



Université de Bordeaux

Collège Science de la Santé

École d'Audioprothèse de Bordeaux

EFFET DE LA MASSE ACOUSTIQUE DU COUPLAGE
ENDO-AURICULAIRE SUR LA PERFORMANCE DES
AIDES AUDITIVES DANS LE BRUIT.

Mémoire en vue de l'obtention du

Diplôme d'État d'Audioprothésiste

Par **Loan CARRENO**

Maître de Mémoire :

Xavier DELERCE

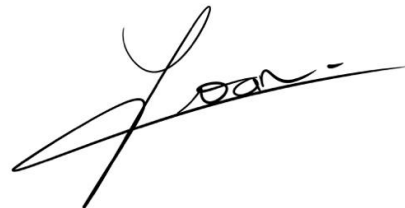
2024 - 2025

ENGAGEMENT DE NON PLAGIAT

Je soussigné, Loan CARRENO, déclare que le travail que je remets sous le titre de « *Effet de la Masse Acoustique du couplage endo-auriculaire sur les performances dans le bruit des aides auditives* » est le fruit de ma réflexion personnelle. Je m'engage à respecter les règles d'intégrité académique et à ne pas recourir au plagiat sous quelque forme que ce soit. Je suis conscient que le non-respect de cet engagement constitue une violation des droits d'auteur ainsi qu'une fraude caractérisée.

En conséquence, je m'engage à citer et à référencer toutes les sources utilisées pour écrire ce mémoire.

Fait à SÉMÉAC, le 05/08/2025

A handwritten signature in black ink, appearing to read 'Loan Carreno', with a stylized flourish at the end.

REMERCIEMENTS

Je tiens tout d'abord à exprimer ma profonde gratitude à mon maître de stage, Xavier DELERCE, pour le temps qu'il m'a consacré tout au long de cette expérience. J'ai eu la chance de travailler à ses côtés et d'apprendre, jour après jour, aussi bien les aspects techniques du métier d'audioprothésiste que l'importance relationnelle avec les patients. Il m'a également accompagné et guidé dans l'ensemble de mes travaux expérimentaux, m'apportant des conseils avisés à chaque étape de la réalisation, de la mise en place des protocoles à l'interprétation des résultats. Son expertise, sa pédagogie, et sa disponibilité ont été pour moi une source d'inspiration et de motivation.

Mes remerciements s'adressent également à l'ensemble de l'équipe pédagogique de l'École d'Audioprothèse de Bordeaux, pour la qualité de leur enseignement et leur engagement dans la formation de futurs professionnels compétant et passionnés.

Je souhaite adresser une mention toute particulière à M. FOREST, qui m'a apporté une aide précieuse dans l'élaboration et la vérification des modélisations théoriques présentées dans ce mémoire. Sa rigueur scientifique et ses conseils avisés ont largement contribué à la solidité et à la clarté de cette partie essentielle de mon travail.

TABLE DES MATIÈRES

INTRODUCTION.....	p.9
-------------------	-----

PARTIE THÉORIQUE

MASSE, COMPLIANCE ET RÉSISTANCE ACOUSTIQUE.....	p.11
---	------

1. Masse Acoustique.....	p.11
2. Compliance Acoustique.....	p.12
3. Résistance Acoustique.....	p.12
4. L'analogie électro-acoustique.....	p.13

LE CONDUIT AUDITIF EXTERNE.....	p.14
---------------------------------	------

La Fréquence de Résonance.....	p.14
--------------------------------	------

LES EMBOUTS AURICULAIRES.....	p.18
-------------------------------	------

L'Effet d'Occlusion.....	p.18
--------------------------	------

LES EVENTS ET LEURS PHÉNOMÈNES ACOUSTIQUES.....	p.22
---	------

1. Le Feed-Forward.....	p.22
-------------------------	------

2. Le Feed-Back.....	p.25
----------------------	------

Le Group Delay.....	p.30
---------------------	------

LE RSB.....	p.32
-------------	------

LES INDICES DE PRÉDICTION D'INTELLIGIBILITÉ.....	p.33
--	------

1. L'HASPIv2.....	p.33
-------------------	------

2. LE SII.....	p.35
----------------	------

PARTIE EXPÉRIMENTALE

<u>MATÉRIEL ET MÉTHODE</u>	p.38
1. MATÉRIEL	p.38
1.1. La Cabine insonorisée	p.38
1.2. Matériel d'enregistrement stéréophonique	p.38
1.3. Les audiogrammes	p.39
1.4. Les Aides Auditives	p.39
1.5. CARL	p.40
1.6. Les Couplages endo-auriculaires	p.41
1.7. Matériel vocal	p.42
1.8. Code informatique	p.43
2. MÉTHODE	p.43
2.1. Calibration du champ libre	p.43
2.2. Calibration des microphones	p.44
2.3. Disposition du montage expérimental	p.45
<u>RÉSULTATS</u>	p.46
<u>DISCUSSION</u>	p.49
L'étanchéité latérale du couplage	p.49
Transmission mécanique de l'onde sonore	p.50
Profil audiométrique	p.51
<u>LIMITES</u>	p.54
<u>CONCLUSION</u>	p.55
<u>PROJET PERSONNEL</u>	p.56
<u>BIBLIOGRAPHIE</u>	p.57
<u>ANNEXES</u>	p.61

TABLE DES FIGURES

Figure 1 : Schématisation du tube acoustique de l'oreille nue

Figure 2 : Gain naturel de l'oreille nue REUG (Shaw, 1974)

Figure 3 : Résolution graphique de l'équation transcendante

Figure 4 : Exemples d'embouts auriculaires (Denk et al., 2023)

Figure 5 : Zone de transmission de l'onde sonore en fonction de la fréquence (Simon Kersten et al., 2023)

