

Université Claude Bernard



Lyon 1

**INSTITUT DES SCIENCES ET TECHNIQUES DE LA
READAPTATION**

Directeur Professeur Jacques LUAUTE

Influence du diamètre de l'évent sur l'audibilité du signal : étude objective et
métrique HASPI

MEMOIRE présenté pour l'obtention du

DIPLOME D'ETAT D'AUDIOPROTHESISTE

par

GILLET Vincent

Autorisation de reproduction

LYON, le
20/10/2023

David COLIN
Responsable de l'Enseignement

N°979

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 de Médecine Lyon-Sud
Charles Mérieux
Directrice
Pr BURILLON Carole

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

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

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

Institut des Sciences Pharmaceutiques
et Biologiques
Directrice
Pr VINCIGUERRA Christine

Institut des Sciences et Techniques de
Réadaptation
Directeur
Pr LUAUTE Jacques



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

REMERCIEMENTS

Je tiens à remercier les personnes qui m'ont accompagné durant mon parcours universitaire ainsi qu'à l'élaboration de ce mémoire :

Monsieur Paul ROLAND (Audioprothésiste D.E), mon maitre de stage pour le partage de ces connaissances ainsi que les nombreux conseils avisés tant à la réalisation de ce mémoire qu'à la bonne pratique de la profession.

L'ensemble des assistantes et audioprothésistes des laboratoires Audition Conseil de Cannes, Mougins et Mandelieu pour leur accueil au sein de l'équipe. Les côtoyer fut un réel plaisir.

Monsieur David COLIN (Audioprothésiste D.E) pour les renseignements et le suivie, indispensable à la réalisation de mon protocole.

Mes ami(e)s pour leurs soutiens sans faille depuis tant d'années.

Enfin, mes plus profonds remerciements vont à mes parents et tout particulièrement à mon père Christophe GILLET (Audioprothésiste D.E) pour son aide très précieuse tout au long de mes études, mais également pour la mise à disposition du matériel nécessaire à ce mémoire. Merci à eux de m'avoir toujours soutenu et de m'avoir donné toutes les chances pour réussir.

RESUME	1
INTRODUCTION	2
PARTIE THEORIQUE	4
1. L'oreille externe	4
a. Anatomie	4
b. Propriétés acoustiques.....	4
2. Les embouts auriculaires.....	6
3. Événement et aération.....	7
a. Définition	7
b. Effet de l'événement sur la courbe d'amplification.....	8
c. Ventilation et effet d'occlusion.....	9
d. Interaction de l'événement avec les algorithmes de traitement numérique du signal	10
i) Événement et directivité.....	10
ii) Événement et réduction adaptative du bruit	11
4. Le Rapport Signal sur Bruit (RSB).....	11
a. Définition	11
b. Les méthodes de prédiction d'intelligibilité.....	12
i) La méthode Hagerman et Olofsson (2004)	12
ii) Le Speech Intelligibility Index (SII):.....	14
iii) La méthode HASPI	15
PARTIE EXPERIMENTALE	18
1. Matériel utilisé.....	18
a. La cabine insonorisée	18
b. Le matériel informatique et électronique.....	19
i) Le mannequin	19
ii) L'ordinateur	21

iii) Le code informatique	21
iv) Les embouts	22
c. Le matériel sonore	23
i) Listes vocales et bruit	23
ii) Création du stimulus	24
d. Appareils auditifs testés	25
e. Réglages des aides auditives	26
2. Mise en œuvre du protocole	27
a. Calibration	27
b. Déroulement des enregistrements	28
c. Analyse des résultats	29
3. Résultats	30
a. Analyse des résultats de deux appareils haut de gamme	30
b. Analyse des résultats selon la gamme d'appareil	33
c. Analyse des résultats selon la perte auditive	37
d. Analyse des résultats obtenus avec l'écouteur ActiveVent (MAV)	38
4. Discussion	40
a. Discussion des résultats	40
b. Limites de l'étude	42
CONCLUSION	44
BIBLIOGRAPHIE	45
ANNEXES	49

RESUME

Ce mémoire a eu pour objectif d'étudier l'influence du diamètre de l'événement sur la perception de la parole dans le bruit chez le malentendant. Nous avons donc cherché à savoir si une différence d'intelligibilité était notable lorsque le diamètre de l'événement varie, et ce pour des aides auditives de différentes gammes et modèles. Cette étude a été réalisée dans différents environnements sonores bruyants et également dans le calme afin de couvrir au maximum les situations dans lesquelles les patients évoluent quotidiennement. Nous avons donc testé 4 diamètres d'événements différents ainsi qu'un dôme sur une plage de RSB allant de -9dB à +12dB par pas de 3 dB. Un écouteur à événement commutatif, nommé ActiveVent a également été mis à l'épreuve.

La première étape a consisté à élaborer un montage expérimental permettant d'émettre puis de recueillir le signal en sortie des aides auditives. Une tête de mannequin complète couplée à 5 hauts parleurs ainsi que des embouts sur mesure ont été conçus et utilisés pour le déroulement de notre protocole.

Dans un second temps, nous avons analysé nos enregistrements grâce à un algorithme nommé HASPI V2. Celui-ci permet de simuler les fonctions physiologiques de l'oreille moyenne et interne altérée par une perte auditive de notre choix. L'analyse de ces enregistrements nous donne un indice d'audibilité compris entre 0 (0%) et 1 (100%) et ce pour chaque RSB testé, et pour chaque diamètre d'événement.

Les résultats montrent une meilleure audibilité lorsque l'on réduit le diamètre de l'événement. Nous avons également pu mettre en évidence l'intérêt de l'utilisation d'un embout sur mesure ouvert plutôt qu'un dôme standard.

INTRODUCTION

Les aides auditives actuelles embarquent des algorithmes toujours plus sophistiqués permettant en particulier, l'amélioration de la compréhension des malentendants en situation bruyante. Malgré cela, la principale gêne rencontrée par les patients reste belle et bien la compréhension de la parole en environnement sonore difficile.

L'avènement des appareillages ouverts et plus généralement la taille de l'évent choisie lors de l'adaptation prothétique serait-elle une des causes de l'efficacité dégradée des aides auditives dans le bruit ? Ces constats nous ont amené à l'objectif principal de notre étude qui a été de mettre en évidence l'influence du diamètre de l'évent sur l'audibilité dans le bruit, par le biais d'un protocole permettant d'extraire et de quantifier le signal en sortie des aides auditives. Un algorithme nommé HASPI v2, nous donnant un indice d'audibilité en fonction de la perte auditive de manière objective a été choisi pour y parvenir. Nous avons utilisé cet algorithme afin d'étudier l'influence de l'évent pour deux appareils hauts de gamme de deux fabricants leaders du marché, ainsi qu'une gamme complète d'aide auditive, allant du premium (classe II) jusqu'au classe I 100% santé. Un écouteur à événement commutatif a également été mis à l'épreuve. Tout au long de nos mesures, nous avons été confrontés à des limites matérielles et d'autres inhérentes aux paramètres des aides auditives. Nous avons essayé de les surmonter au maximum pour proposer une étude la plus précise possible. Nous en discuterons dans la partie expérimentale.

Dans une partie théorique, nous rappellerons tout d'abord les fonctions anatomiques et acoustiques de l'oreille externe. Nous discuterons par la suite de l'évent et de son influence sur la réadaptation prothétique. Enfin, nous donnerons une définition du

Rapport Signal sur Bruit (RSB) et nous dresserons un inventaire non exhaustif des protocoles d'extraction et d'analyse de celui-ci.

Dans la partie expérimentale, nous poserons les bases de notre protocole permettant la mesure de l'indice HASPI, et nous détaillerons le déroulement des mesures pratiques. Nous terminerons par la présentation et l'analyse de nos résultats.

PARTIE THEORIQUE

1. L'oreille externe

a. Anatomie

L'oreille externe peut se décomposer en deux parties :

-Le pavillon, appelé également auricule est la partie visible de l'oreille. Cette structure est principalement formée de cartilage élastique, ce qui explique sa souplesse ainsi que sa forme ovalaire. La morphométrie moyenne du pavillon chez l'adulte est comprise entre 60 et 65 millimètres pour la hauteur et 25 à 36 millimètres pour la largeur (Shaw, 1974).

-Le conduit auditif externe s'étend du fond de la coque jusqu'à la membrane tympanique. C'est une structure osteo-cartillagineuse, en forme de S et oblique en avant et en dedans. Sa longueur est d'en moyenne 25 millimètres. La partie externe du conduit auditif, faite de cartilage recouvert de peau, englobe les 2/3 de la longueur total de ce dernier. La partie interne, débutant au niveau du deuxième coude du conduit auditif et allant jusqu'au tympan correspond à environ 1/3 de sa longueur totale. Cette portion est osseuse, recouverte d'une très fine peau, ce qui la rend très sensible au toucher.

b. Propriétés acoustiques

L'oreille externe joue un rôle essentiel dans la captation, la localisation et dans l'amplification du signal sonore. La forme particulière du pavillon permet la réflexion des ondes sonores sur ces circonvolutions et canalise le signal acoustique vers le conduit auditif (Blauert, 1983). C'est ce qu'on appelle « l'effet pavillonnaire ». Le conduit auditif externe peut être modélisé comme un tube à l'extrémité ouverte et

l'autre fermé. Lorsque la fréquence des ondes sonores varie à proximité de ce tube, des ondes stationnaires apparaissent avec des nœuds et des ventres de pression. La résonance principale du conduit auditif provient donc du mode quart d'onde, associé au modèle de Kundt. L'amplitude résonance du conduit est donc propre à chaque conduit, en fonction de sa longueur. Elle est en moyenne de 15 dB à 2-3 kHz.

$$\text{Fréquence de résonance (Hz)} = \frac{\text{Célérité du son (m.s}^{-1}\text{)}}{4 \times \text{Longueur du conduit (m)}}$$

A cela s'ajoute également l'amplitude de résonance de la coque, d'environ 10 dB à 5 KHz. En considérant tous ces paramètres, nous obtenons la résonance naturelle de l'oreille.

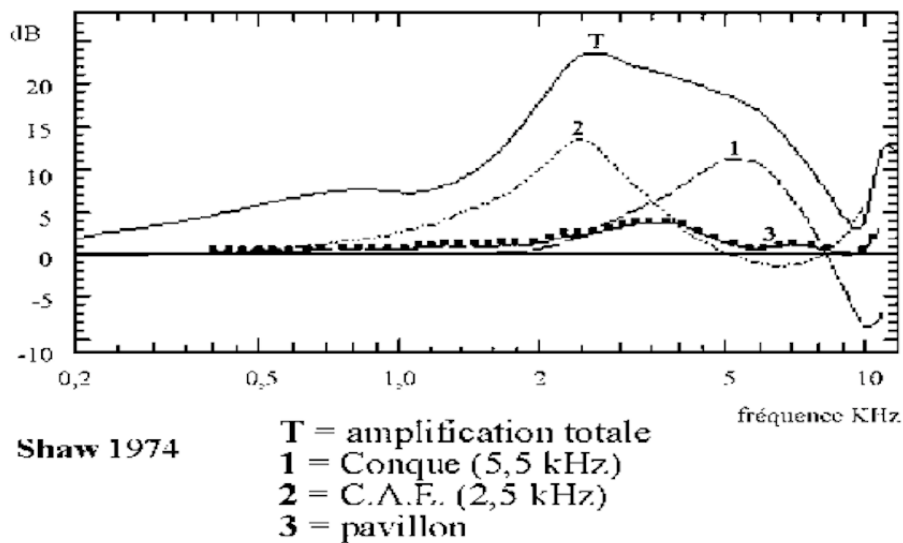


Figure 1 : Amplification naturelle de l'oreille (Shaw, 1974)

A noter que toutes altérations morphologiques (taille du conduit, malformations pavillonnaires, perforations tympaniques) exercent une influence sur cette résonance naturelle de l'oreille, qu'il faudra prendre en considérations lors d'une potentielle réadaptation prothétique.

2. Les embouts auriculaires

Les embouts auriculaires sont utilisés avec les aides auditives de type contour d'oreille, à écouteur déporté ou non. Ils sont réalisés sur mesure, à partir d'une prise d'empreinte du conduit auditif du patient. Il en existe un large éventail de formes (canules, fond de conques, squelettes) longueurs et matières (acrylique dur, résine, silicone souple...). La forme de l'embout n'a que très peu d'influence sur la courbe de réponse naturelle de l'oreille. Cependant la longueur de l'embout a son importance sur la courbe de réponse de l'oreille. En effet, un embout dit long (allant jusqu'à la partie osseuse du conduit auditif, en dépassant le deuxième coude) va réduire considérablement la cavité résiduelle de l'oreille par rapport à un embout dit court, provoquant ainsi une réponse plus élevée de l'oreille sur les fréquences graves. L'insertion d'un embout dans le conduit auditif va donc induire une modification de la fréquence de résonance du conduit auditif vu précédemment. On peut associer l'ensemble embout-conduit auditif à un résonateur d'Helmholtz, phénomène découvert par le professeur Hermann Ludwig Helmholtz en 1850. En effet la cavité résiduelle comprise entre la membrane tympanique et l'embout peut s'apparenter à la sphère du résonateur (V) tandis que l'évent, de diamètre (A) peut être associé au col (L), faisant la liaison entre le milieu extérieur et la cavité résiduelle.

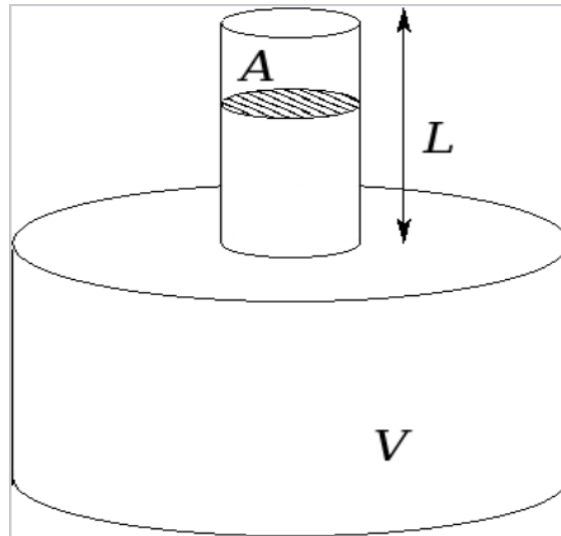


Figure 2 : Schématisation d'un résonateur d'Helmholtz

$$\text{Fréquence d'Helmholtz (Hz)} = \frac{\text{célérité du son} \times \text{diamètre de l'évent}(A)}{\text{longueur de l'évent}(L) \times \text{volume résiduel}(V)}$$

Ainsi, plus la cavité résiduelle est réduite (donc plus l'embout est long), plus la résonance de l'oreille sera importante sur les fréquences inférieures à 1,5 KHz. Un évent de grande taille empêche également une suramplification des fréquences graves.

3. Événement et aération

a. Définition

L'évent permet de mettre en communication la cavité résiduelle formée par tympan et l'embout, avec le milieu extérieur. Il occupe un rôle important dans la réussite d'un appareillage auditif. En effet il est à la fois possible de gérer par l'évent l'effet d'occlusion et d'auto-phonation passive provoqué par la présence d'un embout dans le conduit auditif, le tout en préservant autant d'audibilité et de qualité sonore que possible. Lorsqu'il n'y a pas d'évent, par exemple lors de la réhabilitation de perte

auditive sévère, on dit que l'appareil est occlusif. Lorsque la section transversale du conduit auditif reste en grande partie libre, on dit que l'appareillage auditif est ouvert, ou « open ». L'évent impact les propriétés acoustiques de l'embout qui sont régies en grande partie par le concept physique de masse acoustique. En effet, un évent est une colonne d'air entourée par les parois d'un tube. L'air, comme tout autre élément, a une masse, et donc une inertie. Pour que l'évent soit efficient, cette inertie doit être vaincue. Pour une colonne d'air, il est plus facile de vaincre l'inertie à basse fréquence qu'à haute fréquence. Par conséquent, l'évent aura un impact plus important sur les basses fréquences.

b. Effet de l'évent sur la courbe d'amplification

Lorsque les vibrations de l'air pénètrent dans le conduit auditif, elles génèrent une pression acoustique. C'est cette pression sonore qui stimule le tympan. S'il existe une voie d'évacuation, comme un évent, une partie des vibrations injectées partira par cette voie plutôt que de contribuer à la pression acoustique dans le conduit auditif. La proportion d'ondes sonores éjectées dépend donc de l'impédance de la voie d'évacuation par rapport à l'impédance résiduel de l'oreille externe. La voie d'évacuation, caractérisé par une masse acoustique, a une impédance qui augmente avec la fréquence. Pour cette raison, l'évent devient plus efficace en tant qu'échappatoire lorsque la fréquence diminue. Ainsi, plus le diamètre de l'évent augmente, plus le niveau de sortie des basses fréquences diminue. Ce phénomène a été démontré par de Francis Kuk, dans son étude réalisée en 2009.

