d'une diminution de l'intelligibilité pour le dôme « open » en comparaison avec le dôme « power », la différence

observée reste faible et à relativiser avec l'incertitude du test vocal lié à sa reproductibilité.

CONCLUSION

La problématique qui a suscité le sujet de ce mémoire est celle fréquemment rencontrée dans l'adaptation prothétique de patients atteints de presbycousies légères pour lesquelles est adapté un appareillage open afin de diminuer l'effet d'occlusion mais qui dégraderait en contrepartie l'intelligibilité dans le bruit par rapport à un appareillage occlus dû à l'inefficacité des systèmes de réduction de bruit. Pour une raison de contrainte de temps, le mémoire se concentre sur l'effet du degré d'ouverture sur la réduction de bruit, il conviendrait de traiter l'effet d'occlusion pour pouvoir conclure sur l'effet du degré d'ouverture de l'embout dans la problématique entière. Dans une première partie expérimentale, les mesures REM de pressions acoustiques en fond de CAE ont permis d'apporter des informations objectives sur l'effet de l'ouverture de l'embout sur la réduction de bruit. Pour compléter cette observation objective et donner une dimension plus réaliste, une deuxième partie expérimentale subjective a été dédiée à la mesure de l'intelligibilité dans le bruit sur un groupe de 9 sujets. Les résultats des deux expériences confirment qu'un appareillage ouvert favorise l'entrée directe des sons parasites et limite les performances de l'AA sur la réduction de bruit mais ne permettent pas de démontrer une dégradation significative de l'intelligibilité dans le bruit entre un appareillage ouvert et occlus, mais oriente malgré tout dans ce sens confirmé par les tests statistiques. La problématique principale ouvre donc sur la recherche d'une solution d'un couplage acoustique qui concilierait les avantages de l'embout ouvert et ceux de l'embout occlus, c'est-à-dire capable de laisser échapper les vibrations laryngées lorsque l'utilisateur parle ou dans les situations calmes, et de bloquer l'entrée des sons

parasites dans un environnement bruyant. Cette solution a déjà été développée par Phonak sous la forme de l'écouteur « ActiveVent » associé à son embout, dont une étude interne conclut sur une amélioration significative de l'intelligibilité par rapport à un appareillage open (Latzel, et al., 2022). Cependant, les retours d'expériences des utilisateurs restent mitigés faisant ressortir une gêne relative au bruit du piston responsable de l'ouverture et fermeture de l'embout. Indépendamment des résultats, ce mémoire a représenté l'opportunité de gagner en savoirs sur les outils de mesures tels que la chaîne de mesures in vivo et le test vocal dans le bruit.

BIBLIOGRAPHIE

- Adessi, C., 2020. *Cours Physique Acoustique 1ère année*. Lyon: Adessi.
- Assel, L., 2022. *Mesure des cibles préconisés par les logiciels fabricants, Mémoire CC BY-NC-ND 2.0*. Lyon: <http://portaildoc.univ-lyon1.fr/>.
- Avillac, M., 2020. *Cours IA Anatomie et Physiologie Auditive*. Lyon: Marie Avillac.
- Bestel, J., 2019. Statistiques pour Audioprothésistes. *Les Cahiers de l'Audition*, Issue 5, p. 7:26.
- Byrne, D., Dillon, H., Tran, K. & et al., 1994. An international comparison of long-term average speech spectra. *The Journal of the Acoustical of America*, 96(4), pp. 2108-2120, doi: 10.1121/1.410152, available sherlock BU Lyon1: <https://asa-scitation-org.docelec.univ-lyon1.fr/doi/pdf/10.1121/1.410152>.
- Christiansen, P., 2020. *Statistic Guides with Dr Paul Christiansen*. [En ligne] Available at: <https://www.youtube.com/watch?v=a20FfYhjxmE> [Accès le 10 02 2023].
- Colin, D., 2020. *Cours psychoacoustique IA*. Lyon: Colin.
- Colin, D., 2021. *Cours acoustique 2A*. Lyon: David Colin.
- Coudert, A., 2020. *Physiologie de la phonation cours IA*. Lyon: Coudert Aurélie.
- Dancer, A. & Minary, P., 2016. *Voyage au centre de l'audition, oreille externe*. [En ligne] Available at: <http://www.cochlea.eu/oreille-generalites/oreille-externe> [Accès le 12 12 2022].
- Delerce, X., 2020. *Le Blog de l'Audiologie Prothétique-Xavier Delerce*. [En ligne] Available at: <https://leblogaudiologie.com/2020/03/27/on-passe-lhaspi-partie-1/> [Accès le 20 Mai 2023].
- Delerce, X., 2021. *Le Blog de l'Audiologie Prothétique-Xavier Delerce*. [En ligne] Available at: <https://leblogaudiologie.com/2021/12/01/perception-de-la-parole-dans-le-bruit-levent-influence-t-il-les-performances-de-lappareillage/> [Accès le 20 Mai 2023].
- Dillon, 2001. Earmolds and Earshells. *Hearing Aids*.
- Duroc, Y., 2023. *Ciurs Audioprothèse 3A, Réduction du bruit: acquisition et traitement*. Lyon: Yvan Duroc.
- Flynn, M. C., 2003. *Opening Ears: The scientific basis for Open Ear Acoustic System*. [En ligne]