Figure 6 : Schématisation du Feed-Forward

Figure 7 : Circuit électrique équivalent du phénomène Feed-Forward

Figure 8 : Courbe de réponse de la fonction de transfert $H_{FF}(\omega)$

Figure 9 : Schématisation du Feed-Back

Figure 10 : Circuit électrique équivalent du phénomène Feed-Back

Figure 11 : Courbe de réponse de la fonction de transfert $H_{FB}(\omega)$

Figure 12 : Circuit électrique Figure 10, équivalence de Northon

Figure 13 : Courbe de réponse du rapport de pression $\frac{p_t(\text{avec événement})}{p_t(\text{sans événement})}$

Figure 14 : Diagramme en block montrant les étapes du calcul de l'indice HASPIv2 (J.M. Kates & K.H. Arehart, 2022)

Figure 15 : Audiogrammes S2 – N3 – N4

Figure 16 : RECD – REUR (0° azimuth) du mannequin CARL après insertion des microphones dans le CAE

Figure 17 : REOG des couplages en fonction de la Masse Acoustique

Figure 18 : Illustration du montage expérimental

Figure 19 : Écart d'intelligibilité par rapport au malentendant S2 en fonction du couplage acoustique et du RSB.

Figure 20 : Écart d'intelligibilité par rapport au malentendant N3 en fonction du couplage acoustique et du RSB.

Figure 21 : Écart d'intelligibilité par rapport au malentendant N4 en fonction du couplage acoustique et du RSB.

Figure 22 : REOG des embouts NUGGET en fonction de l'épaisseur de la paroi distale

TABLE DES ABRÉVIATIONS

CAE.....	Conduit Auditif Externe
GNO.....	Gain Naturel de l'Oreille nue
CCI.....	Cellules Ciliées Interne
RSB.....	Rapport Signal sur Bruit
REOR.....	Rear Ear Occluded Reponse
REOG.....	Real Ear Occluded Gain
FDC.....	Fond De Conque
MAP.....	Minimum Audible Pressure
REDD.....	Real Ear Direct Dial
BF.....	Basses Fréquences
HF.....	Hautes-Fréquences
REUR.....	Real Ear Uniaided Reponse
RECD.....	Real Ear to Coupler Difference
HP.....	Haut-Parleur

INTRODUCTION

Comprendre la parole dans un environnement bruyant reste l'un des défis majeurs pour les porteurs d'aides auditives malgré les avancées considérables des traitements numériques embarqués (réduction de bruit, directivité microphonique, compression dynamique...). Au-delà des algorithmes, un paramètre souvent sous-estimé exerce pourtant une influence déterminante : le couplage acoustique endo-auriculaire.

Derrière un simple embout se cachent en réalité des phénomènes acoustiques complexes où la masse acoustique de l'évent, combinée à la mécanique du conduit auditif, conditionne la transmission effective du signal sonore vers le tympan. Cette interface mécanique détermine la quantité d'énergie sonore réellement soumise aux traitements numériques de l'aide auditive.

Comment le choix de la masse acoustique du couplage endo-auriculaire vient-il moduler les performances d'intelligibilité dans le bruit du patient ? C'est à cette question que ce travail s'attache à répondre, en s'appuyant sur une approche expérimentale objective basée sur l'indice d'intelligibilité HASPIv2, appliquée à plusieurs profils audiométriques normés (S2, N3, N4).

PARTIE THÉORIQUE

MASSE, COMPLIANCE ET RÉSISTANCE ACOUSTIQUE

L'analyse des phénomènes acoustiques développée dans ce mémoire repose sur les principes d'acoustique linéaire qui permettent de modéliser le comportement dynamique de l'air lorsqu'il est soumis à une onde sonore. La grandeur centrale de cette modélisation est l'impédance acoustique, qui établit une relation entre la pression acoustique p , exprimée en Pascal (Pa), et le débit volumique U , exprimé en mètre-cube par seconde ($\text{m}^3 \cdot \text{s}^{-1}$). Par définition, l'impédance acoustique s'écrit :

$$Z_a = \frac{p}{U}$$

L'impédance acoustique s'exprime en pascal-seconde par mètre-cube ($\text{Pa} \cdot \text{s}^{-1} \cdot \text{m}^{-3}$), soit en unités du Système International $\text{kg} \cdot \text{m}^{-4} \cdot \text{s}^{-1}$. Cette grandeur regroupe dans un même formalisme les différentes contributions physiques qui s'opposent au déplacement de l'air : l'inertie du fluide, sa compressibilité et les pertes dissipatives.

Dans le formalisme des éléments localisés (lumped elements), l'impédance acoustique est modélisée comme la combinaison de trois composantes élémentaires : la masse acoustique, la compliance acoustique et la résistance acoustique. Cette représentation ne prend pas en compte les effets de propagations, distribution spatiale de la pression et de la vitesse contrairement au formalisme utilisant des impédances ramenées. L'impédance acoustique réduit la description d'un système aux contributions locales d'inertie (masse), de compressibilité (compliance), et de pertes dissipatives (résistance). Bien que moins complète sur le plan physique, cette approche offre un cadre analytique intuitif et particulièrement utile pour comprendre des phénomènes fondamentaux.

1. La Masse Acoustique

La Masse Acoustique traduit l'inertie d'une colonne d'air mise en mouvement sous l'effet d'une pression. Lorsque le fluide est accéléré, cette inertie s'oppose à toute accélération. L'impédance acoustique, associée à une masse acoustique, est proportionnelle à la fréquence et s'écrit :

$$Z_M = j\omega M_a$$

où ω est la pulsation (rad.s^{-1}) et M_a la masse acoustique, exprimée en kg.m^{-4} . Dans le cas d'un conduit cylindrique de section S et de longueur effective L , la masse acoustique est donnée par :

$$M_a = \frac{\rho L}{S}$$

où ρ est la masse volumique de l'air (kg.m^{-3}). Cette expression est valable tant que la longueur du tube reste faible devant la longueur d'onde acoustique, de sorte que l'on puisse considérer que la vitesse particulaire est uniforme sur toute la section du tube.

Contrairement aux phénomènes de résonances qui dépendent des conditions aux limites, la masse acoustique est une propriété locale : elle s'applique dès qu'une colonne d'air est soumise à une accélération, indépendamment de la configuration du tube aux extrémités (ouvert-ouvert, ouvert-fermé...)(Beranek & Tim Mellow, 2012).