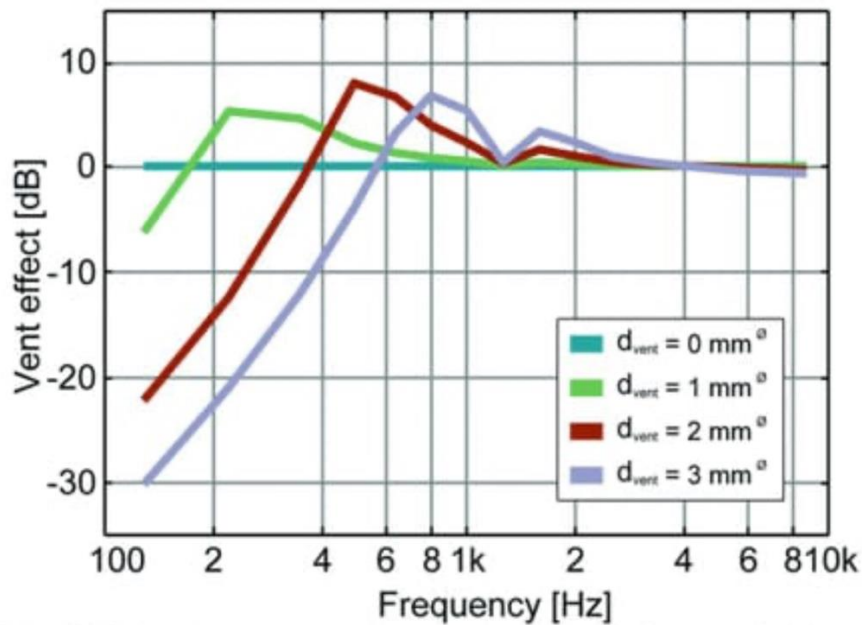


Figure 3: Effect of the vent diameter on the output of hearing aid (Francis KUK,2009)

c. Ventilation et effet d'occlusion

Une conséquence indésirable de l'appareillage peut être l'effet d'occlusion, par lequel la propre voix du malentendant lui semble excessivement amplifiée. Lors de l'adaptation d'appareils auditifs, il faut trouver un compromis entre une aération suffisamment grande pour éviter un effet d'occlusion, et l'efficacité de l'amplification. Pour les patients présentant une perte auditive légère ou modérée, le choix se portera souvent sur un appareillage ouvert, privilégiant ainsi un certain confort d'écoute et une correction auditive qui semble plus naturelle.

Les événements permettent également une aération du conduit auditif, ce qui évite une accumulation excessive d'humidité dans celui-ci, primordiale chez les personnes sujettes aux otites ou bien à d'autres pathologies.

d. Interaction de l'événement avec les algorithmes de traitement numérique du signal

i) *Événement et directivité*

Les microphones directionnels ont une incidence sur toute la largeur de bande fréquentielle de l'aide auditive. Cependant, cette directivité ne sera apparente pour l'utilisateur qu'aux fréquences où l'intensité du son transmis par l'aide auditive est supérieure à l'intensité transmise directement par l'événement. Comme la directivité dépend de l'annulation du signal capté par les microphones, les sons transmis par l'événement peuvent diminuer sensiblement la directivité. Même lorsque le son transmis par l'aide auditive est 10 dB plus intense que le son transmis par l'événement, ce dernier peut entraîner une modification de localisation. La directivité disparaît rapidement lorsque le niveau sonore transmis par l'événement s'approche à hauteur de 5dB par rapport au son transmis après amplification de l'aide auditive (Harvey DILLON, 2012). Les systèmes de compression de la dynamique auditive qu'embarquent les aides auditives entraînent également une diminution du gain au fur et à mesure que le niveau d'entrée sonore augmente. Pour des niveaux sonores faibles, l'intensité transmise après amplification des appareils domine donc le son s'introduisant directement par l'événement. Par conséquent, la directivité est moindre à des niveaux plus élevés, ce qui est malheureusement le moment où elle serait la plus utile. Les événements en général et les dômes ouverts en particulier diminuent donc théoriquement l'efficacité des microphones directionnels. Pour maximiser les avantages d'un microphone directionnel il serait donc préférable que l'événement soit le plus petit possible, voire inexistant.

ii) *Évent et réduction adaptative du bruit*

Comme pour la directivité, la réduction adaptative du bruit repose sur l'atténuation électronique du son à des fréquences spécifiques, et ne s'applique qu'au son transmis par l'aide auditive. Le son entrant directement par l'évent crée donc un plancher en dessous duquel les réducteurs de bruit ne sont pas efficaces, quelle que soit la qualité du rapport Signal sur Bruit.

4. Le Rapport Signal sur Bruit (RSB)

a. Définition

Le Rapport Signal sur Bruit (RSB) est le rapport entre l'énergie du signal d'intérêt et l'énergie du bruit masquant. Un RSB supérieur à 0 se traduit littéralement par un signal de parole émergent dans le bruit. Il existe plusieurs formules pour calculer le RSB exprimé la plupart du temps en décibels (dB) :

$$RSB(dB) = 10 \log \frac{P_s}{P_b}$$

Avec P_s , la puissance du signal du signal d'intérêt et P_b la puissance du bruit

En audioprothèse, le RSB est très largement utilisé car il existe une corrélation prouvée scientifiquement entre la détérioration du RSB et le niveau moyen de la perte auditive chez le patient (Killion 1997).

Perte moyenne	Perte du RSB
30 dB HL	4 dB
40 dB HL	5 dB
50 dB HL	6 dB
60 dB HL	7 dB
70 dB HL	9 dB
80 dB HL	12 dB
90 dB HL	18 dB

Figure 4 : Lien entre la perte auditive moyenne et la perte de RSB se basant sur l'étude de Killion (1997), *Audibilité et intelligibilité, Les cahiers de l'audition, n°6, 2018*

La fonction première d'un appareillage est de restaurer une certaine audibilité du signal de parole chez les patients, que ce soit dans le calme ou bien dans le bruit : l'amélioration du RSB en sortie des aides auditives est donc essentiel pour y parvenir.

b. Les méthodes de prédiction d'intelligibilité

i) La méthode Hagerman et Olofssen (2004)

Cette méthode a été mise au point dans le but de tester les réducteurs de bruits des aides auditives de manière la plus objective possible grâce à la mesure du RSB. Elle repose sur une technique de superposition de signaux envoyés en phase (parole + bruit) puis émis déphasés dans un second temps (parole + bruit déphasé de 180°).

Cela peut se résumer mathématiquement par :

$$E1(t) = Pe(t) + Pe(t)$$

$$E2(t) = Pe(t) - Be(t)$$

Avec $E1(t)$ et $E2(t)$ les deux signaux d'entrée, $Pe(t)$ et $Be(t)$ correspondent respectivement au signal de parole et au signal bruité envoyés par les hauts parleurs. Les signaux $S1(t)$ et $S2(t)$, recueillis à l'aide d'un microphone, sont modifiés par différents facteurs tels que le traitement et les distorsions induits par les aides auditives. Ces distorsions, de plusieurs natures possibles (environnement de mesure, erreur relative de mesure, bruit de fonctionnement des appareils auditifs) sont prises en considérations dans la formule mathématique par les termes $e1(t)$ et $e2(t)$.

Ce qui nous donne finalement :

$$S1(t) = Ps(t) + Bs(t) + e1(t)$$

$$S2(t) = Ps(t) - Bs(t) + e2(t)$$

Avec $Ps(t)$ et $Bs(t)$ respectivement les signaux de parole et de bruit récupérés en sortie des aides auditives.

Enfin, ils ne restent plus qu'à extraire le bruit et la parole séparément par un système très simple d'addition et de soustraction des enregistrements réalisés :

$$2 P_{extraite}(t) = S1(t) + S2(t) = 2 Ps(t) + e1(t) + e2(t)$$

$$2 B_{extrait}(t) = B1(t) + B2(t) = 2 Bs(t) + e1(t) - e2(t)$$

Les distorsions sont considérées comme négligeables, nous obtenons ainsi la parole et le bruit de façon indépendante, permettant l'analyse du RSB en sortie des aides auditives.

$$RSB (out) = P_{extraite}(t) - B_{extrait}(t)$$

Lors de l'exécution de ce protocole, Hagerman et Olofssen ont mis en évidence une amélioration jusqu'à 4dB du RSB en sortie des aides auditives grâce à la performance des réducteurs de bruit. Ils ont également prouvé que ces derniers sont très efficaces pour des RSB positif mais le sont beaucoup moins pour des RSB négatifs.

Cette méthode d'extraction des signaux a été utilisée à de nombreuses reprises, dont récemment par Yohan VILLALON dans son mémoire traitant sur l'influence de l'angle d'incidence de la parole sur le RSB en sortie des aides auditives (2022).

ii) Le Speech Intelligibility Index (SII):

Le Speech Intelligibility Index (SII) (Pavlovic, 1987) est une quantification de la proportion d'information vocale à la fois audible et utilisable pour un auditeur. Il s'exprime sous forme d'un indice, variant entre 0 et 1, corrélé à l'intelligibilité de la parole. Ainsi, un SII de 0 (0%) se traduit littéralement par une audibilité du message nulle tandis qu'un SII de 1 (100%) signifie que l'audibilité du message est parfaite et que le malentendant pourra prétendre à une très bonne compréhension.

Il est calculé en comparant les seuils auditifs du malentendant avec et sans aide auditive à l'aide d'un dispositif de mesure in-vivo. Les points où la courbe de réponse de l'oreille appareillée sont supérieurs aux seuils auditifs contribuent à augmenter le SII. Contrairement au calcul de l'indice d'articulation (IA), le SII donne plus d'importance à certaines bandes de fréquences dominantes pour la compréhension de la parole.

<i>Frequency Band</i>				<i>Standard Speech Spectrum Level for Stated Vocal Effort, dB</i>				<i>Reference Internal Noise Spectrum Level, dB</i>	<i>Free-Field to Eardrum Transfer Function, dB</i>
<i>Band no.</i>	<i>Nominal Midband Frequency, Hz</i>	<i>Bandwidth adj, Δ dB</i>	<i>Band Importance</i>	<i>Normal</i>	<i>Raised</i>	<i>Loud</i>	<i>Shout</i>		
1	250	22.48	0.0617	34.75	38.98	41.55	42.50	-3.90	1.00
2	500	25.48	0.1671	34.27	40.15	44.85	49.24	-9.70	1.80
3	1000	28.48	0.2373	25.01	33.86	42.16	51.31	-12.50	2.60
4	2000	31.48	0.2648	17.32	25.32	34.39	44.32	-17.70	12.00
5	4000	34.48	0.2142	9.33	16.78	25.41	34.41	-25.90	14.30
6	8000	37.48	0.0549	1.13	5.07	11.39	20.72	-7.10	1.80
Overall Sound Pressure Level(SPL), dB				62.35	68.34	74.85	82.30		

Figure 5 : Représentation des corrections par bande d'octave utilisées pour la procédure de calcul du SII (DEREK J, 2019)

Cette mesure est également dite « non intrusive », ce qui signifie que le signal de parole, dont on mesure l'émergence, ne peut être combiné avec une ambiance sonore parasite.

iii) La méthode HASPI

Le Hearing-Aid Speech Perception Index (HASPI) (Kates et Arehart, 2014) est une métrique quantifiant la perception de la parole dans le bruit en sortie des aides auditives, le tout en fonction de la courbe d'audition du patient. Il nous donne une valeur comprise entre 0 et 1 pouvant être retranscrite en un pourcentage de perception du signal. Un indice HASPI de 1 peut se traduire littéralement par une perception totale (100%) du message. C'est une mesure dite intrusive, sa grande force réside dans l'analyse de la dégradation du signal par les aides auditives. Il permet de mettre en évidence les altérations de la structure fine du signal, à l'origine de la dégradation des

voyelles. Il analyse également les déformations de l'enveloppe temporelle, qui impactent la compréhension des consonnes. Cet indice utilise un des modèles auditifs les plus aboutit à l'heure actuelle, simulant le fonctionnement de toutes les structures intervenant dans l'audition, de l'oreille moyenne jusqu'aux cellules ciliées internes présentes dans la cochlée. Ce modèle auditif, codé sous Matlab a l'avantage de donner une prédiction d'intelligibilité correcte dans 90% des cas chez le normo-entendant (Van Kyuk&al., 2018) et à plus de 80% chez le malentendant (Falk& al, 2015). HASPI intègre depuis sa révision (version 2) de 2021, un réseau de neurone dans son modèle mathématique permettant une prédiction d'intelligibilité accrue. La métrique HASPI peut être complétée avec l'HASQI (Hearing-Aid Speech Quality Index). L'HASPI mesure la compréhension de la parole dans des environnements bruyants, tandis que l'HASQI mesure la qualité sonore perçue par l'utilisateur de l'aide auditive.

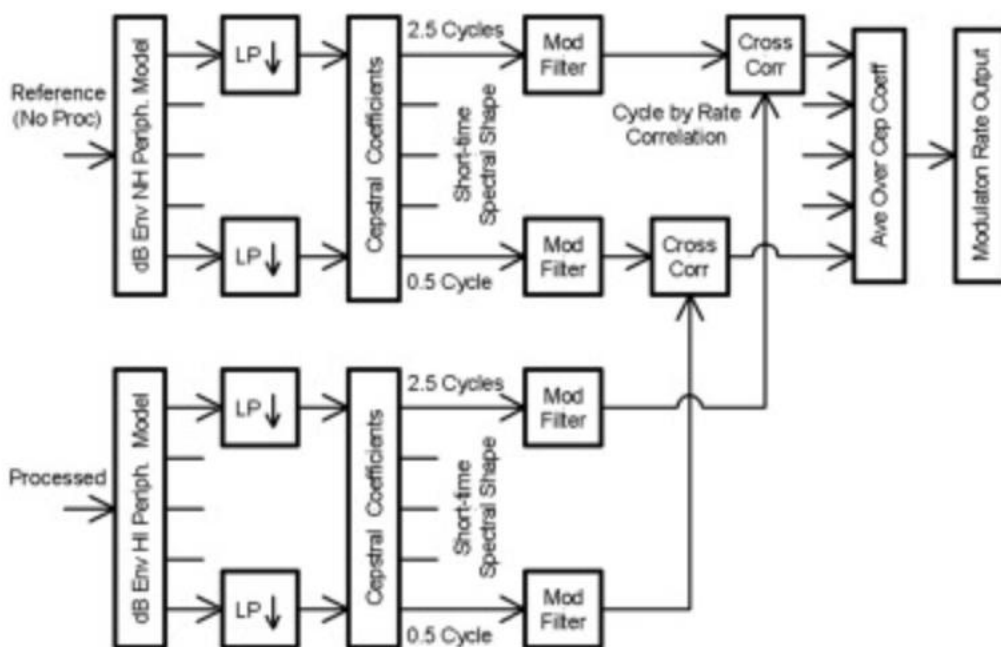


Figure 6 : Diagramme du modèle de périphérie auditive montrant les différentes étapes impliquées dans le calcul HASPI v2

Pour calculer l'indice HASPI, nous devons effectuer ces 2 étapes successives :

- Saisir l'audiogramme que l'on veut simuler dans le modèle auditif de l'algorithme.
- Recueillir un signal propre dit de référence, sans bruit masquant et sans aides auditives, puis le comparer avec le signal recueilli à la sortie des appareils, dans le silence ou dans le bruit. Il suffit ensuite de faire varier le bruit pour obtenir un indice pour chaque RSB testé.