Available at: <https://hearingreview.com/hearing-products/accessories/earmolds/opening-ears-the-scientific-basis-for-an-open-ear-acoustic-system>
[Accès le 12 12 2022].

Geal-Dor, M. & and al., 2020. Occlusion Effect in Response to Stimulation by Soft Tissue Conduction-Implications. *Audiology Research*, 10(2), pp. 69-76
doi:10.3390/audiolres10020012, available Sherlock BU Lyon1, <https://www.mdpi.com/2039-4349/10/2/12>.

Hammershöi, D. & Möller, H., 1996. Sound transmission to and within the human ear canal. *Journal of the Acoustical Society of America*, 100(1), pp. 408-427,
https://vbn.aau.dk/ws/files/227875888/1996_Hammershoi_and_Moller_JASA.pdf, DOI 10.1121/1.415856.

Holube, I., Fredelake, S., Vlaming, M. & Kollmeier, B., 2010. Development and analysis of an International Speech Test Signal (ISTS). *International Journal of Audiology*, 49(12), pp. 891-903, DOI: 10.3109/14992027.2010.506889, available Sherlock BU Lyon1: <https://www.tandfonline-com.docelec.univ-lyon1.fr/doi/pdf/10.3109/14992027.2010.506889>.

Irino, T. & Patterson, R. D., 1997. A time-domain, level-dependent auditory filter: The gammachirp. *Journal Acoustical Society of America*, 101(1), pp. 412-419, available at:<https://www.semanticscholar.org/paper/A-time-domain%2C-level-dependent-auditory-filter%3A-The-Irino-Patterson/75356ff909f5bc9cb0ab740e1a225a45defb9e38>.

Kramer, S. & Brown, D. K., 2019. *Audiology Science to Practice Third Edition*, San Diego, CA 92123: Plural Publishing.

Kuk, F. & Keenan, D., 2006. *Fitting Tips: How Do Vents Affect Hearing Aid Performance*. [En ligne]
Available at: <https://hearingreview.com/practice-building/practice-management/fitting-tips-how-do-vents-affect-hearing-aid-performance>
[Accès le 12 12 2022].

Kuk, F., Keenan, D., Sonne, M. & Ludvigsen, C., 2005. *Efficacy of an Open-Fitting Hearing Aid*. [En ligne]
Available at: <https://hearingreview.com/hearing-products/accessories/earmolds/efficacy-of-an-open-fitting-hearing-aid>
[Accès le 12 12 2022].

Lasry, Y. & Del Rio, M., 2012. L'audiométrie vocale dans le bruit en 12 questions. *Les Cahier de l'Audition*, Volume 6, pp. 32:35 available at: <https://www.college-nat-audio.fr/cahiers-de-laudition/les-cahiers-de-laudition-2012-ndeg-6>.

Latzel, M., Mejia, J., Young, T. & Hobi, S.-S., 2022. *ActiveVent Receiver provides benefit of open and closed acoustics for better speech understanding in noise and naturalness of own voice perception*. [En ligne]
Available at:
https://www.phonakpro.com/content/dam/phonakpro/gc_hq/en/resources/evidence/field_studies/documents/PH_FieldStudyNews_ActiveVentSpeechUnderstanding_210x297_EN_V1.00.p

df

[Accès le 12 12 2022].

Lemasson, J.-B., 2021. *Real Ear Measurement ou mesure in vivo formation Lyon 2018-2019*. Lyon: Lemasson.

Lindenloot, 2015. *JASP Vidéos*. [En ligne]

Available at: <https://www.youtube.com/watch?v=ydZkt3qDp3g>

[Accès le 10 02 2023].