2. La Compliance Acoustique

En parallèle de cette composante inertielle, la compressibilité de l'air engendre une capacité à stocker temporairement de l'énergie sous forme de compression. Cette propriété est modélisée par la compliance acoustique. L'impédance acoustique associée à la compliance est de nature capacitive, inversement proportionnelle à la fréquence :

$$Z_c = \frac{1}{j\omega C_a}$$

où C_a est la compliance acoustique dont l'unité est $\text{kg.m}^{-4}.\text{s}^2$ (SI). Pour un volume d'air V (en m^3), elle est donnée par :

$$C_a = \frac{V}{\rho c^2}$$

où c est la célérité du son dans l'air (m.s^{-1}). La compliance acoustique caractérise donc la capacité d'un fluide à se comprimer sous l'action d'une pression acoustique.

3. La Résistance Acoustique

La résistance acoustique traduit quant à elle l'ensemble des phénomènes dissipatifs présents dans un système, qu'ils soient d'origine visqueuse, thermique ou dus au

rayonnement. Contrairement aux deux éléments précédents, la résistance acoustique est indépendante de la fréquence :

$$Z_R = R_a$$

avec R_a exprimé en $\text{kg.m}^{-4}.\text{s}^{-1}$ (SI).

La valeur de cette résistance est parfois difficile à déterminer directement, en particulier dans les configurations miniatures comme celles rencontrées en audioprothèse. Dans le cadre des modélisations développées ultérieurement, la résistance acoustique sera généralement estimée indirectement à partir d'un facteur de qualité Q , qui relie la dissipation aux caractéristiques inertielles et élastique du système.

4. L'analogie électro-acoustique.

Pour faciliter l'analyse et la modélisation des systèmes acoustiques complexes, il est fréquent de recourir à une analogie électro-acoustique (Rossing, 2007). Cette correspondance associe la pression acoustique à la tension électrique et le débit volumique au courant électrique, permettant de transposer les outils analytiques des circuits électriques aux systèmes acoustiques. Les équivalences fondamentales s'établissent ainsi :

Domaine électrique	Domaine acoustique
Tension V (V)	Pression p (Pa)
Courant I (A)	Débit volumique U ($\text{m}^3.\text{s}^{-1}$)
Résistance R (Ω)	Résistance acoustique R_a ($\text{kg.m}^{-4}.\text{s}^{-1}$)
Inductance L (H)	Masse acoustique M_a (kg.m^{-4})
Capacité C (F)	Compliance acoustique C_a ($\text{kg.m}^{-4}.\text{s}^{-2}$)

LE CONDUIT AUDITIF EXTERNE

LA FRÉQUENCE DE RÉSONANCE

Le conduit auditif externe de l'adulte possède en moyenne une longueur de $2,5\text{cm}$; un rayon moyen de $3,5\text{mm}$; et donc un volume approximatif de 1cm^3 (M. R. Stinson, 1985; Wiener & Ross, 1946). Les paramètres $\ell = 2,5\text{cm}$ et $r = 0,35\text{cm}$ sont couramment utilisés dans les simulations acoustiques pour simplifier les calculs et suivent la standardisation ISO 11904-1 (2002) (Douglas H. Keefe, 1984).

L'oreille externe peut être modélisée, dans un premier ordre, comme un tube acoustique rigide ouvert/fermé. Dans ce modèle, on considère une impédance acoustique (rappel : $Z = p/U$) d'entrée Z_1 nulle à l'orifice du conduit, car l'air libre impose une pression acoustique nulle en entrée (condition de Dirichlet). À l'autre extrémité, en fond de conduit, l'impédance acoustique Z_2 est considérée comme infinie car la surface tympanique est considérée comme rigide, c'est-à-dire que le débit volumique U y est nul (condition de Neumann)(Morse & Ingard, 1986; Pierce, 2019). Ce système correspond donc à un résonnateur type tube ouvert/fermé, supportant uniquement les modes impairs de résonance.



Figure 1 : Schématisation du tube acoustique de l'oreille nue

Comme dit précédemment, en $x = 0$, l'extrémité ouverte impose une pression nulle donc $Z_1 = 0$, tandis qu'à l'extrémité fermée $Z_2 = \infty$. Nous avons démontré en cours d'acoustique de 1^{ère} année que l'impédance ramenée réduite d'un conduit de longueur ℓ est en $x = 0$:

$$z_0 = 0$$

En $x = \ell$:

$$z_0 = \frac{Z_\ell + j \cdot \tan(k\ell)}{1 + j \cdot Z_\ell \cdot \tan(k\ell)} = \frac{1}{j \cdot \tan(k\ell)} = -j \frac{\cos(k\ell)}{\sin(k\ell)}$$

$k = \frac{\omega}{c}$: Nombre d'onde (rad.m^{-1})

Les fréquences pouvant satisfaire ces deux conditions d'impédances sont les fréquences telles que :

$$z_0 = -j \frac{\cos(k\ell)}{\sin(k\ell)} = 0 \Leftrightarrow \cos(k\ell) = 0$$

Soit $k\ell = (2n + 1) \frac{\pi}{2}, n \in \mathbb{N}$. Avec $k = \frac{2\pi f}{c}$, nous avons une fréquence de résonance au $(n + 1)^{\text{ième}}$ mode à la fréquence :

$$f_n = (2n + 1) \frac{c}{4(\ell + 0,85r)}, n \in \mathbb{N}$$

$0,85r$: est une correction de longueur due à la prise en compte du rayonnement

Pour une longueur de conduit auditif externe bafflé par le pavillon $\ell + 0,85r = 2,5 \times 10^{-2} + 0,85 \times (0,35 \times 10^{-2}) = 2,8 \times 10^{-2} \text{m}$, et une célérité de son égale à 352m.s^{-1} dans le CAE (37°C), le premier mode de résonance se fait à la fréquence 3146Hz.