HASPI permet donc de tester les aides auditives dans des conditions beaucoup plus proche de la réalité (anti-larsen activé, couplage acoustique aux choix) que la méthode de séparations des signaux (Hagerman et Olofssen). En effet, la méthode Hagerman impose des restrictions peu reproductibles. HASPI est un indice dit intrusif, ce qui nous permet de tester l'émergence vocale dans des conditions bruyantes, contrairement au SII notamment.

En 2018, James Kates a souhaité mesurer les performances des appareils auditifs en utilisant les indices HASPI et HASQI qu'il a lui-même développés. Dans son étude, 3 appareils premium et d'entrée de gamme de différents fabricants ont été mis à l'épreuve, tous réglés sur cibles prescrites par leurs fabricants respectifs. Les mesures ont montré des différences significatives entre les fabricants, cependant, aucune différence n'a été constatée entre les modèles d'aides auditives de base et premium.

En 2020, Xavier DELERCE a montré dans son étude, reprenant un protocole similaire à celui de James Kates, que l'effet de gamme (Classe I / Classe II) était de l'ordre de 20% à 40% d'intelligibilité dans des conditions de bruit stationnaire, mettant en position de force les algorithmes des aides auditives. Ces différences étaient encore plus marquées dans des conditions de bruit fluctuant, de type cocktail party.

PARTIE EXPERIMENTALE

Pour rappel, l'objectif premier de notre étude est d'élaborer un montage permettant de mesurer l'influence du diamètre de l'évent sur une prévision de l'intelligibilité dans le bruit. Nos mesures seront réalisées avec des aides auditives de marques et de gammes variées.

Avons-nous une détérioration drastique de l'intelligibilité de la parole en augmentant la taille de l'évent ? La technologie ActiveVent de Phonak est-elle une véritable évolution ? Existe-t-il des différences entre les fabricants au niveau de la gestion de la perte d'étanchéité ? Les mesures réalisées lors de cette étude ont eu pour but d'éclaircir ces interrogations tout en prenant en considération certaines limites liées à nos conditions de mesure et aux paramètres des aides auditives sur lesquels nous ne pouvons pas intervenir.

1. Matériel utilisé

a. La cabine insonorisée

La cabine insonorisée où sont réalisées les mesures respecte l'article D.4361-19 du Code de la Santé Publique régissant la qualité d'insonorisation de la pièce, sa superficie ainsi que le temps de réverbérations des parois. Toutes les mesures ont été réalisés dans la même cabine insonorisée et lors d'une seule et même session.

b. Le matériel informatique et électronique

i) *Le mannequin*

Souhaitant réaliser une étude se rapprochant au maximum de la réalité, et n'ayant pas en notre possession de KEMAR (Knowles Electronic Manakin for Acoustics Research), nous avons décidé de créer par nos propres moyens, un mannequin et une oreille s'approchant le plus possible de la morphologie humaine. Pour ce faire, nous avons utilisé une imprimante 3D (Formlabs 3D) ainsi que le logiciel Fusion 3D pour modéliser nos maquettes. Pour la création de l'oreille et du conduit auditif, nous avons repris le modèle « 03 » tiré de la base de données sur les géométries humaines pour l'acoustique, réalisé en 2020 Reinhild RODEN et Matthias BLAU. La tête a été réalisée en matière plastique rigide (Formfutura Asa ApolloX). L'oreille quant à elle est conçue en résine élastomère souple (Formlabs Elastic 50A) d'une dureté de 50 Shore.

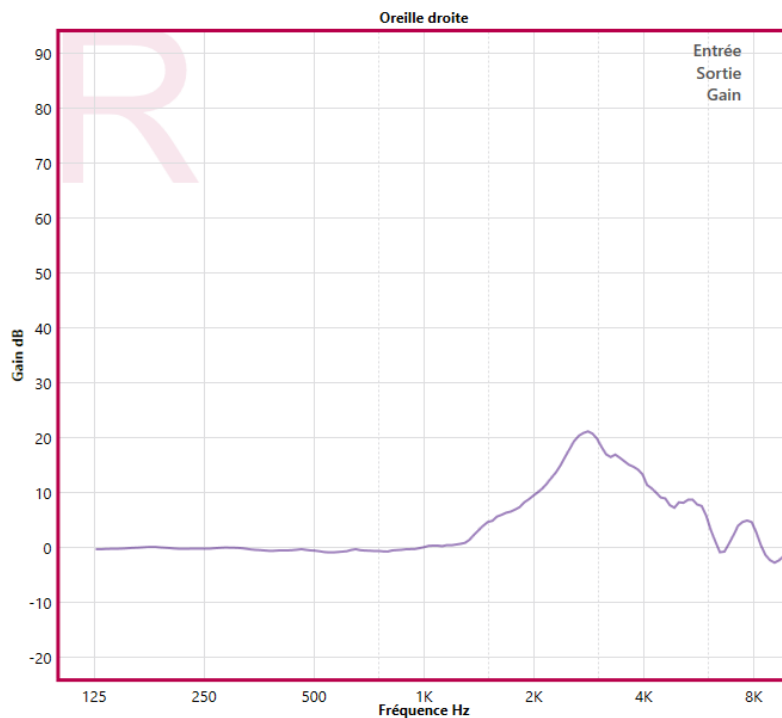


Figure 7 : Real Ear Unaided Gain (REUG) de notre oreille factice

Après modélisation puis retouche, nous avons pu assembler l'ensemble de nos pièces (buste, tête et oreille) pour former notre mannequin.

Le mannequin embarque un système électronique composé des éléments suivants :

- Un micro omnidirectionnel DPA 4060 positionné en fond de conduit de l'oreille factice droite. Il a la particularité d'être classé dans la gamme des micro « inherent noise » avec un bruit de fond inférieur à 23 dBA. La réponse en fréquence de cet instrument est linéaire, entre 20 Hz et 20 KHz, et convient donc parfaitement pour recueillir le signal à analyser. Il nécessite cependant une alimentation fantôme comprise entre 15 et 48 V.
- L'interface audionumérique Motu M2 permettant de faire la liaison entre le micro DPA et l'ordinateur.
- La carte son 7.1 Xonar X7 permet d'émettre le signal dans les cinq hauts parleurs de manière indépendante.
- Cinq haut-parleurs disposés à un mètre du mannequin aux angles de 0°, -45°, +45°, -135° et +135° et à hauteur des oreilles.



Figure 8 : Disposition du mannequin lors de nos enregistrements

ii) L'ordinateur

Nous avons utilisé un seul ordinateur pour réaliser nos mesures, jouant à la fois le rôle d'émetteur et de récepteur du signal. Il possède entre autres :

- Le Noah Link Wireless permettant la connexion des aides auditives
- L'interface Noah permettant le réglage de ces dernières ainsi que l'audiomètre Unity utilisé pour paramétrer l'audiométrie tonal et la réponse in vivo de notre oreille factice.
- Un câble USB permet de faire la liaison avec le mannequin et son électronique.

iii) Le code informatique

Nous avons utilisé la version 2 du code HASPI, mise à disposition par James Kates. Ce programme est codé sous Matlab et utilise l'extension « Signal Processing Toolbox » qui fournit des fonctions et des applications permettant notamment de visualiser et de traiter des signaux simultanément dans le domaine temporel et fréquentiel. Nous avons également utilisé quelques routines personnelles sous Matlab, nous permettant d'émettre et d'enregistrer les signaux à étudier, tout en les recalant à l'échantillons près. Une application, également codée sous Matlab nous permet de choisir et d'automatiser la plage et le pas de RSB testé en fonction de l'appareil sélectionné.

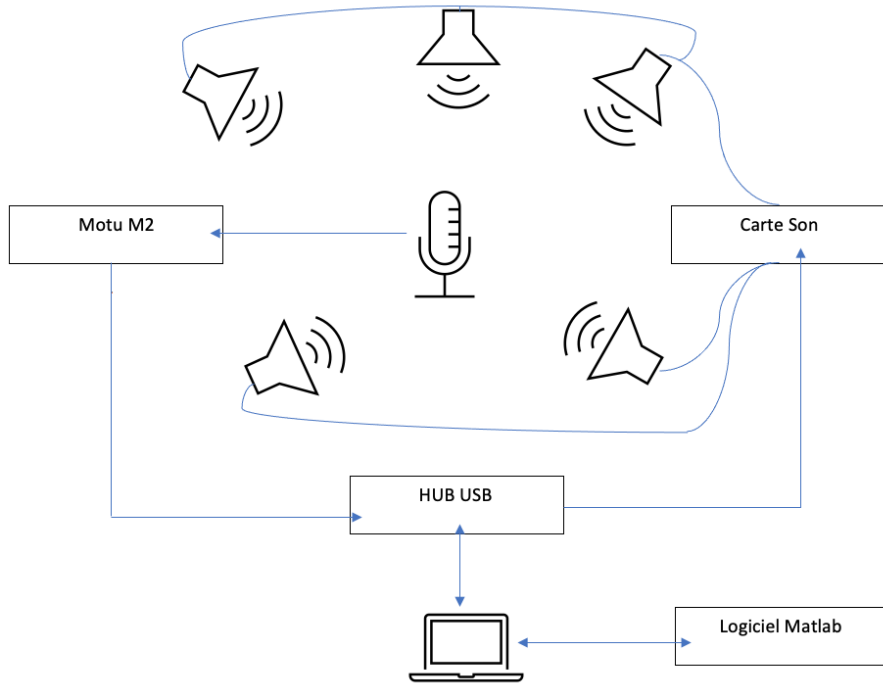


Figure 9 : Modélisation de notre montage expérimental

iv) Les embouts

Nous avons utilisé des embouts dit longs (dépassant le deuxième coude du conduit auditif) réalisés sur mesures en impression 3D. Au total, 4 embouts avec des événements différents ont été imprimés, compatibles avec les écouteurs des aides auditives testées. Les quatre diamètres d'évents retenus pour nos mesures sont 1 millimètre, 2 millimètres, 0 millimètre (occlus) et totalement ouvert.

Nous avons également utilisé un dôme ouvert de marque Phonak, adaptable sur les écouteurs de tous les fabricants.



Figure 10 : Embouts sur mesure après impression

c. Le matériel sonore

i) Listes vocales et bruit

Pour effectuer nos enregistrements, nous avons utilisés comme signal de parole, les 3 premières listes de HINT disponible sur le CD du Collège National d'Audioprothèse (CNA) concaténées. Les silences entre chaque phrase ont été réduits à un dixième de seconde grâce à la fonction « tronquer les silences » disponible sur Audacity, nous permettant de concentrer notre analyse uniquement sur la parole et non sur des instants de silence. Il existe au total 5 listes de HINT, chacune composées de 20 phrases équilibrées phonétiquement. Concernant le signal masquant, nous avons utilisé l'IF Noise, qui est un bruit stationnaire et constant, ce qui nous permet de ne pas avoir trop de fluctuation lors de l'analyse de nos enregistrements, comme cela pourrait être le cas avec un bruit de type Cocktail party par exemple.

Nos pistes sonores de bruit et de parole sont enregistrées au format « .wav ». Avant de pouvoir les utiliser, nous nous sommes déjà assurés que les pistes possédaient le même RMS (Root Mean Square) afin d'éviter tout problème de calibration par la suite.

ii) Création du stimulus

Nos tests ont été pratiqués sur une plage de RSB allant de -9dB à +12 dB avec un pas de 3dB ainsi que dans le silence. Un programme Matlab nous permet de créer les pistes combinant le signal de bruit et de parole avec le RSB voulu. Le signal de parole est émis dans le haut-parleur central à niveau constant de 65 dB. Le bruit quant à lui est diffusé de façon identique dans les quatre autres haut-parleurs à niveaux variable afin d'obtenir le RSB voulu. Au début de chaque enregistrement, une modulation de 1000 Hz est émise nous servant de référence pour couper et caler les enregistrements pour l'analyse ultérieure. La durée totale d'un enregistrement est de 6 minutes et 40 secondes, soit 50 secondes par RSB testés. Il faut donc compter environ 33 minutes d'enregistrements pour tester un appareil avec les différentes combinaisons d'événements utilisées.

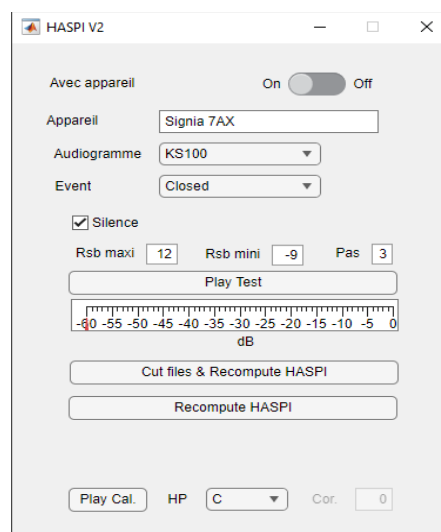


Figure 11 : Interface du logiciel utilisé

d. Appareils auditifs testés

Dans ce mémoire, nous avons décidé d'étudier le comportement de 2 aides auditives à écouteurs déportée haut de gamme de dernière génération de deux fabricants. Une gamme complète d'appareils (de premium à classe I) pour un des fabricants sélectionnés (Signia) a également été testée. Pour compléter l'étude nous nous sommes penchés sur le cas de l'écouteur à évent variable de chez Phonak nommé ActiveVent (MAV). Cet écouteur est capable de commuter entre deux positions d'évent. En situation calme, l'évent reste en position ouverte et le patient profite donc du confort d'un appareillage plus naturel. Dans les situations d'écoute difficiles, l'évent devrait se fermer, bloquant ainsi les sons parasites rentrant directement dans l'oreille, ce qui permettrait au patient de se concentrer davantage sur la parole.

Marque	Modèle	Écouteurs
Phonak	Audéo L90	M (114/51)
		ActiveVent « MAV » (119/50)
Signia	Pure C&G 7Ax	M (119/60)
	Pure C&G 3Ax	
	Pure 312 3Nx	

Tableau 1 : Récapitulatif des appareils testés

Les valeurs entre parenthèse représentent les niveaux de sortie et de gain maximum de l'écouteur sélectionné, calculé au coupleur 2CC. Ils existent des écouteurs plus ou

moins puissants permettant de corriger des surdités, de légère a sévère. Nous avons sélectionné ces écouteurs en nous basant sur les recommandations des logiciels fabricants pour nos pertes auditives étudiées.

e. Réglages des aides auditives

Nous avons choisi la perte normalisé KS100, utilisée dans un bon nombre d'études en audiologie. Elle correspond à une perte linéaire de 10 dB par octave. Nous avons également utilisé dans la seconde partie de nos tests l'audiogramme S2, tiré de l'étude de Nikolai BISGAARD. L'appareillage a été réalisé de façon binaurale avec un audiogramme identique à droite et à gauche. Nous avons programmé les aides auditives en laissant les réglages « par défauts » proposé par chaque logiciel fabricant tenant compte de :

- La sélection des paramètres acoustiques comprenant le choix de l'embout (embout court, long ou dôme) mais également la taille de l'évent choisit. Tous nos réglages ont été fait avec la sélection « embout long » qui correspond en effet aux types d'embouts que nous utilisons.

- Réalisation du test anti-Larsen

- Sélection du REUG (Real Ear Unaided Gain) réalisé au préalable et identique pour chaque mesure effectué.

- Choix de la formule de préréglages et de l'accoutumance patient. Pour respecter une certaine cohérence entre nos mesures, nous avons fait le choix d'utiliser la formule NAL-NL1 réglée sur cible « expérimentés » pour tous nos appareils auditifs testés.

Pour tous les tests, nous avons laissé les appareils fonctionner sur leur programme automatique respectif, censé s'adapter aux mieux à l'environnement sonore dans lequel le malentendant se trouve.



Figure 12 : Mise en place de l'appareil réglé avant enregistrement

2. Mise en œuvre du protocole

a. Calibration

Chaque haut-parleur du système a été calibré individuellement afin que l'intensité du son recueillît au centre de la tête soit identique pour un même fichier de calibration. Cette étape permet donc d'égaliser tous les hauts parleurs. Les fichiers sources de parole et de bruit étant déjà calibrés entre eux (même RMS), il suffit alors de régler le gain dans le logiciel afin que l'intensité du signal émis corresponde à la valeur affichée par le programme. Cette étape de calibration a été réalisée uniquement sur le haut-parleur central puisque l'étape précédant à égaliser les 4 autres haut-parleurs.