Lorenzi, A. & Chaix, B., 2016. *Représentation du son*. [En ligne]

Available at: <http://www.cochlea.eu/son/representation-du-son>

[Accès le 12 12 2022].

McLeod, R., 2022. *Natus Hearing and Balance Hearing Aid Verification Aurical Freefit & Aurical Part 1*. [En ligne]

Available at: <https://hearing-balance.academy/eseminars-enregistres/>

[Accès le 12 12 2022].

Moore, B., 2008. The Role of Temporal Fine Structure Processing in Pitch Perception, Masking, and Speech Perception for Normal-Hearing and Hearing-impaired people. *Journal of the Association for Research in Otolaryngology*, Volume 9, pp. 399-406 DOI:

10.1007/s10162-008-0143-x, available at:

https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2580810/pdf/10162_2008_Article_143.pdf.

Natus, 2022. *La vocale dans le bruit sur OTOSuite*. [En ligne]

Available at: <https://hearing-balance.academy/eseminars-enregistres/>

[Accès le 12 12 2022].

Ricketts, T. A., Bentler, R. & Mueller, H. G., 2019. *Essential of Modern Hearing Aids*, San Diego: Plural Publishing.

Seldran, F., 2021. *Cours 2A: Relation entre audiométrie tonale et vocale chez les normo- et mal-entendants*. Lyon: Seldran.

Shaw, E., 1974. Auditory System, Anatomy Physiology (Ear). Dans: D. Neff, W. D. Keidel & William, éd. *Handbook of Sensory Physiology (Vol.1)*. Berlin Heidelberg New-York: Springer-Verlag, pp. 455-485.

Stenfelt, S. & Reinfeld, S., 2007. A model of the occlusion effect with bone-conducted stimulation. *International Journal of Audiology*, 46(10), pp. 595-608 DOI:

10.1080/14992020701545880, available sherlock BU Lyon1, <https://www.tandfonline-com.docelec.univ-lyon1.fr/doi/pdf/10.1080/14992020701545880>.

Thundberg Jespersen, C. & Möller, K. N., 2013. Reliability of real ear insertion gain in behind-the-ear hearing aids with different coupling systems to the ear canal. *International Journal of Audiology*, Volume 52, pp. 169-176.

Annexe 1 : Captures partielles du type de données importées dans excel à partir d'OTOSuite

Données considérées : REUG et REOG

Test:	Réponse Avec Aide Auditive							
Durée de copie vers le presse-papiers :	10/11/2022 09:34							
Durée de Session (PMM Oreille Gauche):	10/11/2022 09:27							
Durée de la Session (Audiogramme Oreille Gauche):	19/10/2022 09:39							
Copier dans le Presse-Papiers:	4.88.0.0							
	Oreille	Courbe #	Signal du Stim	Commentaire	125	160	200	250
Audiogramme de Référence HL	Gauche				20			20
Audiogramme de Référence SF	Gauche				46			39,2
UCL HL (Prédit)	Gauche							76,5
UCL SPL (Prédit)	Gauche							95,7
REUR HL	Gauche	1	Bruit - Rose		18,2	24,4	25,9	31,6
REUR SPL	Gauche	1	Bruit - Rose		44,2	47,9	47	50,8
REUG appliqué (REUG Mesuré)	Gauche				-1,3	-0,3	-1,5	-0,5
REOR HL	Gauche	1	Bruit - Rose		19,4	25,3	26,6	32,2
REOR SPL	Gauche	1	Bruit - Rose		45,4	48,8	47,7	51,4
REOG	Gauche	1	Bruit - Rose		-1,1	-0,1	-1,1	0,1
RECD appliqué (Prévu (NAL-NL2))	Gauche				-4,2	-3,2	-1	1,5
Mic Sonde HL	Gauche	1	ISTS		0,3	9,9	19,2	25,1
Mic Sonde SPL	Gauche	1	ISTS		26,3	33,4	40,3	44,3
Gain	Gauche	1	ISTS		-0,3	1,2	-0,5	0,3
Courbe Pic Mesurée HL	Gauche	1	ISTS		13,3	24,1	30	40,9
Courbe Pic Mesurée SPL	Gauche	1	ISTS		39,3	47,6	51,1	60,1