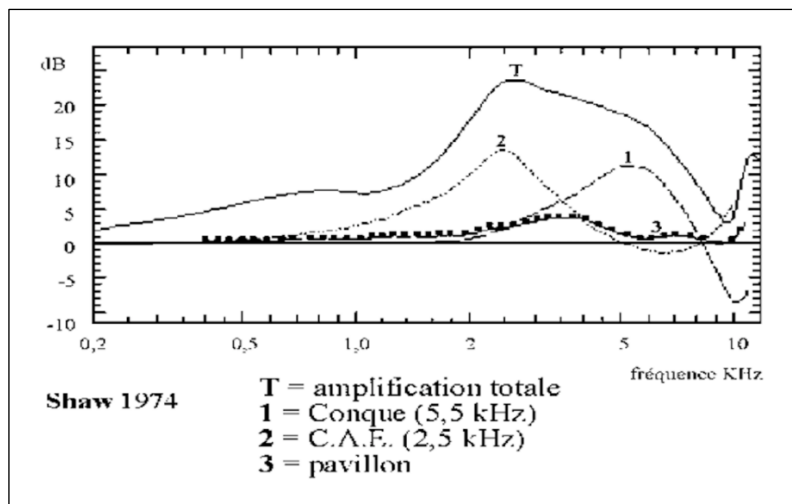


Figure 2 : Gain naturel de l'oreille nue REUG (Shaw, 1974)

Cette figure extraite des expériences de Shaw montre une moyenne de mesure du pic de résonance du CAE (tympan compris) de 2 500Hz. En utilisant le modèle d'impédance réduite, nous considérons l'extrémité fermée (tympan en $x = \ell$) comme une paroi rigide ; dans la réalité, le tympan agit comme un système masse-ressort-amortisseur.

Afin modéliser sa capacité à se déformer sous l'effet d'une pression acoustique, le tympan est ici représenté comme une compliance acoustique. Cette simplification repose sur l'hypothèse que son comportement est essentiellement élastique, et que ses propriétés d'inertie et de dissipation sont négligeable devant sa compressibilité :

$$Z_t = \frac{Z_{as}}{S} = \frac{z_t}{S} \rho c = \frac{1}{j\omega C_t}$$

où C_t représente la compliance acoustique du tympan et où z_t est l'impédance tympanique spécifique réduite. L'introduction de cette terminaison réactive dans le modèle modifie profondément l'impédance d'entrée du conduit auditif, qui devient :

$$z_0 = \frac{z_t + j \cdot \tan(k\ell)}{1 + j \cdot z_t \cdot \tan(k\ell)}$$

La fréquence de résonance correspond au cas où cette impédance d'entrée est purement réelle, soit : $z_0 = 0$, est :

$$j \cdot \tan(k\ell) = -\frac{S}{j\omega C_t \rho c}$$

ce qui donne :

$$\tan(k\ell) = \frac{S\ell}{C_t \rho c^2} \cdot \frac{1}{k\ell}$$

Cette expression constitue une équation transcendante, dans laquelle la variable $k\ell$ (sans dimension) apparaît à la fois dans la tangente et dans le dénominateur. Elle ne peut donc pas être résolue analytiquement, mais admet une solution unique dans le voisinage du premier mode. En prenant les valeurs physiologiques $\ell = 2,5\text{cm}$, $S = 85\text{mm}^2$, $C_t = 5,7 \times 10^{-12} \text{ kg.m}^{-4}.\text{s}^2$, $\rho = 1,13\text{kg.m}^{-3}$, et, $c = 352\text{m.s}^{-1}$; la résolution numérique de cette équation donne un premier mode de résonance autour de 2600Hz.

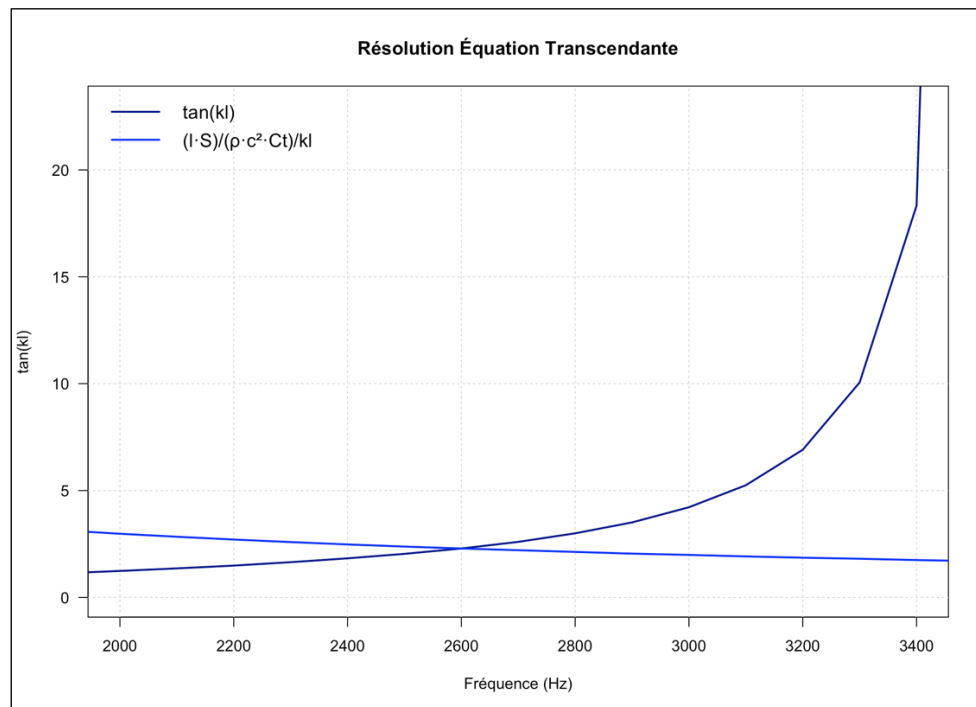


Figure 3 : Résolution graphique de l'équation transcendante

Ce résultat est nettement plus proche des observations expérimentales du GNO, mesuré typiquement autour de 2 500Hz (Shaw, 1974), que la prédiction à 3146Hz issue du modèle quart d'onde rigide. Il met en évidence l'importance de la compliance tympanique dans la dynamique résonante du CAE.