Le gain du micro DPA a été ajusté grâce à l'interface audionumérique Motu afin de donner la plus grande plage dynamique (amplitude du signal suffisante pour les niveaux d'entrée faible et éviter la saturation pour les niveaux d'entrés forts). Ce gain est resté constant pour toutes les mesures.

b. Déroulement des enregistrements

Après calibration, toutes nos mesures ont été réalisées en une seule fois, afin d'éviter des erreurs du au déplacement et positionnement du matériel. La méthode HASPI nécessite un signal de référence non bruité qui permet l'analyse du signal dégradé. Cette référence est obtenue en recueillant le signal parole émis à 65 dB, sans bruit, en fond de conduit de l'oreille nue.



[SignalRef.wav](#)

Figure 13 : QR code et lien permettant l'écoute de notre signal de référence, avant découpage

Le déroulement d'une mesure est le suivant :

- Réglages des appareils auditifs en fonction de l'audiogramme et de l'évent
- Mise en place des appareils avec l'embout voulu dans le conduit auditif
- Démarrage de la mesure via le logiciel crée sous Matlab. Pour éviter tout parasite sonore nuisible à nos tests, la plupart des appareils électroniques présents dans la pièce ont été éteints. De plus, une temporisation en début de mesure nous a permis de quitter la cabine insonorisée avant les enregistrements.
- Découpage et recalage automatique puis calcul des indices HASPI.

c. Analyse des résultats

Les 20 premières secondes de chaque fichier sonore correspondant à un niveau de RSB sont ignorées afin de laisser le temps aux algorithmes des aides auditives de s'adapter et se stabiliser à l'environnement sonore. Les 10 secondes suivantes sont découpées, enregistrées puis analysées avec le code HASPI.

À la fin de chaque série de mesures, l'algorithme HASPI nous donne une valeur comprise entre 0 et 1 pour chaque RSB testé. La fonction « plot » sous Matlab nous permet de représenter nos résultats sous forme de graphiques avec en abscisses, le RSB testé et en ordonnée, la valeur de l'indice HASPI obtenue.

3. Résultats

a. Analyse des résultats de deux appareils haut de gamme

Pour rappel, nous allons nous intéresser au Phonak Lumity 90, nouveauté de septembre 2022 ainsi qu'au Signia Pure Charge&Go 7Ax :

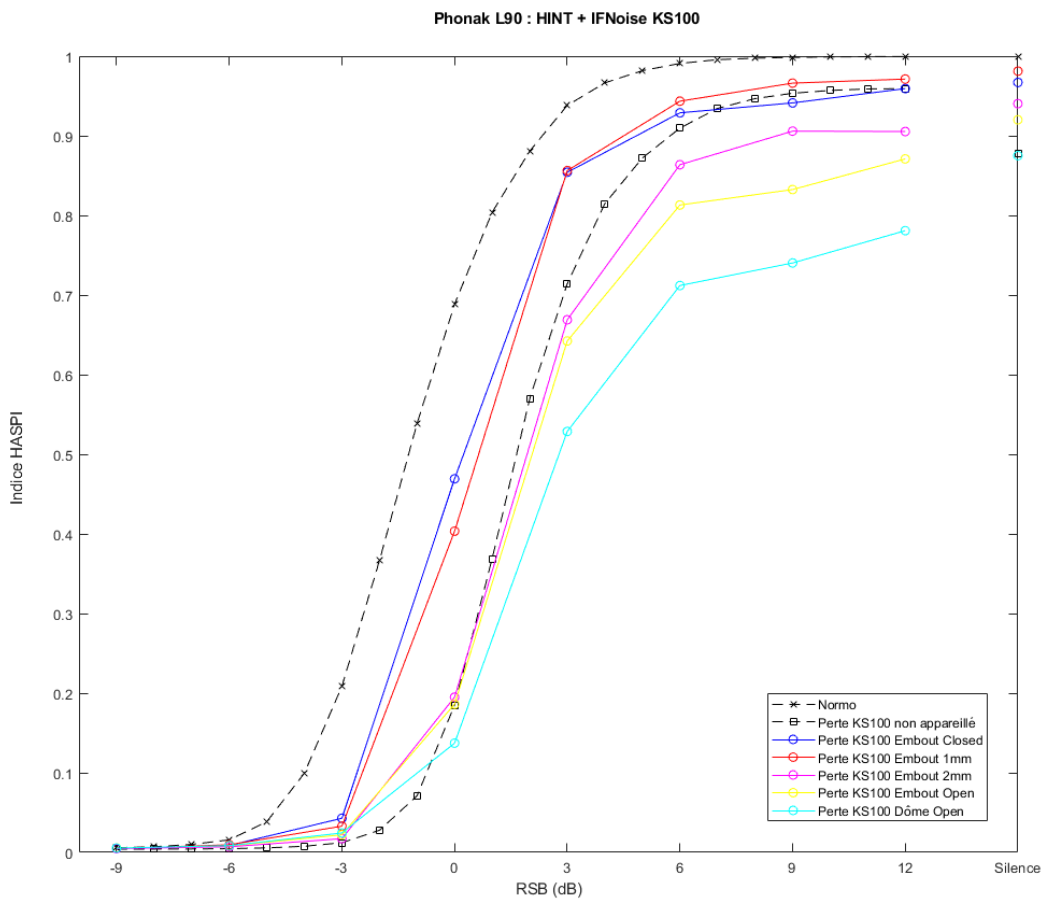


Figure 14 : Influence de l'événement sur l'indice HASPI en fonction du RSB pour le Phonak L90 réglé pour une perte auditive KS100

Tout d'abord, nous pouvons remarquer que plus le rapport signal sur bruit est important, plus l'indice HASPI obtenu est meilleur et ce pour n'importe quels types de diamètre d'événements testés, ce qui nous semble tout à fait cohérent. Nous constatons également que la forme des courbes est similaire selon les événements. Les résultats obtenus sur la plage de RSB allant de -9 à -3 sont très faibles, inférieurs à 0,05 (5%) et ce pour toutes nos courbes, se traduisant par une audibilité du signal restreinte pour le malentendant dans ces conditions de test difficiles.

Cependant, des différences importantes sont visibles pour les valeurs RSB supérieures ou égales à 0.

En effet, les embouts fermés et avec un événement de 1mm apportent les meilleurs résultats, avec beaucoup de similitudes entre les 2 courbes, comme le montre l'indice commun de 0,86 à RSB = 3. En revanche, des différences plus marquées sont visibles dès que l'on augmente le diamètre de l'événement. La combinaison avec un dôme ouvert apporte des résultats nettement inférieurs par rapport aux indices obtenues avec un embout sur mesure ouvert.

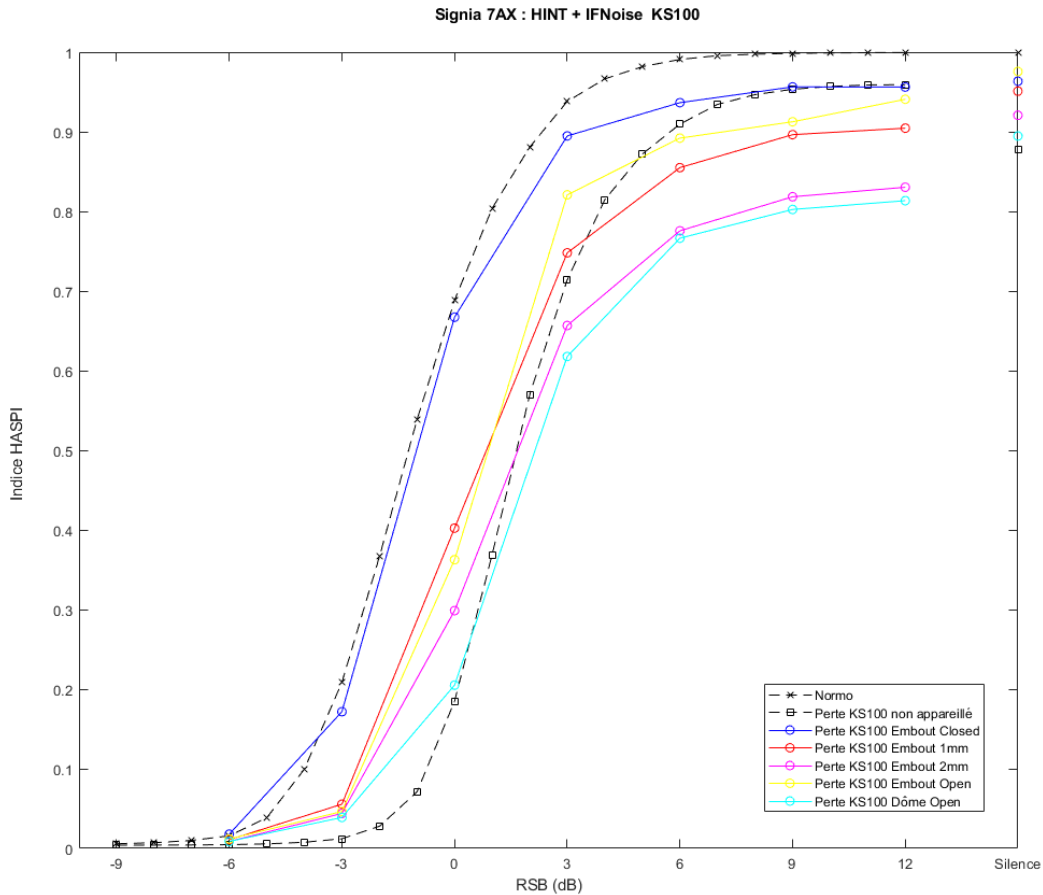


Figure 15 : Influence de l'événement sur l'indice HASPI en fonction du RSB pour le Signia 7Ax réglé pour une perte auditive KS100

Pour le Signia 7ax, nous pouvons observer que les résultats obtenus avec un embout fermé sont bien au-dessus de toutes les autres combinaisons testées. Les indices HASPI sont proche de la référence normo-entendant. En revanche, l'embout ouvert semble être la seconde option apportant la meilleure audibilité, devant l'embout de 1mm puis de 2mm. Le dôme ouvert quant à lui semble encore en retrait par rapport aux autres combinaisons.



[7AX_Closed_Open_0.wav](#)

Figure 16 : QR code et lien permettant l'écoute du signal amplifié par le Signia 7AX avec un embout fermé puis ouvert

D'une marque à l'autre, nous constatons des différences d'indice qui peuvent être relativement importante, allant jusqu'à 1dB de gain ou de perte en RSB. Par exemple, en embout occlus, on obtient une audibilité 50% avec un RSB de -1 dB pour le Signia 7AX alors qu'il faut un RSB de 0 dB avec le Phonak L90 pour obtenir le même résultat.

b. Analyse des résultats selon la gamme d'appareil

En suivant le même protocole, nous avons testé le Signia Pure C&G 3Ax, appareil de classe II possédant la même puce que le C&G 7Ax testé précédemment mais avec des capacités algorithmiques et de traitements de signaux réduites. Nous avons également testé le Signia 3Nx, appareils du panier 100% santé utilisant la puce Naturel Xperience (NX) de génération antérieure.

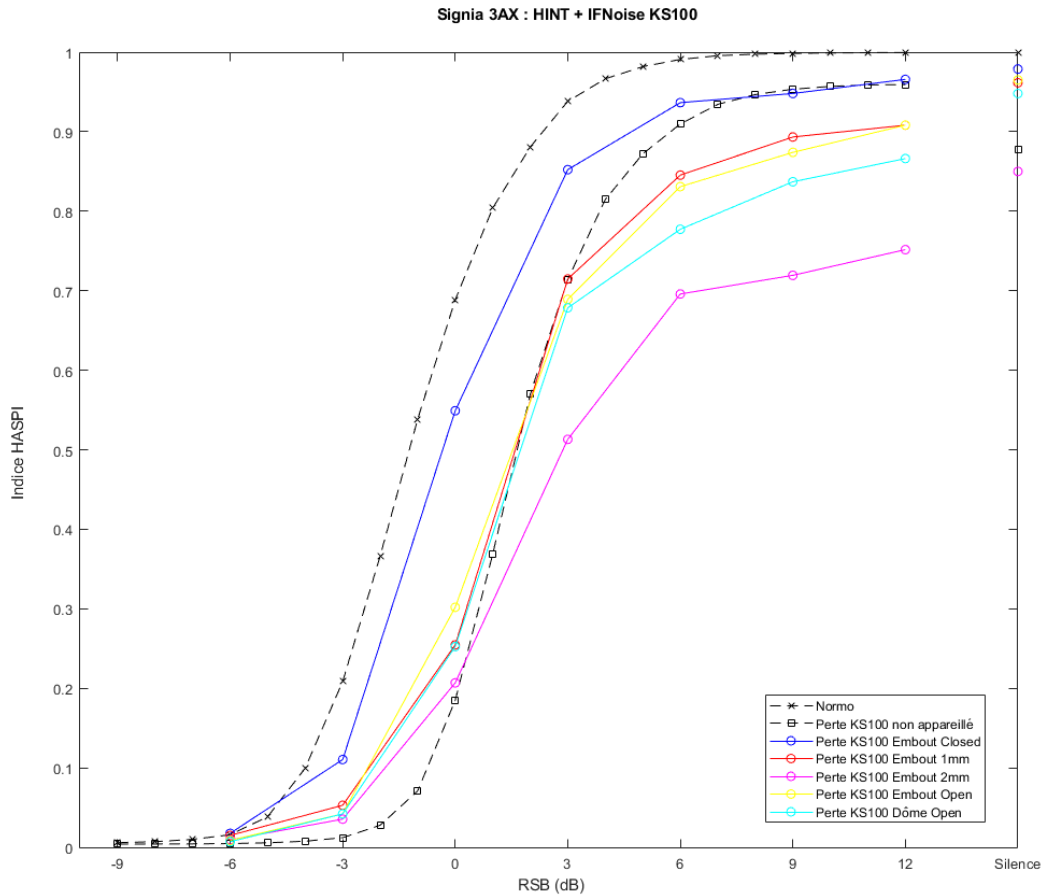


Figure 17 : Influence de l'évent sur l'indice HASPI en fonction du RSB pour le Signa 3Ax réglé pour une perte auditive KS100.

Avec l'embout fermé, nous remarquons que les résultats obtenus sont très proches de la courbe de l'appareil de gamme supérieur (7Ax), en embout occlus. On constate uniquement une baisse de l'ordre de 10% pour les RSB de 0 à -3. En revanche, dès que le diamètre de l'évent augmente, l'appareils 3Ax est moins performant que l'appareil haut de gamme, en particulier avec l'évent de 2mm ou l'indice HASPI plafonne à 0,7.

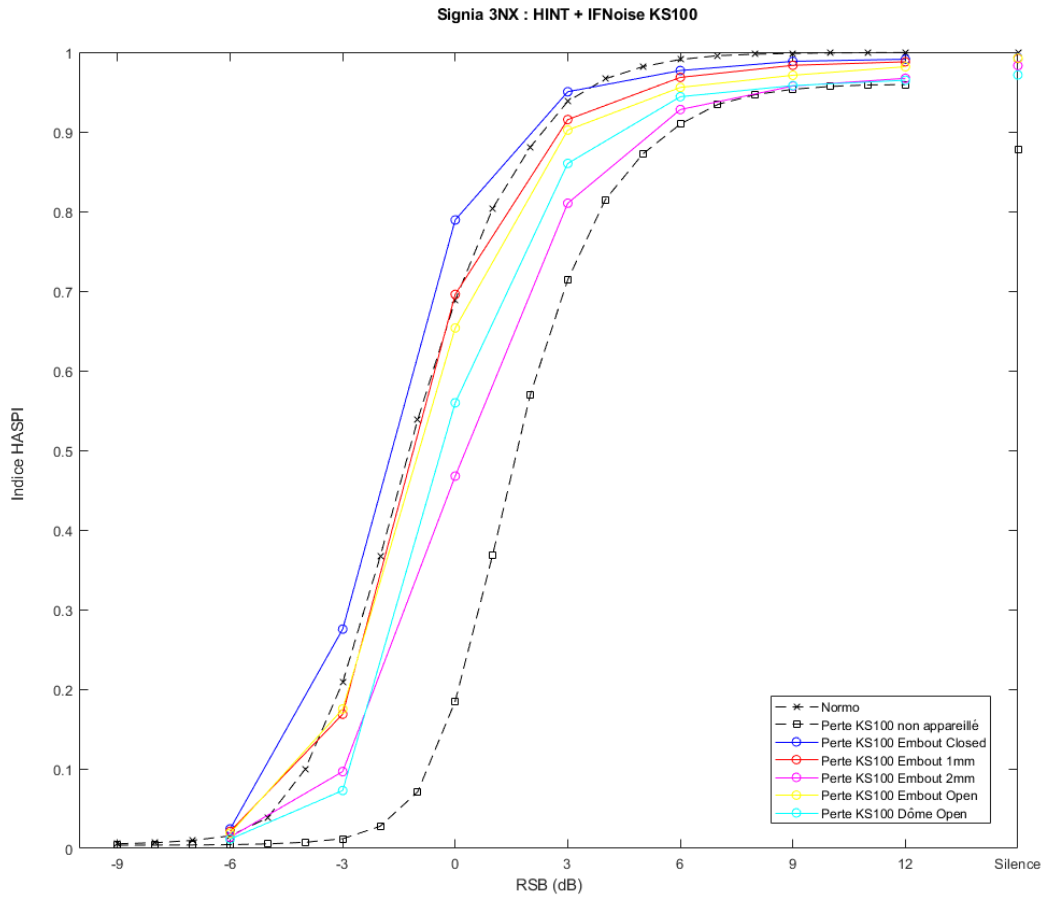


Figure 18 : Influence de l'évent sur l'indice HASPI en fonction du RSB pour le Signa 3Nx réglé pour une perte auditive KS100.