Données considérées : Gains et Mic Sonde SPL

Test:	FreeStyle							
Durée de copie vers le presse-papiers :	14/12/2022 10:48							
Durée de Session (PMM Oreille Gauche):	14/12/2022 10:37							
Durée de la Session (Audiogramme Oreille Gauche):	19/10/2022 09:39							
Copier dans le Presse-Papiers:	4.88.0.0							
	Oreille	Courbe #	Signal du Stimulus	Commentaire	125	160	200	250
Audiogramme de Référence HL	Gauche				20			20
Audiogramme de Référence SPL	Gauche				46			39,2
UCL HL (Prédit)	Gauche							76,5
UCL SPL (Prédit)	Gauche							95,7
REUG appliqué (REUG Mesuré)	Gauche				-1,6	-0,4	-2	-1,7
RECD appliqué (Prévu (NAL-NL2))	Gauche				-4,2	-3,2	-1	1,5
Mic Sonde HL	Gauche	1	Bruit - Blanc		7,9	14,5	14,9	21
Mic Sonde SPL	Gauche	1	Bruit - Blanc		33,9	38	36	40,2
Gain	Gauche	1	Bruit - Blanc		-1,4	-0,4	-1,9	-1,3
Courbe Pic Mesurée HL	Gauche	1	Bruit - Blanc		12,8	20,4	19,1	24,9
Courbe Pic Mesurée SPL	Gauche	1	Bruit - Blanc		38,8	43,9	40,2	44,1
Courbe HL mesurée 99/1 % de la sonde	Gauche	1	Bruit - Blanc		12,3	19,3	18,6	23,9
Courbe SPL mesurée 99/1 % de la sonde	Gauche	1	Bruit - Blanc		38,3	42,8	39,7	43,1
Courbe HL mesurée 70/30 % de la sonde	Gauche	1	Bruit - Blanc		6,4	12,7	13,6	19,9
Courbe SPL mesurée 70/30 % de la sonde	Gauche	1	Bruit - Blanc		32,4	36,2	34,7	39,1
Courbe HL mesurée 70/30 % de réf.	Gauche	1	Bruit - Blanc		7,5	13,2	15,3	21,2
Courbe SPL mesurée 70/30 % de réf.	Gauche	1	Bruit - Blanc		33,5	36,7	36,4	40,4
Courbe HL mesurée 99/1 % de réf.	Gauche	1	Bruit - Blanc		14,1	19,8	20,6	25,5
Courbe SPL mesurée 99/1 % de réf.	Gauche	1	Bruit - Blanc		40,1	43,3	41,7	44,7
Courbe du rapport de compression	Gauche	1	Bruit - Blanc		1,1	1	1	1
Mic Sonde HL	Gauche	2	Bruit - Paroles ANSI		10,2	19,1	24,8	31,8
Mic Sonde SPL	Gauche	2	Bruit - Paroles ANSI		36,2	42,6	45,9	51
Gain	Gauche	2	Bruit - Paroles ANSI		-1	-0,3	-1,8	-1,4
Courbe Pic Mesurée HL	Gauche	2	Bruit - Paroles ANSI		14,6	23,3	29,1	35,3
Courbe Pic Mesurée SPL	Gauche	2	Bruit - Paroles ANSI		40,6	46,8	50,2	54,5
Courbe HL mesurée 99/1 % de la sonde	Gauche	2	Bruit - Paroles ANSI		14,4	22,9	28	34,5
Courbe SPL mesurée 99/1 % de la sonde	Gauche	2	Bruit - Paroles ANSI		40,4	46,4	49,1	53,7
Courbe HL mesurée 70/30 % de la sonde	Gauche	2	Bruit - Paroles ANSI		8,5	17,6	23,4	30,7
Courbe SPL mesurée 70/30 % de la sonde	Gauche	2	Bruit - Paroles ANSI		34,5	41,1	44,5	49,9
Courbe HL mesurée 70/30 % de réf.	Gauche	2	Bruit - Paroles ANSI		9,5	17,9	25,2	32,2
Courbe SPL mesurée 70/30 % de réf.	Gauche	2	Bruit - Paroles ANSI		35,5	41,4	46,3	51,4
Courbe HL mesurée 99/1 % de réf.	Gauche	2	Bruit - Paroles ANSI		15,2	23,2	30,4	36,1
Courbe SPL mesurée 99/1 % de réf.	Gauche	2	Bruit - Paroles ANSI		41,2	46,7	51,5	55,3
Courbe du rapport de compression	Gauche	2	Bruit - Paroles ANSI		0,9	1	1,1	1

Annexe 3 : Résultats de mesures des scores d'intelligibilités sur les 9 sujets testés