LES EMBOUTS AURICULAIRES

En audioprothèse il existe 2 grands types d'embouts : ceux en en caoutchouc souple, communément appelés « dômes » et ceux réalisés sur-mesure. Pour une adaptation prothétique entièrement sur-mesure, il est nécessaire que l'audioprothésiste effectue une prise d'empreinte du CAE afin de faire fabriquer un embout auriculaire conformé à la morphologie unique du CAE du patient. L'audioprothésiste aura le choix de la forme de l'embout (canule, fond de conque, nugget, squelette...), et de la section de l'évent traversant l'embout. Voici une illustration montrant les différents designs d'embouts possible en audioprothèse :

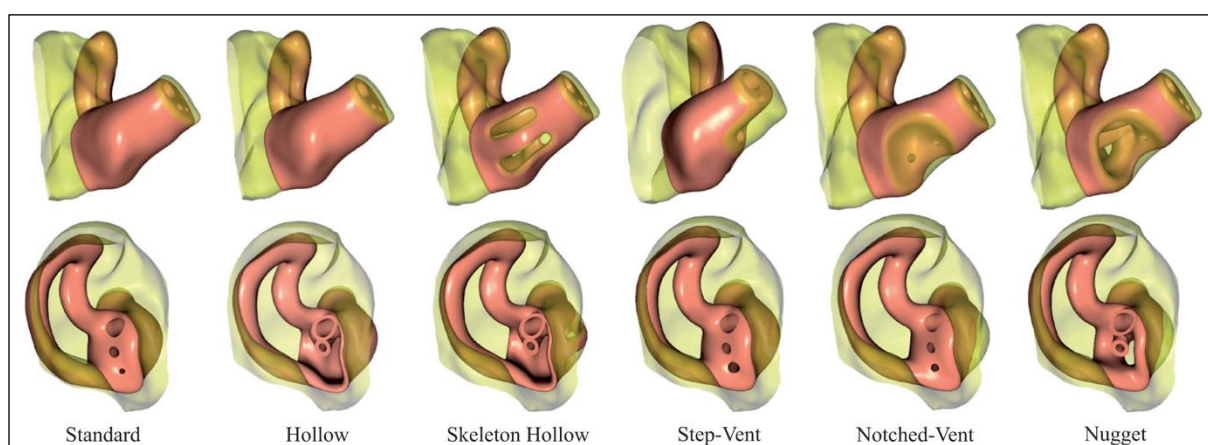


Figure 4 : Exemples d'embouts auriculaires (Denk et al., 2023)

L'EFFET D'OCCLUSION

En Audioprothèse, l'Effet d'Occlusion se définit génériquement comme une sensation d'oreille bouchée par le patient, ou d'écho de sa propre voix lorsqu'un embout obstrue le CAE. Les principaux facteurs influant cet « Effet d'Occlusion » sont : la taille et forme de l'embout, ainsi que le volume résiduel du CAE après insertion de l'embout (plus ce volume est petit, plus l'effet est marqué).

Lorsque nous produisons des sons, notre larynx (et ses cordes vocales) vibre et émet des ondes sonores correspondant à la fréquence de fermeture/ouverture des cordes vocales est individuelle et peut varier de 100Hz à 450Hz. Les ondes sonores produites

vont se propager vers les milieux de faibles impédances : les cavités supérieures telles que la bouche et le nez. Une partie de l'énergie acoustique va aussi se propager par conduction aux tissus adjacents passant d'un milieu aérien à un milieu plus ou moins solide tels que les os et les cartilages pour finalement atteindre le CAE. L'onde sonore se transmettra finalement davantage par la voie cartilagineuse qu'osseuse puisque l'impédance acoustique du cartilage est plus faible que celle de l'os, et c'est donc pour cela que l'onde sonore possède un niveau sonore important sur l'articulation temporo-mandibulaire (ATM) du CAE (Simon Kersten et al., 2024). Cette onde sonore est alors piégée par l'embout auriculaire puis se propage à nouveau vers un milieu de faible impédance : le tympan (généralement modélisé à 300 Ohm acoustiques, bien que cette valeur puisse varier selon de la fréquence, la méthodologie de mesure, et les caractéristiques individuelles de l'oreille moyenne), ce qui rend la voix du locuteur perçue de manière amplifiée. Une mesure montre clairement ce phénomène :

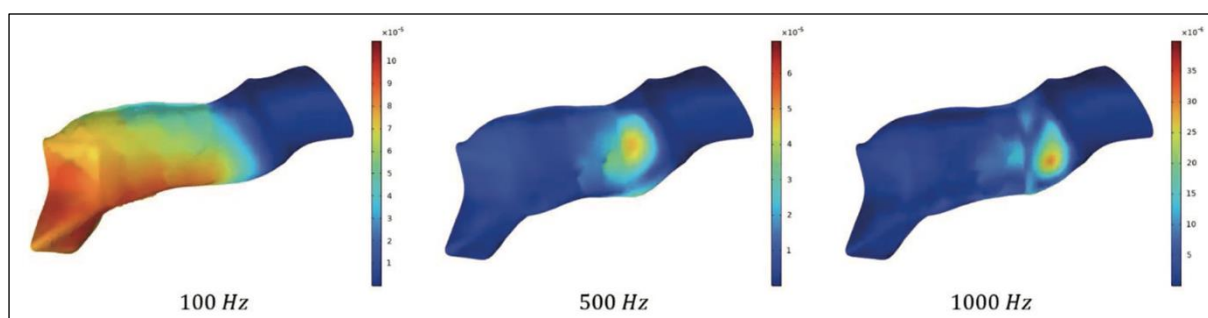


Figure 5 : Zone de transmission de l'onde sonore en fonction de la fréquence (Simon Kersten et al., 2023)

L'interprétation de la Figure 5 nous indique que l'onde sonore produite par soi-même lors de la vocalisation possède un niveau élevé au niveau de l'entrée cartilagineuse du CAE (cartilage temporo-mandibulaire). La forme d'embout la mieux adaptée pour réduire la transmission de l'onde sonore vers le tympan serait l'embout « Nugget », qui minimise le contact avec cette zone temporo-mandibulaire du CAE.