En comparaison avec les deux appareils de classe II, on constate un résultat supérieur pour toutes les configurations testées. Ceci peut être expliqué par un algorithme de traitement du bruit très différent entre les anciennes et nouvelles générations d'aides auditives. Pour un RSB supérieur à 3 dB, les courbes d'indices de l'aide auditive 3Nx sont au-dessus de la référence malentendant, non appareillé. Pour les autres appareils testés, la plupart des courbes sont en dessous de la référence.



[3Nx_Closed_Open_0.wav](#)

*Figure 19 : QR code et lien permettant l'écoute du signal amplifié par le Signia 3 Nx
avec un embout fermé puis ouvert*



[7AX_3Nx_Closed_0.wav](#)

*Figure 20 : QR code et lien permettant l'écoute du signal amplifié par le Signia 7 Ax
puis le Signia 3 Nx avec des embouts fermés à RSB=0*

c. Analyse des résultats selon la perte auditive

Pour compléter notre étude, nous avons décidé de répéter les mesures avec l'appareil Signia 7Ax, mais cette fois ci réglé pour la perte auditive normalisé N2, plus légère que la perte KS100.

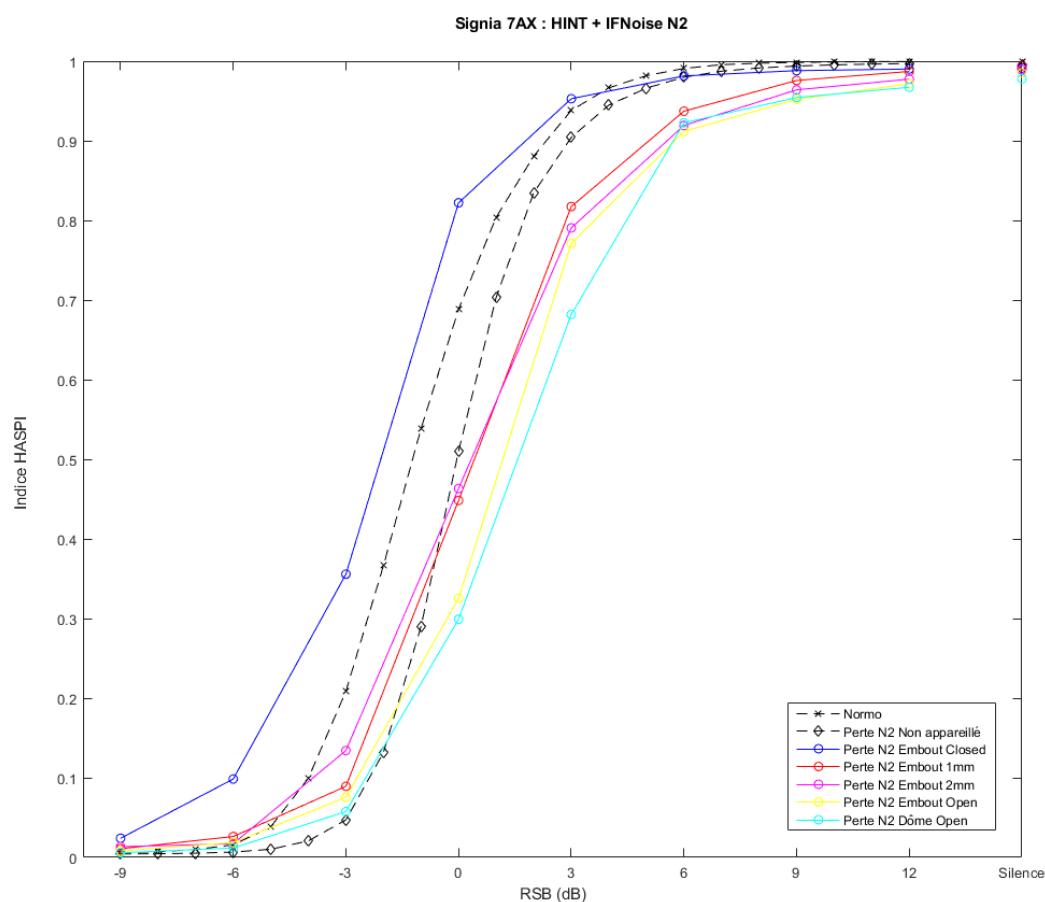


Figure 21 : Influence de l'événement sur l'indice HASPI en fonction du RSB pour le Signia 7Ax réglé pour une perte auditive N2.

Logiquement, les indices HASPI obtenus avec l'audiogramme N2 sont supérieurs à ceux de l'audiogramme KS100. Avec une perte plus légère, on constate toujours que l'audibilité est meilleure avec un embout occlus, celle-ci est même supérieur à la référence normo entendant. Les courbes ne plafonnent plus pour un RSB supérieur à

3 dB et atteignent le 100%. L'écart entre la meilleur et la moins bonne courbe pour une audibilité de 50% avec l'audiogramme N2 est de 3,8 dB alors qu'il est de 3,2 dB pour l'audiogramme KS100. Cet écart pour une audibilité de 80% passe à 4,7 dB pour l'audiogramme N2 et 7,2 dB pour KS100.

d. Analyse des résultats obtenus avec l'écouteur ActiveVent (MAV)

L'écouteur ActiveVent de Phonak a été conçu pour commuter entre 2 tailles d'événements : ouvert et fermé. Ceci permettant de s'adapter au mieux à l'environnement sonore dans lequel se trouve le patient. Pour mettre à l'épreuve cet écouteur, nous avons fait le choix de tester tous les pas de RSB (de 1 en 1) sur notre plage habituelle, de -9 à +12, afin de définir le point de commutation. L'écouteur a été inséré dans un embout totalement occlus. Nous avons réalisé les mesures avec le Phonak L90, couplé à l'écouteur MAV programmé de trois façons différentes :

- Avec le programme automatique de l'aide auditive, censé s'adapter au mieux à l'environnement sonore présent.
- Avec un programme personnalisé identique au programme précédent, en forçant l'événement du MAV en position ouverte.
- Enfin avec un second programme personnalisé, avec le MAV en position fermée cette fois-ci.

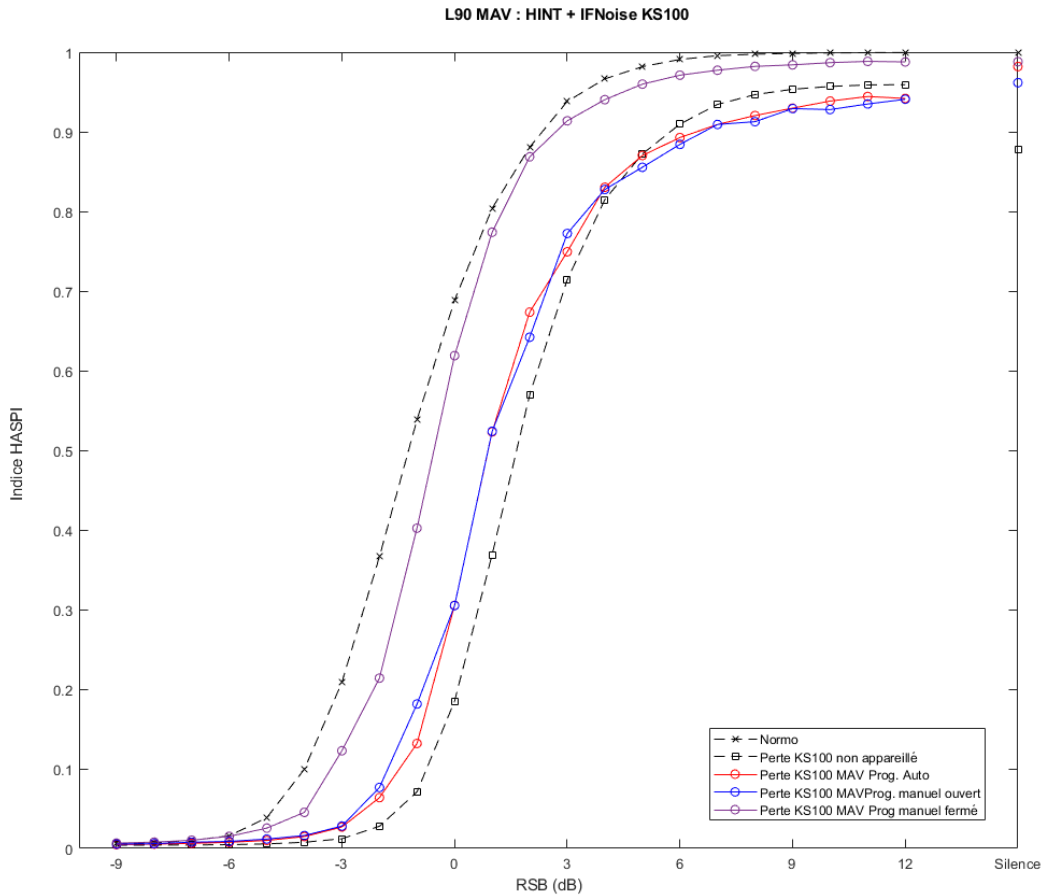


Figure 22 : Influence de l'écouteur MAV sur l'indice HASPI en fonction du RSB pour le Phonak L90, réglé pour une perte auditive KS100

Les résultats obtenus nous montrent une nette amélioration de l'audibilité lorsque le MAV est programmé de manière à être toujours fermé par rapport à sa position ouverte. Cependant, le test réalisé en mode automatique nous montre que l'écouteur ne commutent pas entre la position ouverte et fermée, et ce malgré une augmentation du bruit IF noise parasite. Cela se traduit par des résultats similaires en mode automatique et en position ouverte. L'écouteur MAV, paramétré en mode automatique ne semble donc pas apporter d'amélioration dans notre environnement sonore test.

En écoutant un enregistrement sonore au moment de la commutation de l'événement, nous pouvons percevoir un « claquement » lorsque ce dernier passe de la position ouverte à fermée, ainsi qu'une nette différence sur la qualité du signal.



[MAV_ouvert_ferme_Sil.wav](#)

Figure 23 : QR code et lien permettant l'écoute du passage en position ouverte / fermé de l'écouteur ActiveVent

4. Discussion

a. Discussion des résultats

Dans cette étude, nous n'avons pas cherché à comparer les résultats entre fabricants car le traitement du signal est très différent d'une marque à l'autre. Nous avons dans un premier temps choisi la marque d'appareil qui donnait un écart maximum entre la meilleure et la moins bonne courbe pour une indice de 50% (3,2 dB pour le Signia 7AX contre 2,6 dB pour le Phonak L90). Ceci afin de mieux mettre en évidence le rôle du diamètre de l'événement sur une gamme complète d'aides auditives. L'analyse ne porte donc pas sur les valeurs absolues des courbes d'indices HASPI par aides auditives et par événements, mais plutôt sur les valeurs relatives entre chacune de ces courbes réalisées pour un même modèle d'appareil.

Comme attendu, pour une génération de puce identique (Signia AX), on observe un meilleur résultat pour la version la plus haut de gamme. Ceci surtout dès que l'on augmente le diamètre de l'évent. L'efficacité des algorithmes de traitement du signal des appareils premium est donc bien mise en évidence. L'appareil de classe I, qui possède une puce et une philosophie de traitement du signal différente donne des résultats supérieurs dans nos conditions de mesure. Ceci est à relativiser car, d'après le fabricant, les réducteurs de bruit des deux puces fonctionnent différemment. L'aide auditive de classe I va tenter de réduire le bruit au maximum afin d'améliorer le RSB. La puce AX va quant à elle limiter l'inconfort du bruit sans pour autant le réduire de façon aussi importante que la puce NX. On peut écouter la différence de rendu acoustique avec les enregistrements sonores disponibles ci-dessus.

En faisant varier l'audiogramme, on observe une plus grande influence du diamètre de l'évent sur l'indice HASPI. Ceci peut s'expliquer par le fait que plus la perte est légère, moins le gain de l'appareillage sera important. La proportion de son transmis par l'aide auditive sera donc moins grande que le son pouvant pénétrer directement dans le conduit via l'évent. Dans le cas des petites pertes auditives (audiogramme N2), avec un RSB supérieur à 0 dB, il apparaît que l'embout fermé apporte un indice HASPI supérieur à la référence normo-entendant.

L'ActiveVent paraît une solution intéressante pour améliorer l'audibilité dans le bruit tout en permettant une bonne aération du conduit dans les situations calmes. Malheureusement, nous n'avons pas réussi à trouver d'environnement sonore permettant l'enclenchement automatique (fermeture de l'évent) du MAV. Cela peut être lié à nos conditions de test. On peut malgré tout tirer profit du MAV en créant un programme spécifique pour les ambiances bruyantes en forçant l'évent en position fermé.

b. Limites de l'étude

Cette étude nous a permis de montrer que le diamètre de l'évent avait effectivement une incidence notable sur l'audibilité dans le bruit. Cependant, il est intéressant de se pencher sur les limites de notre étude et de nuancer les résultats :

- On ne peut pas généraliser les résultats de cette étude puisqu'elle porte sur une seule géométrie d'oreille et un seul environnement sonore de mesure.
- L'indice HASPI est une mesure objective intrusive qui nous donne un pourcentage d'audibilité du signal et non d'intelligibilité, propre à chaque patient. On pourrait donc poursuivre l'étude en réalisant des tests vocaux dans les mêmes conditions sur une population cible.
- Les réglages des aides auditives ont été réalisés suivant les préconisations fabricants et en utilisant la formule NAL-NL1 et en tenant compte du type d'évent. Après contrôle en chaîne de mesure (courbes en annexe), pour chacun de ces pré-réglages, on constate des différences de gain significatives. Cela peut éventuellement s'expliquer par une compensation de gain opérée par le fabricant afin de compenser la fuite acoustique. De ce fait, les résultats de nos mesures peuvent varier suivant les philosophies d'adaptation de chaque fabricant et/ou appareil.
- Le bruit masquant IF Noise choisi, de type stationnaire, n'est pas forcément représentatif des conditions réelles d'écoute dans le bruit.
- Les mesures réalisées avec un dôme standard open sont moins reproductibles car le positionnement du dôme dans le conduit reste aléatoire d'une mesure à l'autre contrairement à un embout sur mesure.

- L'événement utilisé pour cette étude est de type « cavité d'événement ». Il pourra être intéressant de compléter les mesures avec des événements « standards ».



Événement standard

Événement cavité

Figure 24 : Types d'événements

CONCLUSION

Ce mémoire a eu pour but de mettre en évidence l'impact du couplage acoustique d'une aide auditive dans des conditions d'écoute dans le bruit. Comme des études précédentes (J. KATES et X. DELERCE) l'ont montré, nos mesures confirment une amélioration de l'audibilité dans le bruit lorsqu'on réduit le diamètre de l'évent.