OPEN		CP					SN				
		RSB					RSB				
SANS		-6	-3	0	3	6	-6	-3	0	3	6
1		58,8	64,7	70,6	82,4	94,1	68,6	62,7	54,9	84,3	76,5
2		51	64,7	70,6	74,5	78,4	62,7	64,7	72,5	82,4	88,2
3		62,7	70	86,3	90,2	96,1	56,9	72,5	78,4	78,4	92,2
4		48,1	61,1	75,8	85,7	96,7	66,7	63	87,5	88,9	87,5
5		66,7	74,5	74,5	90,2	98	64,7	66,7	86,3	94,1	94,1
6		58,8	66,7	82,4	88,2	86,3	41,2	62,7	68,6	78,4	92,2
7		43,1	76,5	80,4	84,3	90,2	66,7	60,8	66,7	84,3	84,3
8		35,3	66,7	64,7	76,5	84,3	51	47	56,9	84,3	82,4
9		66,7	74,5	88,2	88,2	90,2	64,7	82,4	86,3	94,1	96,1
AVEC		-6	-3	0	3	6	-6	-3	0	3	6
1		62,7	76,5	80,4	86,3	88,2	58,8	66,7	72,5	84,3	90,2
2		56,9	74,5	86,3	74,5	96,1	60,8	70,6	76,5	86,3	90,2
3		60,8	74,4	76,5	90,2	94,1	64,7	68,6	76,5	96,1	92,2
4		60,8	88,2	86,3	86,3	87,5	58,8	60,8	72,5	84,3	100
5		60,8	74,5	88,2	88,2	96,1	74,5	82,4	86,3	96,1	94,1
6		64,7	86,3	84,3	98	96,1	82,4	84,3	86,3	88,2	94,1
7		66,7	74,5	88,2	88,2	96,1	80,4	70,6	76,5	92,2	88,2
8		47	74,5	74,5	76,5	96,1	49	66,7	82,4	80,4	86,3
9		62,7	80,4	90,2	90,2	96,1	62,7	68,6	84,3	94,1	92,2
POWER		CP					SN				
		RSB					RSB				
SANS		-6	-3	0	3	6	-6	-3	0	3	6
1		58,8	68,6	84,3	88,2	98	66,7	64,7	78,4	84,3	92,2
2		56,9	70,6	70,6	78,4	82,4	58,8	70,6	76,5	82,4	90,2
3		58,8	72,5	82,4	86,3	92,2	64,7	76,5	76,5	86,3	86,3
4		37,5	77,8	91,7	92,6	91,7	72,7	63	66,7	92,6	91,7
5		62,7	80,4	86,3	90,2	98	66,7	72,5	86,3	96,1	98
6		43,1	47	76,5	92,2	92,2	25,5	60,8	62,7	92,2	86,3
7		52,9	82,4	86,3	82,4	96,1	62,7	64,7	72,5	90,2	88,2
8		52,9	60,8	78,4	84,3	86,3	60,8	66,7	52,9	82,4	88,2
9		64,7	82,4	92,2	94,1	100	76,5	86,3	88,2	92,2	98
AVEC		-6	-3	0	3	6	-6	-3	0	3	6
1		66,7	76,5	78,4	84,3	90,2	72,5	80,4	76,5	82,4	92,2
2		60,8	80,4	88,2	86,3	96,1	56,9	68,6	74,5	92,2	94,1
3		64,7	80,4	88,2	94,1	94,1	72,5	72,5	70,6	86,3	96,1
4		60,8	80,4	88,2	84,3	100	49	60,8	74,5	84,3	82,4
5		68,6	80,4	94,1	86,3	96,1	74,5	80,4	88,2	94,1	96,1
6		54,9	66,7	90,2	86,3	96,1	62,7	76,5	80,4	92,2	96,1
7		72,5	76,5	88,2	92,2	94,1	74,5	80,4	90,2	88,2	94,1
8		56,9	82,4	84,3	84,3	98	56,9	78,4	86,3	88,2	92,2
9		70,6	88,2	86,3	94,1	94,1	66,7	80,4	80,4	92,2	94,1