« Plus nous agrandissons le diamètre de l'évent, moins il y aura d'autophonation. » : C'est généralement la croyance admise... en fait, le problème n'est pas forcément résolu par l'augmentation du diamètre de l'évent.

Selon l'article intitulé « *How do vents affect hearing aid performance ?* » (Kuk & Keenan, 2006), augmenter le diamètre de l'évent de 1mm conduirait à une réduction de l'effet objectif d'occlusion (REOR) de 4dB. Cependant, la réponse individuelle est variable : certains sujets ressentent encore une gêne d'autophonie même avec de larges événements. Dans le livre « *Hearing aids* » (Dillon, 2012), il est également recommandé de modifier la Masse Acoustique de l'évent pour réduire l'autophonation passive. Dillon, préconise de commencer par un événement de 2mm de diamètre pour corriger l'autophonation dans la plupart des cas. Dans l'article « *A forgotten technique for resolving the occlusion effect* » (Curran, 2012) il est souligné que « l'Effet d'Occlusion » est étroitement lié à la Masse Acoustique du couplage endo-auriculaire ce qui est pertinent uniquement si l'on considère que « l'Effet d'Occlusion » est défini comme étant le REOG (mesure objective d'occlusion) et non l'autophonation.

Même lorsque le REOG est faible (donc une occlusion objectivement réduite), la perception subjective varie fortement. Certaines personnes perçoivent encore leur voix comme « anormale » malgré l'utilisation d'événements large. Cela pose la question suivante : Est-il possible de réduire l'autophonation sans pour autant réduire le REOG ? Autrement dit, réduire la perception d'occlusion non pas en modifiant la Masse Acoustique du couplage mais plutôt en limitant le contact de l'embout auriculaire avec la zone temporo-mandibulaire du CAE (Figure 5).

Effet d'occlusion, autophonation, est-ce la même chose ?

Ici, le danger réside dans la définition, de « l'Effet d'Occlusion » il peut être positif (amélioration des performances des aides auditives dans le bruit grâce à l'occlusion) tout comme il peut être négatif (autophonie à cause de l'occlusion). Il y a donc une ambiguïté fréquente dans la littérature : certains auteurs ne précisent pas si le terme est utilisé dans un sens objectif (REOR-REOG) ou subjectif (autophonie). L'occlusion du CAE et l'autophonie sont 2 concepts distincts mais liés par une relation causale unidirectionnelle : c'est parce qu'il y a occlusion du CAE qu'il y peut y avoir une autophonie par voie cartilagineuse ; toutefois, une occlusion n'entraîne pas systématiquement une autophonie, en raison des disparités interindividuelles.

L'autophonation constitue un véritable enjeu clinique en audioprothèse. Une occlusion conséquente du CAE est souvent nécessaire pour maximiser les performances d'intelligibilité dans le bruit chez le patient appareillé. Plusieurs facteurs influencent directement la perception de l'autophonation : la sensibilité résiduelle du patient aux fréquences graves, la masse acoustique du couplage endo-auriculaire (diamètre et longueur de l'évent), le matériau utilisé pour la fabrication de l'embout (acrylique rigide ou silicone souple), ainsi que le design de l'embout (fond de conque, nugget, squelette, etc.). Chacun de ces éléments doit être soigneusement pris en compte lors de l'adaptation prothétique pour limiter l'inconfort lié à l'autophonie.

LES ÉVÉNEMENTS ET LEURS PHÉNOMÈNES ACOUSTIQUES

Dans le domaine de l'audioprothèse, la conception des événements joue un rôle crucial dans l'équilibre entre confort acoustique et efficacité numérique. Cette section explore les deux principaux phénomènes acoustiques liés aux événements : le Feed-Forward et le Feed-Back.

1. LE FEED-FORWARD

Dans les systèmes auriculaires tels que les embouts de prothèses auditives, la présence d'un événement constitue une voie passive de transmission acoustique entre l'environnement extérieur et la cavité résiduelle de l'oreille. Ce phénomène, appelé Feed-Forward, peut être modélisé par une structure élémentaire composée de 3 impédances acoustiques en série : une masse acoustique représentant l'événement, une compliance acoustique associée à la cavité résiduelle du CAE, et une seconde compliance acoustique représentant le tympan.

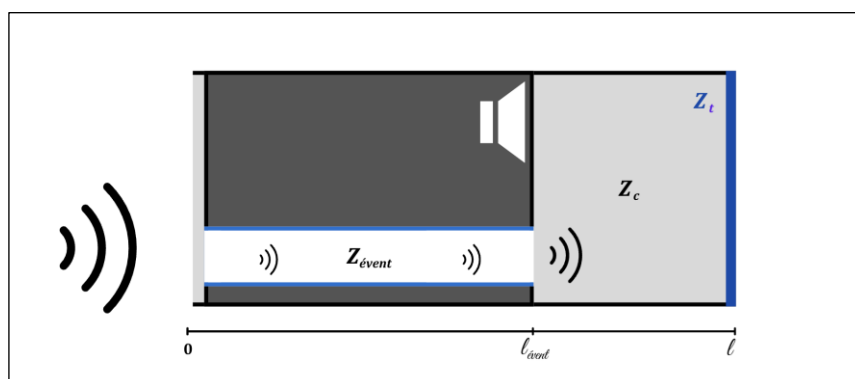


Figure 6 : Schématisation du Feed-Forward

Ici, cette question se pose : la compliance de la cavité résiduelle et la compliance du tympan doivent-elles être modélisées en série ou en parallèle ? Si l'on adopte dans un premier temps, un raisonnement mécanique, la situation pourrait évoquer deux ressorts en série : l'air comprimable de la cavité résiduelle (premier ressort) et le tympan (second ressort). Lorsqu'une force est appliquée à l'entrée du premier ressort (ici, une pression acoustique à l'entrée de l'événement), cette force se transmet à l'ensemble, et les déplacements s'additionnent. Le système global se comporte alors comme deux ressorts en série, et leur

compliance s'additionne : si une des deux raideurs est faible (par exemple tympan rigide et cavité très compressible), c'est la raideur la plus faible qui sera ressentie depuis l'événement.