Lorsqu'un patient supporte mal l'effet d'occlusion, on constate qu'il serait préférable d'utiliser un embout sur mesure ouvert, plutôt qu'un dôme standard ou qu'un embout avec un évent de 2mm.

Pour des raisons de praticité, l'adaptation prothétique est de plus en plus souvent réalisée avec des dômes standards, une piste d'amélioration de la satisfaction patient serait probablement la généralisation de l'utilisation d'embouts sur mesure.

L'écouteur à évent commutatif (MAV) semble être une solution intéressante pour faire face à toutes les situations sonores rencontrées par le patient. Néanmoins, dans nos conditions de test, nous n'avons pas pu mettre en évidence une fermeture automatique de l'évent.

Pour aller plus loin, il serait judicieux de poursuivre l'étude en réalisant des tests vocaux dans le bruit sur un panel de patients malentendants afin de confirmer ou d'infirmier nos résultats.

A l'avenir, il pourrait être intéressant d'intégrer le calcul de l'indice HASPI dans un module d'audiométrie in vivo afin de prédire l'audibilité du patient.

BIBLIOGRAPHIE

BISGAARD Nikolai. "Standard audiograms for the IEC 60118-15 measurement procedure". Juin 2010

DELERCE Xavier. *On passe L'HASPI partie 1*. Le blog de l'audiologie prothétique. 27/03/2020.

<https://leblogaudiologie.com/2020/03/27/on-passe-lhaspi-partie-1/>

DELERCE Xavier. *On passe L'HASPI partie 2*. Le blog de l'audiologie prothétique. 11/05/2020.

<https://leblogaudiologie.com/2020/05/11/on-passe-lhaspi-partie-2/>

DELERCE Xavier. Perception de la parole dans le bruit : l'événement influence-t-il les performances de l'aide auditive. Le blog de l'audiologie prothétique. 1/12/2021.

<https://leblogaudiologie.com/2021/12/01/perception-de-la-parole-dans-le-bruit-levent-influence-t-il-les-performances-de-lappareillage/>

DEREK J. Stiles. "The SAGE Encyclopedia of Human Communication Sciences and Disorders". Chapter title: "Speech Intelligibility Index (SII)". 2019

E.M.H. Lundberg, S.-H. Chon, J.M. Kates, M.C. Anderson, and K.H. Arehart (2020). *The type of noise influences quality ratings for noisy speech in hearing aid users*. J. Speech Lang. Hear. Res. 63, 4300-4313.

Francis Kuk. Where an accurate fitting begins assessment of in situ acoustics, Hearing Review, juillet 2006.

H. L. Olsen, A. Olofsson, and B. Hagerman, The effect of audibility, signal-to-noise ratio, and temporal speech cues on the benefit from fast-acting compression in modulated noise. Int. J. Audiol., vol. 44, no. 7, pp. 419–433, 2005.

HARVEY Dillon, Ph.D. “Hearing Aids” Second Edition. Hearing aid earmolds, earshells and coupling systems. P.136-169

HARVEY Dillon. Phonak Focus : Intégration de l’effet in vivo de l’évent, dans le choix du gain sur coupleur des audioprothèses. New/Ideas/High Technology/Acoustics Nr. 12,1991

ILIAS Papastratis. Speech recognition: a review of the different deep learning approaches .AI Summer 2021.

<https://theaisummer.com/speech-recognition/>

James M. Kates, Kathryn H. Arehart, “The Hearing-Aid Speech Perception Index (HASPI) Version 2”. Speech Communication 131(2021), P .35-46

James M. Kates, Kathryn H. Arehart, “An overview of the HASPI and HASQI metrics for predicting speech intelligibility and speech quality for normal hearing, hearing loss, and hearing aids”. Journal Elsevier B.V 2022, P.1-30

James M. Kates. Users 'Guide: HASPI Version 1, HASPI Version 2, HAAQI Version 1

Killion, Mead C. « *The SIN Report: Circuits Haven't Solved the Hearing-in-Noise Problem* ». The Hearing Journal, vol. 50, n° 10, October 1997, p. 26-30.

LECLERE Franck. Estimation du Rapport Signal sur bruit en sortie des aides auditives : mise en œuvre et application. Les cahiers de l'audition n°4/2015, P.36-4

Reinhild Roden, Matthias Blau. The IHA database of human geometries including torso, head, and complete outer ears for acoustic research. Institut für Hortechnik +Audiologie IHA. 29/09/2021

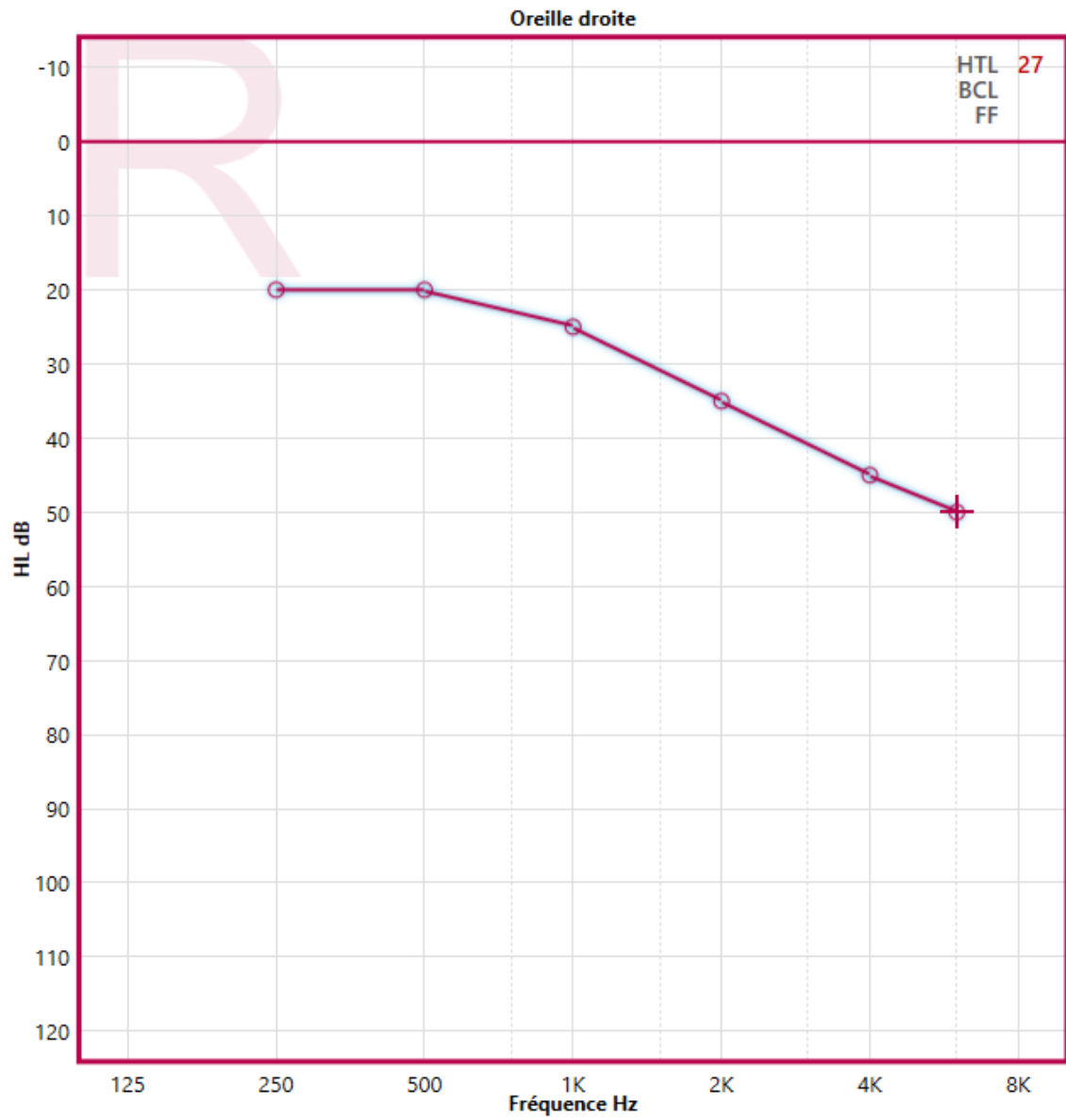
S. FREDELAKE, I. HOLUBE, A. SCHLUETER and M. HANSEN. Measurement and prediction of the acceptable noise level as for single-microphone noise reduction algorithms. Int. J. Audiol vol 51, no. Apr.2012. P.299-308.

SHAW,1974, extrait du site www.cnebm.jussieu.fr, collège national des enseignants de biophysique et de médecine nucléaire.

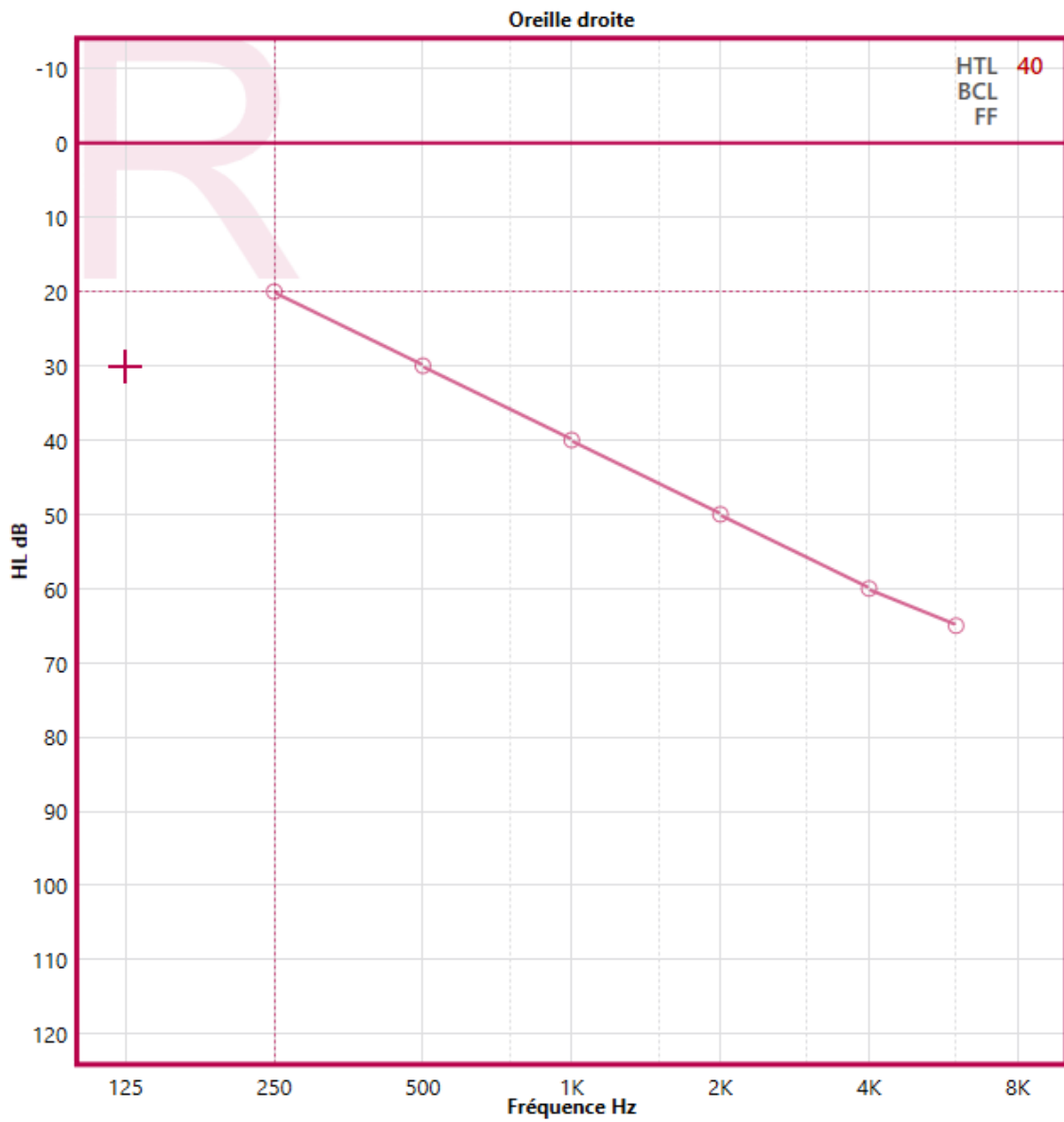
Tiago H. Falk. "Objective Quality and Intelligibility Prediction for Users of Assistive Listening Devices ". IEE Signal Process MAG. 2015 Mars 32(2):114-124.

V. Rallapalli, M. Anderson, J. Kates, L. Balmert, L. Sirow, K. Arehart, and P. Souza (2020). *Quantifying the range of signal modification in clinically fit hearing aids*. *Ear & Hearing* 41, 433-441.