Annexe 4 : Mise en forme des données dans le fichier .csv pour le test ANOVA à plusieurs facteurs

participants	sans_open_CP_RSB-6	sans_open_CP_RSB-3	sans_open_CP_RSBO	sans_open_CP_RSB+3	sans_open_CP_RSB+6	sans_open_SN_RSB-6	sans_open_SN_RSB-3
1	58,8	64,7	70,6	82,4	94,1	68,6	62,7
2	51	64,7	70,6	74,5	78,4	62,7	64,7
3	62,7	70	86,3	90,2	96,1	56,9	72,5
4	48,1	61,1	75,8	85,7	96,7	66,7	63
5	66,7	74,5	74,5	90,2	98	64,7	66,7
6	58,8	66,7	82,4	88,2	86,3	41,2	62,7
7	43,1	76,5	80,4	84,3	90,2	66,7	60,8
8	35,3	66,7	64,7	76,5	84,3	51	47
9	66,7	74,5	88,2	88,2	90,2	64,7	82,4

sans_open_SN_RSBO	sans_open_SN_RSB+3	sans_open_SN_RSB+6	sans_power_CP_RSB-6	sans_power_CP_RSB-3	sans_power_CP_RSBO	sans_power_CP_RSB+3	sans_power_CP_RSB+6
54,9	84,3	76,5	58,8	68,6	84,3	88,2	98
72,5	82,4	88,2	56,9	70,6	78,4	78,4	82,4
78,4	78,4	92,2	58,8	72,5	82,4	86,3	92,2
87,5	88,9	87,5	37,5	77,8	91,7	92,6	91,7
86,3	94,1	94,1	62,7	80,4	86,3	90,2	98
68,6	78,4	92,2	43,1	47	76,5	92,2	92,2
66,7	84,3	84,3	52,9	82,4	86,3	82,4	96,1
56,9	84,3	82,4	52,9	60,8	78,4	84,3	86,3
86,3	94,1	96,1	64,7	82,4	92,2	94,1	100

sans_power_SN_RSB-6	sans_power_SN_RSB-3	sans_power_SN_RSBO	sans_power_SN_RSB+3	sans_power_SN_RSB+6	avec_open_CP_RSB-6	avec_open_CP_RSB-3	avec_open_CP_RSB+6
66,7	64,7	78,4	84,3	92,2	62,7	76,5	80,4
58,8	70,6	76,5	82,4	90,2	56,9	74,5	86,3
64,7	76,5	76,5	86,3	86,3	60,8	74,4	76,5
72,7	63	66,7	92,6	91,7	60,8	88,2	86,3
66,7	72,5	86,3	96,1	98	60,8	74,5	88,2
25,5	60,8	62,7	92,2	86,3	64,7	86,3	84,3
62,7	64,7	72,5	90,2	88,2	66,7	74,5	88,2
60,8	66,7	52,9	82,4	88,2	47	74,5	74,5
76,5	86,3	88,2	92,2	98	62,7	80,4	90,2

avec_open_CP_RSB+3	avec_open_CP_RSB+6	avec_open_SN_RSB-6	avec_open_SN_RSB-3	avec_open_SN_RSBO	avec_open_SN_RSB+3	avec_open_SN_RSB+6	avec_power_CP_RSB-6
86,3	88,2	58,8	66,7	72,5	84,3	90,2	66,7
74,5	96,1	60,8	70,6	76,5	86,3	90,2	60,8
90,2	94,1	64,7	68,6	76,5	96,1	92,2	64,7
86,3	87,5	58,8	60,8	72,5	84,3	100	60,8
88,2	96,1	74,5	82,4	86,3	96,1	94,1	68,6
98	96,1	82,4	84,3	86,3	88,2	94,1	54,9
88,2	96,1	80,4	70,6	76,5	92,2	88,2	72,5
76,5	96,1	49	66,7	82,4	80,4	86,3	56,9
90,2	96,1	62,7	68,6	84,3	94,1	92,2	70,6

avec_power_CP_RSB-3	avec_power_CP_RSB+3	avec_power_CP_RSB+6	avec_power_SN_RSB-6	avec_power_SN_RSB-3	avec_power_SN_RSBO	avec_power_SN_RSB+3	avec_power_SN_RSB+6
76,5	84,3	90,2	72,5	80,4	76,5	82,4	92,2
80,4	88,2	96,1	56,9	68,6	74,5	92,2	94,1
80,4	88,2	94,1	72,5	72,5	70,6	86,3	96,1
80,4	88,2	84,3	100	49	60,8	74,5	84,3
80,4	94,1	86,3	96,1	74,5	80,4	88,2	94,1
66,7	90,2	86,3	96,1	62,7	76,5	80,4	92,2
76,5	88,2	92,2	94,1	74,5	80,4	90,2	94,1
82,4	84,3	84,3	98	56,9	78,4	86,3	88,2
88,2	86,3	94,1	94,1	66,7	80,4	80,4	92,2