Cependant, lorsqu'on transpose ce modèle acoustique, il faut raisonner en termes de pression (analogue de la force) et de débit volumique (analogue du déplacement). Le débit imposé par l'événement pénètre dans la cavité, où il rencontre deux voies possibles : une variation de pression dans le volume d'air (liée à sa compliance), et une transmission de cette pression vers le tympan, qui cède selon sa propre compliance. Dans cette configuration, la pression acoustique est uniforme dans la cavité et cette même pression agit simultanément sur deux éléments distincts : la compliance de la cavité et celle du tympan. Chacun de ces éléments réagit en générant un débit propre, et le débit total est la somme des deux débits (Beranek, 1954; Kates, 2008; Zwislocki, 1962).

Ce comportement correspond donc clairement à montage parallèle où les deux impédances sont soumises à la même pression en générant deux débits distincts. La compliance équivalente du système est alors donnée par la somme des deux compliances.

$$C_{eq} = C_c + C_t$$

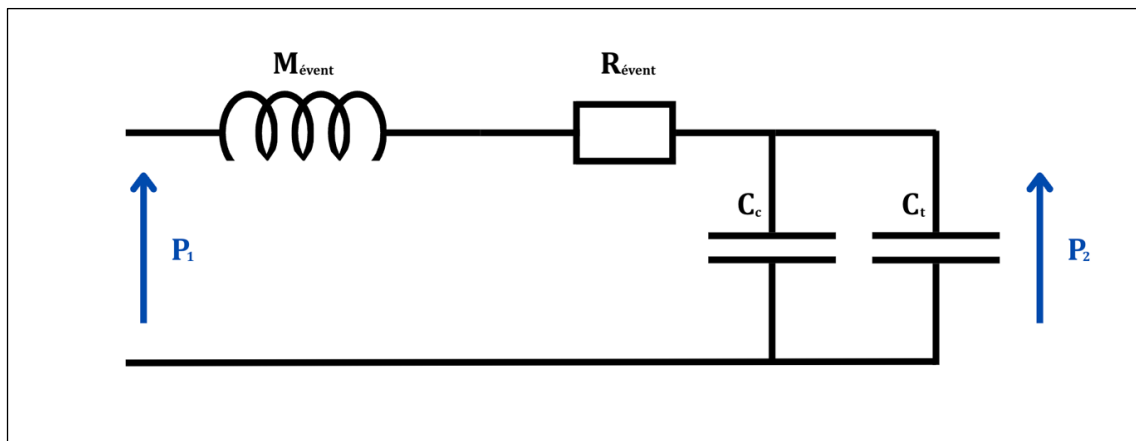


Figure 7 : Circuit électrique équivalent du phénomène Feed-Forward

La fonction de transfert peut donc être exprimée comme suit :

$$H_{FF}(\omega) = \frac{Z_c \parallel Z_t}{Z_{\text{évent}} + (Z_c \parallel Z_t)} = \frac{-\frac{j}{\omega(C_c + C_t)}}{R_{\text{évent}} + j\left(\omega M_{\text{évent}} - \frac{1}{\omega(C_c + C_t)}\right)}$$

Avec les valeurs numériques $C_c = \frac{\pi.(3,5 \times 10^{-3})^2.(2,5 \times 10^{-2} - 1,2 \times 10^{-2})}{1,21.352^2} = 3,33 \times 10^{-12} \text{ kg.m}^{-4}.\text{s}^{-2}$ et $C_t = 5,7 \times 10^{-12} \text{ kg.m}^{-4}.\text{s}^{-2}$ (Kates, 2008)

Le système se comporte comme un résonateur du second ordre, dont le facteur de qualité est donné par :

$$Q = \frac{\omega_0 M_{\text{évent}}}{R_{\text{évent}}} \text{ avec } \omega_0 = \frac{1}{\sqrt{M_{\text{évent}}(C_c + C_t)}}$$

Cette relation permet, à partir d'un Q estimé, de déduire une résistance acoustique $R_{\text{évent}}$ nécessaire à la simulation. Les valeurs de Q ont été choisies en fonction de l'ouverture de chaque événement, suivant les indications théoriques de Kates (2008), qui mentionne que les circuits peuvent être modélisés par des filtres passe-bas avec un facteur de qualité Q compris entre 1 et 2. Dillon (2012) indique également que l'ouverture d'un événement réduit la résonance, ce qui correspond à une baisse du facteur Q . Ainsi, des valeurs réalistes de Q , variant de 0,6 pour le dôme ouvert à 2,2 pour l'embout 10 000 kg.m^{-4} , ont été utilisées pour notre modélisation.