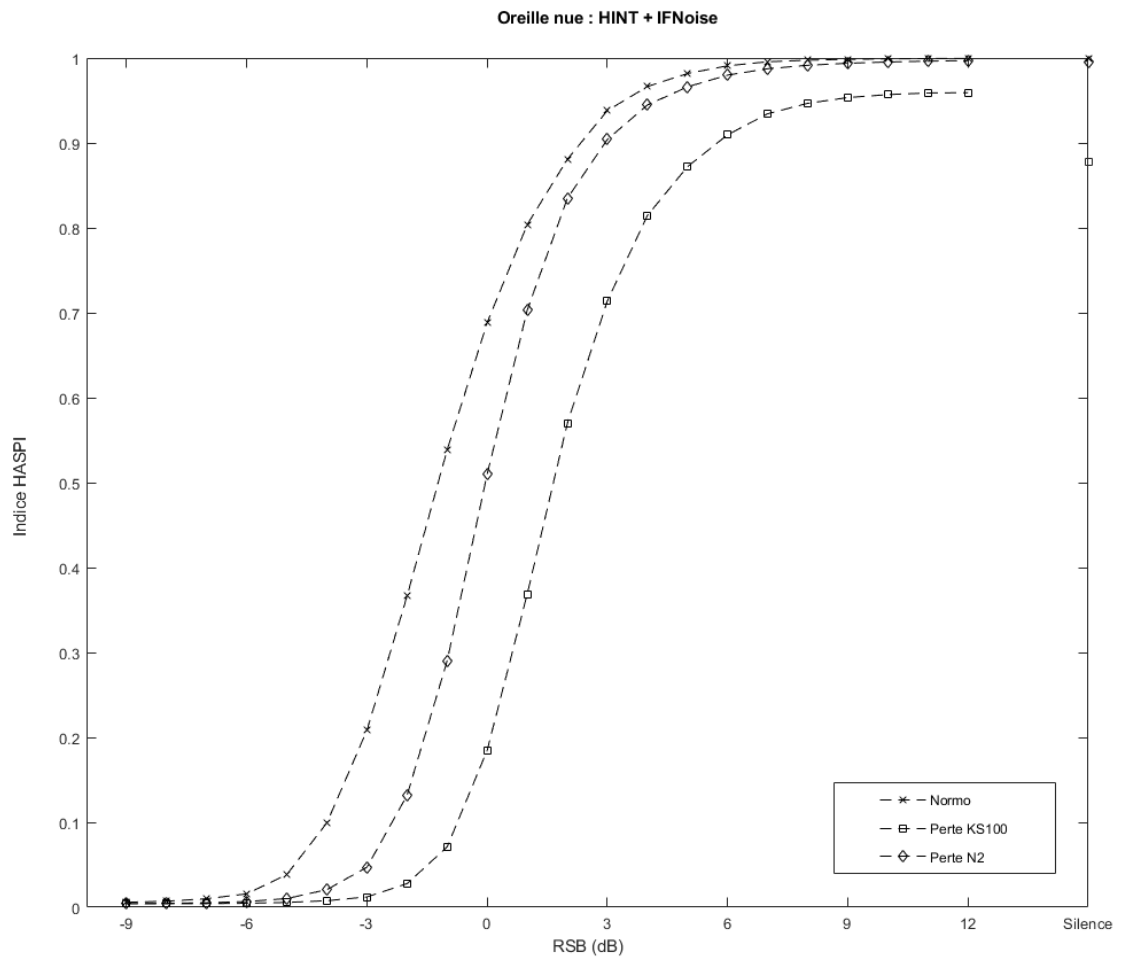
ANNEXES



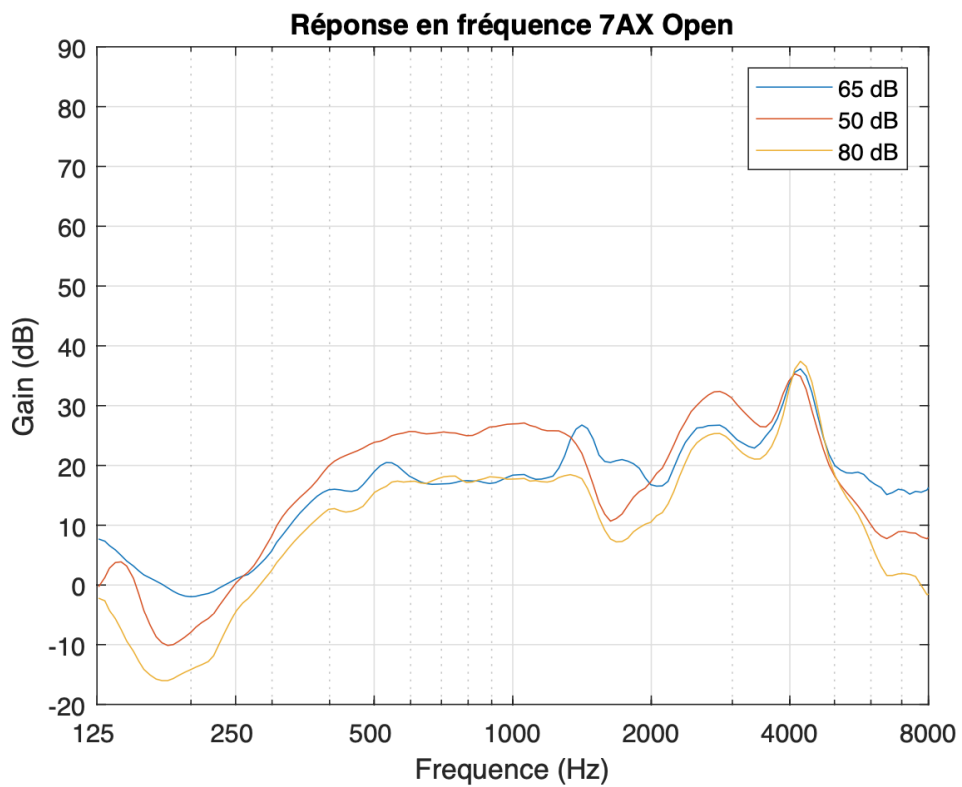
Annexe 1 : Audiogramme de la perte auditive N2



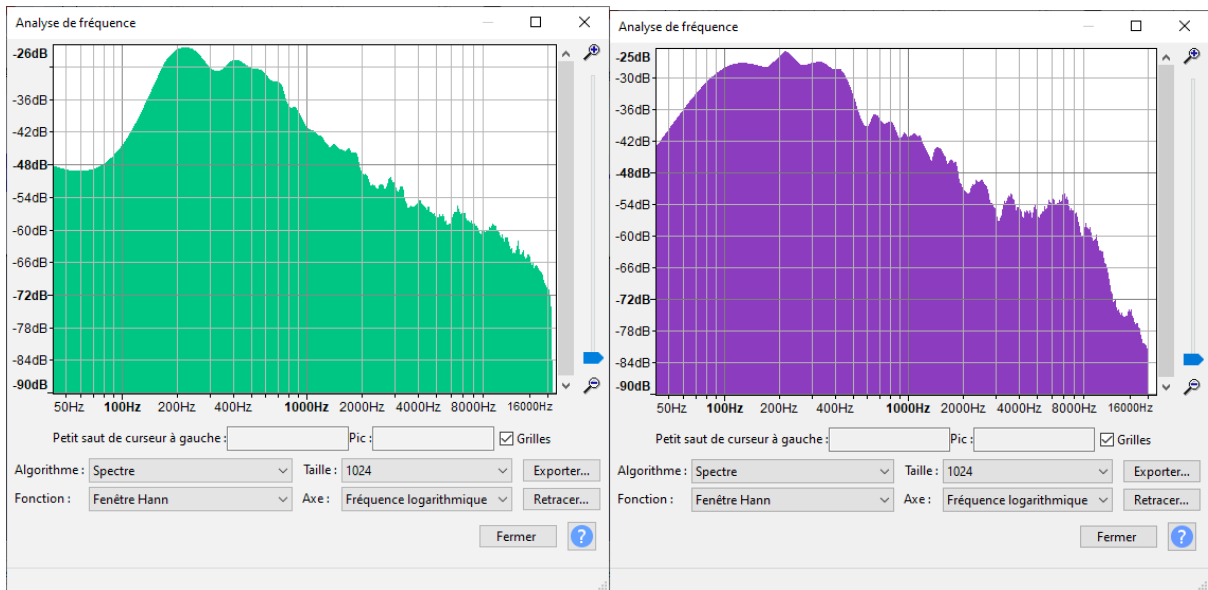
Annexe 2 : Audiogramme de la perte auditive KS100



Annexe 3 : Indice HASPI des références en fonction du RSB

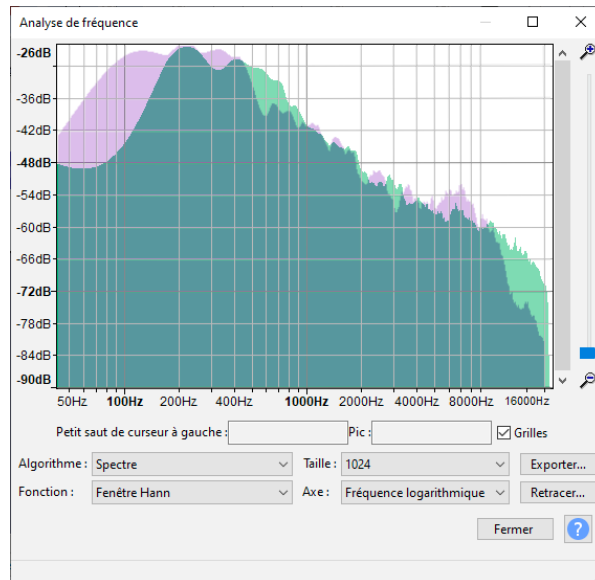


Annexe 4 : Réponse en fréquence du Signia 7Ax au coupleur 2cc, réglé sur cible pour embout ouvert et fermé



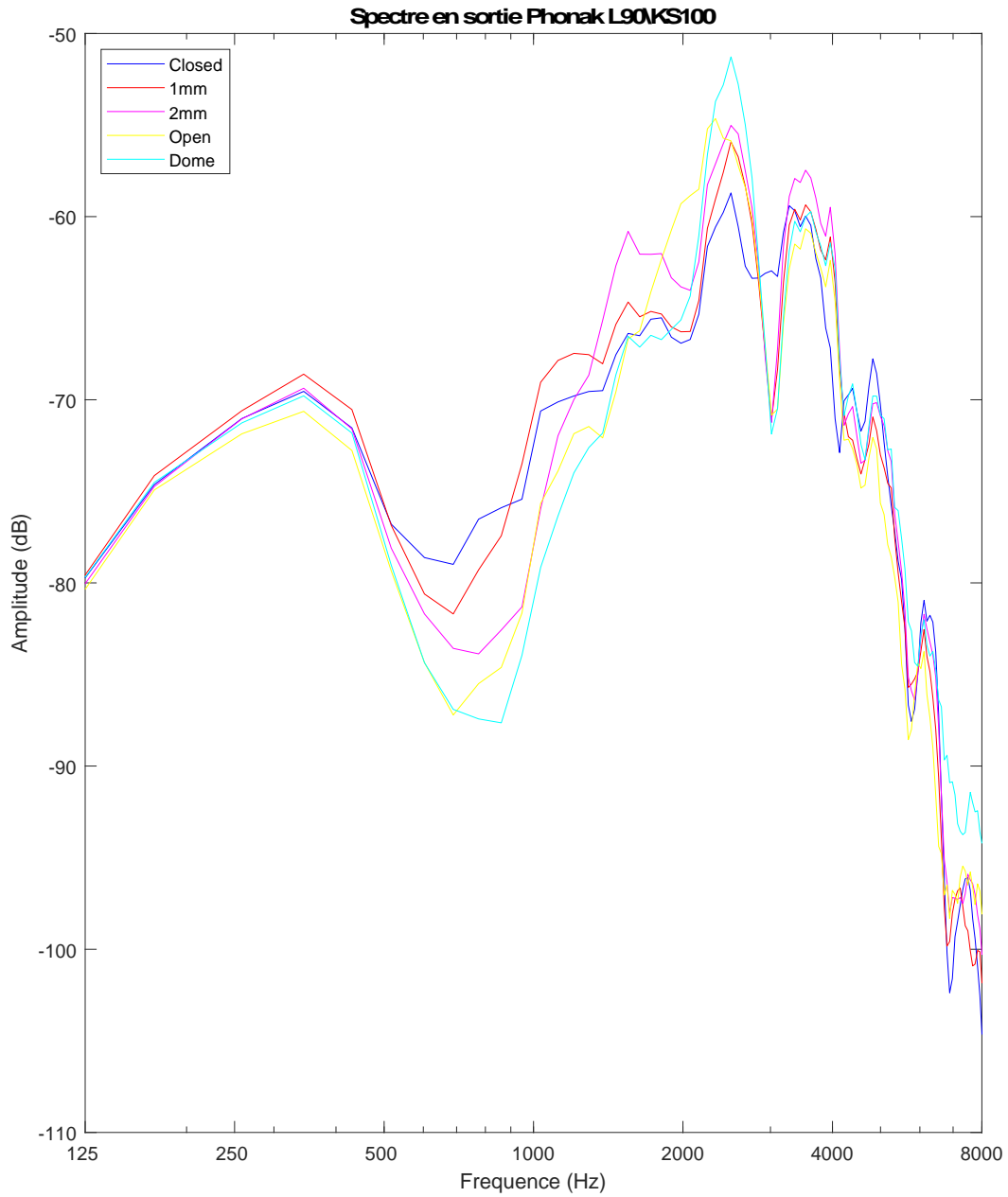
Spectre IF Noise

Spectre phrases de HINT

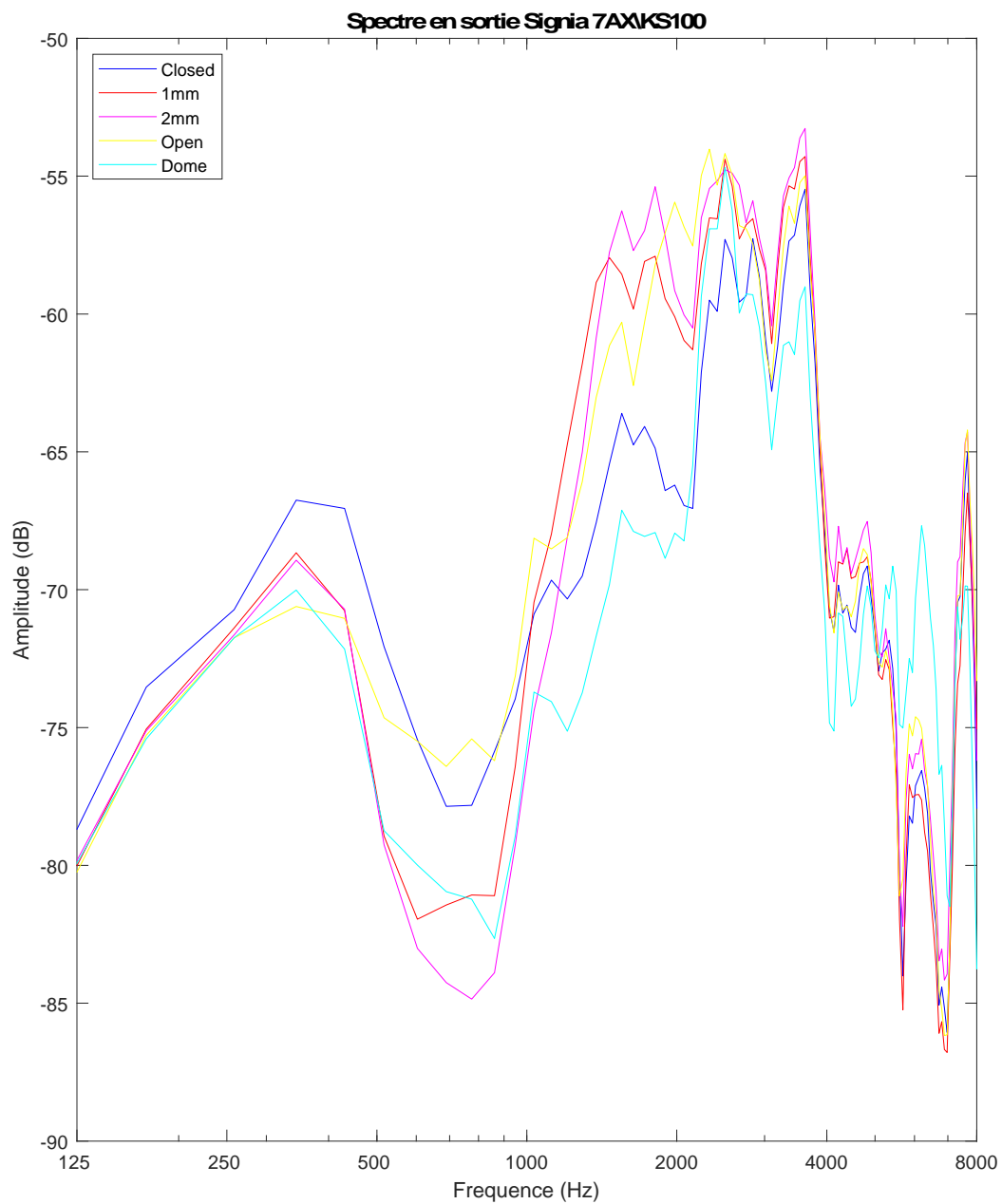


Superpositions des deux spectres

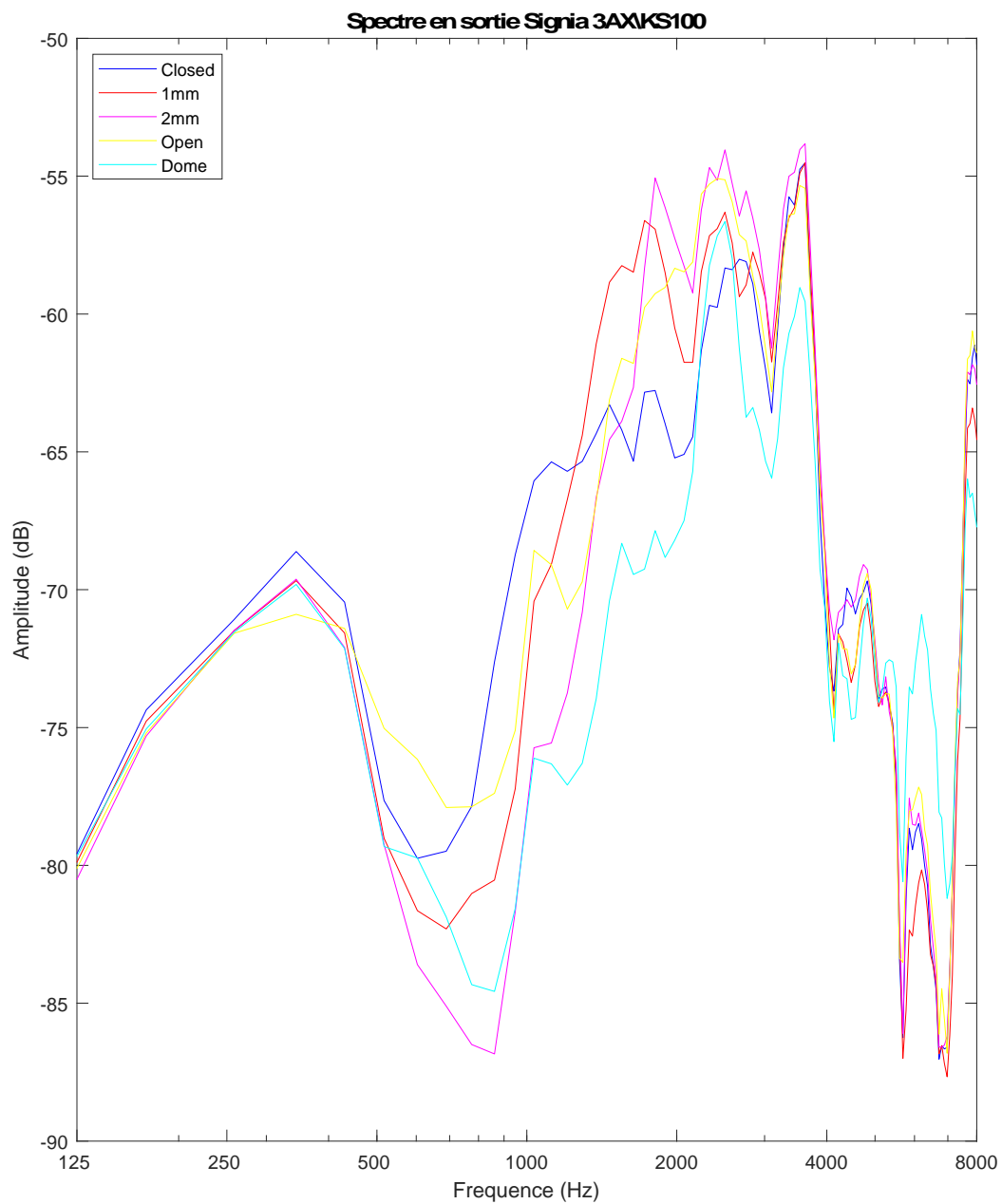
Annexe 5 : Spectre fréquentiel des signaux sonores utilisés pour les mesures



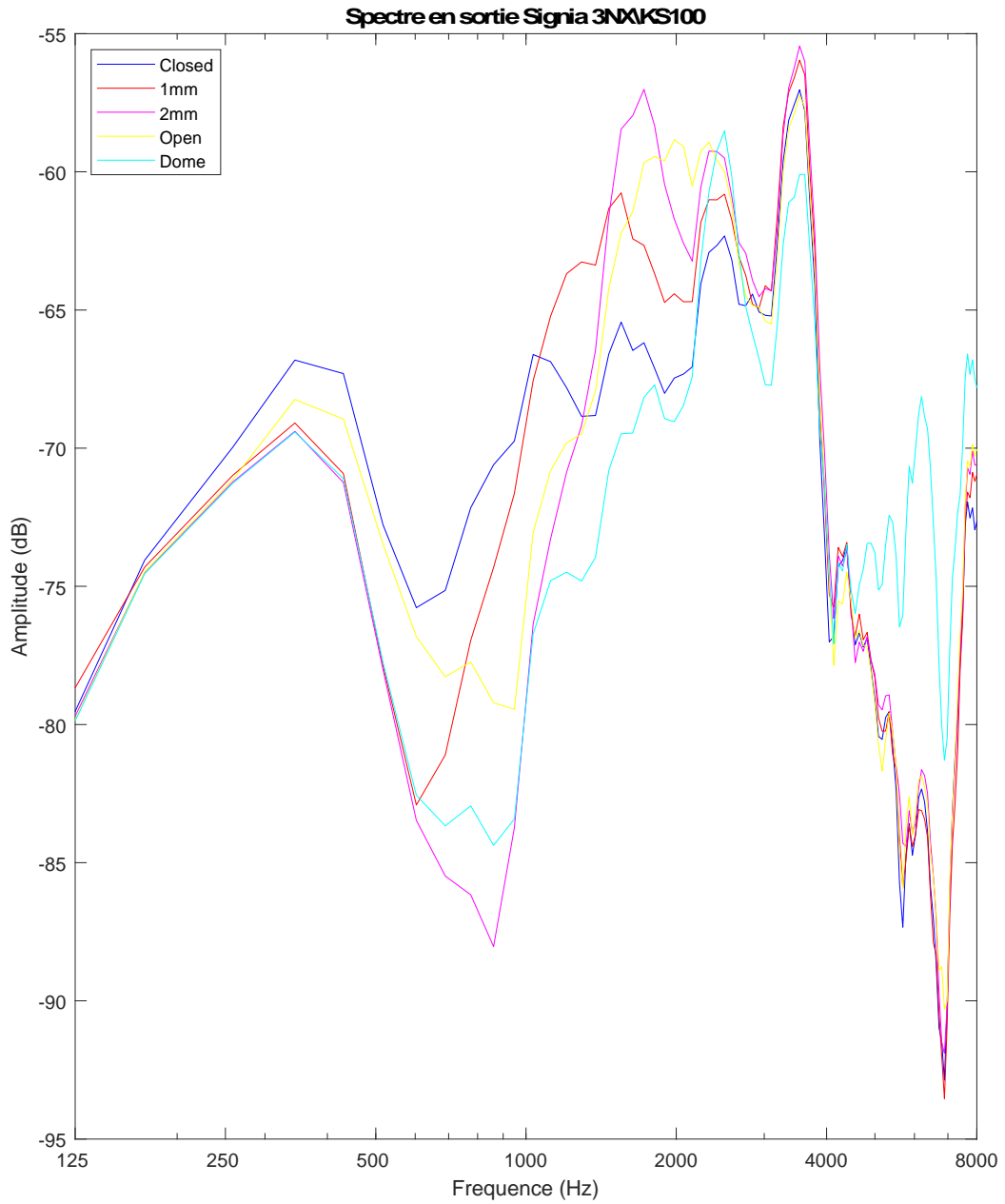
Annexe 6 : Spectre fréquentiel du signal recueilli au fond du conduit, après amplification du signal par le Phonak L90 et différentes combinaisons d'événements



Annexe 7 : Spectre fréquentiel du signal recueilli au fond du conduit, après amplification du signal par le Signia 7Ax et différentes combinaisons d'événements



Annexe 8 : Spectre fréquentiel du signal recueilli au fond du conduit, après amplification du signal par le Signia 3Ax et différentes combinaisons d'événements



Annexe 9 : Spectre fréquentiel du signal recueilli au fond du conduit, après amplification du signal par le Signia 3Nx et différentes combinaisons d'événements

Pure C&G AX | Caractéristiques et accessoires

	7AX	5AX	3AX
DSP 2.0	■■■■■	■■■■	■■■
Augmented Focus (deux unités de traitement)	✓	✓	✓
Capteurs acoustiques	✓	✓	✓
Capteur de mouvement	✓	✓	✓
OVP (Résonance de la propre voix) ¹⁾	✓	✓	✓
Qualité sonore	■■■■■	■■■■	■■■
Traitement de signal (canaux) / Gain&MPO (curseurs)	48 / 20	32 / 16	24 / 12
Programmes d'écoutes	6	6	6
Dynamique étendue	✓	✓	✓
Traitement de la parole et du bruit	✓	✓	✓
SoundSmoothing	✓	✓	✓
Anti-Larsen	✓	✓	✓
HD Music (présélections)	3	3	1
eWindScreen	✓	✓	✓
Bande passante étendue	✓	—	—
EchoShield	✓	—	—
Intelligibilité	■■■■■	■■■■	■■■
Directivité binaurale	✓	✓	✓
CROS/BICROS	✓	✓	✓
Compression fréquentielle	✓	✓	✓
Spatial SpeechFocus ^{1) 2)}	✓	✓	—
Interactivité patient	■■■■■	■■■■■	■■■■
Signia Assistant	✓	✓	✓
Signia App (iOS et Android)	✓	✓	✓
Volume adaptatif du streaming ³⁾	✓	✓	✓
Spatial Configurator	✓	✓	—
Streaming direct	✓	✓	✓
Appareils Android (ASHA)	✓	✓	✓
Made for iPhone iPod iPad	✓	✓	✓
Acouphènes	✓	✓	✓
TIL	✓	✓	✓
Bruit de thérapie	✓	✓	✓
Adaptation	✓	✓	✓
Smart Optimizer et Data Logging	✓	✓	✓
Acclimatation automatique	✓	✓	✓
InSituGram	✓	✓	✓
AutoFit	✓	✓	✓
TeleCare	✓	✓	✓
Service à distance	✓	✓	✓
Signia App	✓	✓	✓

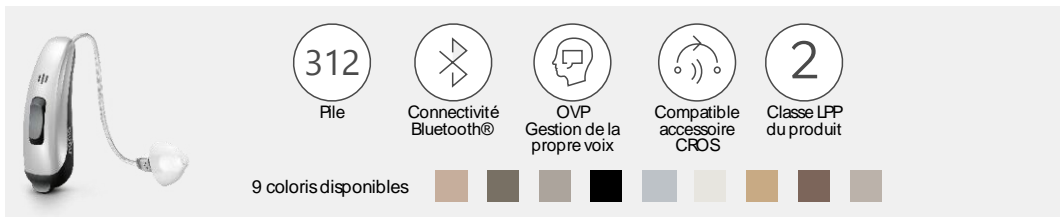
¹⁾ Adaptation binaurale requise

²⁾ Pour 5AX, directivité droite / gauche disponible uniquement dans le programme Promenade et par le Spatial Configurator

³⁾ via streaming uniquement

■■■■■ Degré de performance

✓ disponible — non disponible ○ optionnel



CARACTÉRISTIQUES PHYSIQUES

Bouton poussoir	-	Bobine d'induction T	-
Contrôle de volume	✓	Entrée audio directe	-
Témoin lumineux	-	Indice de protection (poussière/eau)	IP68

CARACTÉRISTIQUES TECHNIQUES

Paramètres	Conditions	S	M	P	SP
Gain max (dB)	Coupleur 2cc	45	60	70	75
Quelle est l'amplification maximale?	Simulateur d'oreille	56	70	80	82
Sortie max (dB SPL)	Coupleur 2cc	108	119	124	130
Quelle est l'intensité sonore maximale ?	Simulateur d'oreille	119	129	134	138
Nb de microphones Pour capter le son	2			1	
Plateforme (Puce)	X		Nx		Px
Nb de programmes max. mémorisables		6			

FONCTIONNALITÉS

	7	5	3
Traitement de la parole et du bruit <i>Réduction du bruit</i>	■■■■■□	■■■■□□	■■□□□□
Synchronisation binaurale <i>Communication entre les deux appareils</i>	✓	✓	✓
DSP <i>Adaptation en fonction de l'environnement</i>	-	-	-
Canaux de réglage <i>Finesse du traitement sonore</i>	20	16	12
EchoShield <i>Réduction de l'écho</i>	✓	-	-
HD Music <i>Programmes prédéfinis pour la musique</i>	3	1	-
SoundSmoothing <i>Gestion des bruits d'impact</i>	3	3	-
eWindScreen <i>Gestion du bruit du vent</i>	Binaural dans tout prog.	Binaural dans certains prog.	Monaural
Anti-Larsen <i>Annulation des sifflements</i>	✓	✓	✓
Directivité automatique, adaptative et binaurale <i>Focaliser l'écoute des sons venant de face</i>	✓	✓	✓
Spatial SpeechFocus <i>Focaliser l'écoute des sons venant des côtés ou de l'arrière</i>	✓	✓	-
CROSPhone-TriCROS <i>Transfert de son d'une aide auditive à l'autre</i>	✓	✓	✓
Compression fréquentielle <i>Réentendre les fréquences perdues depuis longtemps</i>	✓	✓	✓
Thérapie anti-acouphènes par « Amplification encochée »	✓	✓	✓
Thérapie anti-acouphènes par « Bruits de thérapie »	✓	✓	✓
DataLogging <i>Retenir les informations de port</i>	✓	✓	✓
Acclimatation automatique <i>Habituation progressive à l'amplification</i>	✓	✓	✓
Service à distance TeleCare	✓	✓	✓

ACCESSOIRES & CONNECTIVITÉ

	7	5	3
Application smartphone Signia App avec contrôle de volume, de tonalité, et de directivité sur Iphone et Android	✓	✓	✓
Streaming direct (sans accessoire) Iphone Android	🍏	🍏	🍏
Streaming via accessoire Iphone Android	🍏🤖	🍏🤖	🍏🤖
Télécommande	miniPocket	miniPocket	miniPocket
Microphone déporté / Kit mains libres	StreamLine Mic	StreamLine Mic	StreamLine Mic
Accessoire spécifique pour la télévision	StreamLine TV	StreamLine TV	StreamLine TV



Annexe 11 : Caractéristiques techniques de l'appareil Signia 3NX 312



FICHE DEVIS PATIENT

Phonak Audéo™ ✓ L90-R (Premium)
L70-R (Avancé)
L50-R (Standard)

PHONAK



Rechargeable
Lithium-ion



Applications
intelligentes



Kit mains-
libres stéréo



Bluetooth®
stéréo audio



Connectivité
universelle (MFA*)



Réglage à
distance



Gestionnaire
d'acouphènes



Capteur de
mouvements

Description

Basée sur la plateforme Lumity, Audéo L-R est une solution avec écouteur dans le conduit conçue pour vous faciliter la vie et qui s'adapte automatiquement à chaque son. Audéo L-R est dédiée aux pertes auditives légères à sévères et offre des performances optimales grâce à un gain supérieur à 30 dB. Ces aides auditives bénéficient de la technologie lithium-ion et apportent un plus grand confort de manipulation. Modèles garantis 4 ans.

Caractéristiques

		90	70	50
Performances	Niveau de performances	Premium	Avancé	Standard
	Canaux de réglages	20	20	16
	Bandes de filtrage	64	64	64
AutoSense OS™ 5,0 NOUVEAU	Parole en voiture	●		
	Situation réverbérante	●		
	Parole dans le bruit intense	●	Manuel	
	Musique	●	●	
	Confort dans le bruit	●	●	●
	Parole dans le bruit	●	●	●
	Situation calme	●	●	●
Technologie SmartSpeech™ NOUVEAU	SpeechSensor NOUVEAU	●		
	Renforcement de la parole	●		
	Suppression dynamique du bruit	●	●	
	Focalisation de la parole - UltraZoom	33	33	33
	Focalisation binaurale de la parole - ZoomControl / StereoZoom 2.0 NOUVEAU	●	●	
	Focalisation avec capteur de mouvements	●	●	●
	Écouteur ActiveVent™ (en option) NOUVEAU	●	●	●
Gestion de l'environnement	Gestion du vent - WindBloc	●	●	●
	Réducteur de bruit - NoiseBloc	●●●	●●	●
	Réducteur de bruit d'impact - SoundRelax / Compression	●/●	●/●	-/●
Contrôle tactile	Appel téléphonique, assistant vocal et diffusion audio	●	●	
LPP	Classe	II	II	II

Connectivité

Connectivité audio Phonak	Roger™ / AirStream™
Téléphonie et multimédia Android / iOS	Bluetooth® HFP 1.6 Bande passante étendue à 6,75 kHz
	Bluetooth A2DP 8 appairages / 2 connexions simultanées
Application Smartphone Android / iOS	Bluetooth® BLE 6 appairages

Conversation directe

Interlocuteur unique	PartnerMic™
Pour le travail	Roger Table Mic
Pour l'école	Roger On™, Select™, TouchScreen™
Vie quotidienne et loisirs	Roger On™, Roger Select™

eSolutions

Réglage à distance	Oui
Télécommande (Personnalisation des réglages)	Oui
Suivi de santé :	
- Podomètre, activité physique	Oui
- Distance parcourue	Oui
- Fréquence cardiaque	Non

Autres situations

Pour la télévision	TV Connector
Télécommande	RemoteControl

Les eSolutions sont disponibles via l'application myPhonak (disponible en téléchargement sur Google Play et App Store®**).

*MFA - Made For All - Connectivité universelle **Crédits : Apple, le logo Apple, iPhone, iPad et iOS sont des marques de commerce d'Apple Inc., enregistrées aux États-Unis et dans d'autres pays - iTunes est une marque de service d'Apple Inc. - Android, Google Play, et le logo Google Play sont des marques de commerce de Google Inc.

Plus d'informations sur www.phonak.fr

©Phonak. Tous droits réservés. Photos non contractuelles - Les informations sont données sous réserve d'erreur typographique. Phonak - Sonoma France S.A.S. - RCS N°018 314 036 039 - Août 2022

Annexe 12 : Caractéristiques techniques des appareils de la gamme Phonak Lumity



Annexe 13 : Interface audio numérique MOTU M2