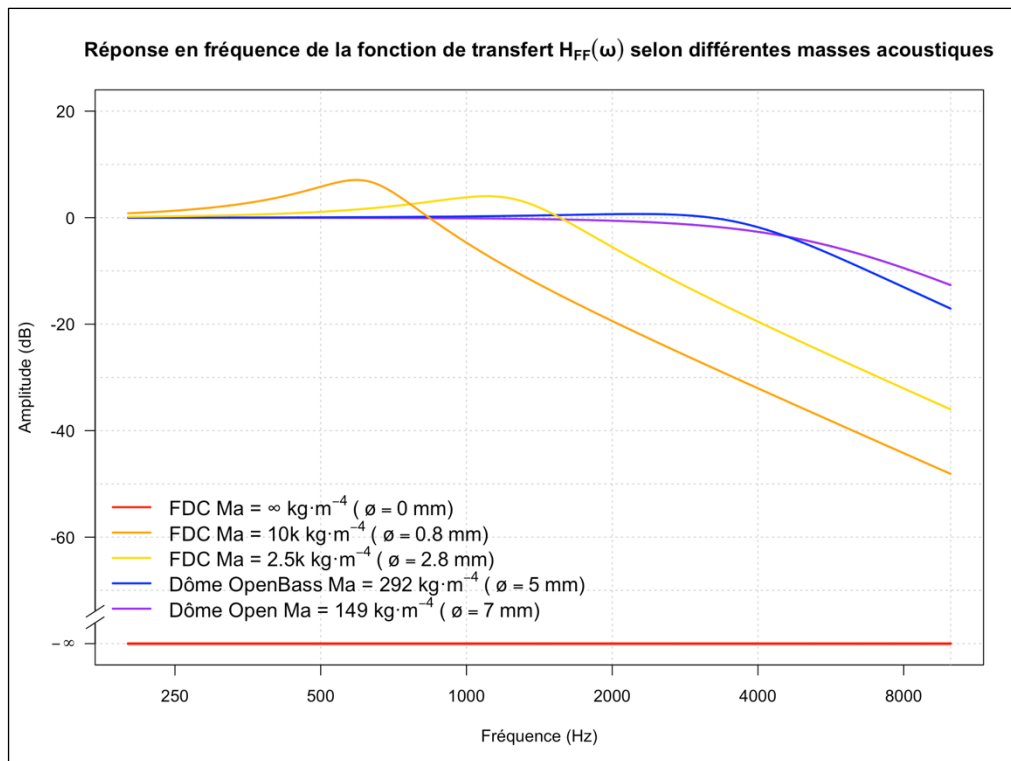


Figure 8 : Courbe de réponse de la fonction de transfert $H_{FF}(\omega)$

La figure ci-dessus présente la réponse fréquentielle de la fonction de transfert $H_{FF}(\omega)$, qui modélise la transmission directe du son extérieur à travers l'événement vers la cavité résiduelle. Le système acoustique composé de l'événement, la cavité résiduelle et le tympan se comporte comme un résonateur de Helmholtz, dont la fréquence de résonance est donnée par :

$$f_o = \frac{1}{2\pi\sqrt{M_{\text{event}}(C_c + C_t)}}$$

où M_{event} est la masse acoustique de l'événement, et $C_c + C_t$ la compliance équivalente de la cavité et du tympan. À cette fréquence, la transmission atteint un maximum d'amplitude.

Les résultats montrent que la transmission en BF est significative, quel que soit le couplage, à partir du moment où l'embout auriculaire est traversé par un événement. Sur la figure 8, on peut voir que les embouts 10 000 ; 2 500 ; 292 et 149 kg.m⁻⁴ présentent une réponse en fréquence qui atteint 0 dB sous la fréquence de résonance, traduisant une pénétration complète du signal BF. Ce comportement s'explique par le fait qu'à BF, le système est dominé par la compliance de la cavité et du tympan. L'impédance acoustique interne est alors faible, ce qui favorise l'entrée du son à travers l'événement. À mesure que la fréquence augmente, l'impédance devient progressivement inertielle, ce qui réduit la transmission.

La figure met donc en évidence que le degré d'ouverture de l'événement détermine essentiellement la fréquence à partir de laquelle la transmission commence à décroître. En dessous de cette fréquence (f_o), même les embouts avec une masse acoustique importante n'éliminent pas totalement la transmission.

2. LE FEED-BACK

Dans les couplages acoustiques dotés d'un événement, une partie du signal acoustique produit par l'écouteur peut s'échapper de la cavité résiduelle sans atteindre le tympan. Nous appelons ici Feed-Back cette fuite passive d'énergie sonore. Contrairement à une intuition fréquente, la fuite est maximale en Basses Fréquences et diminue quand la fréquence augmente, bien que le Larsen se manifeste plutôt en Hautes Fréquences pour des raisons de rayonnement.

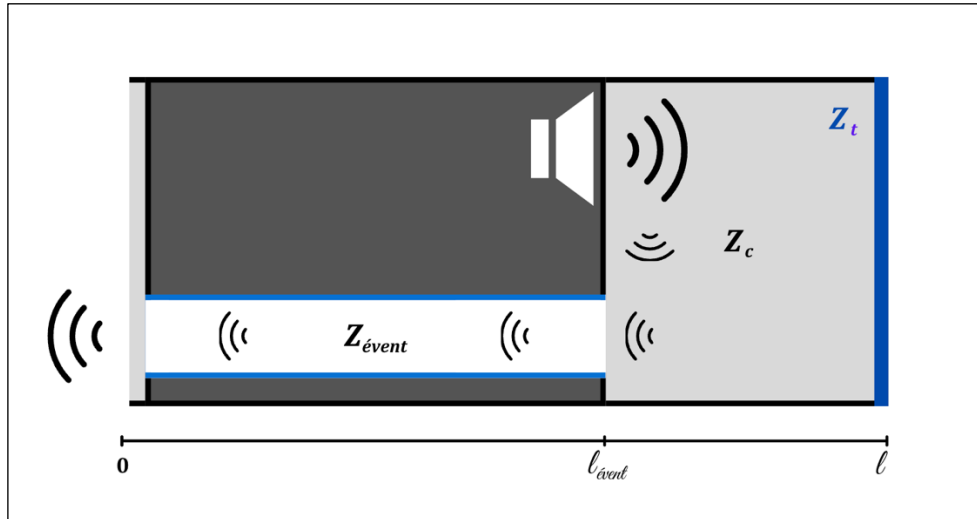


Figure 9 : Schématisation du Feed-Back

Le modèle acoustique du Feed-Back peut être représenté sous la forme du circuit équivalent de la Figure 9. L'écouteur de l'aide auditive est modélisé par une source de pression P_{source} associée à une impédance interne Z_{source} . La cavité résiduelle et le tympan sont représentés respectivement par les compliances acoustiques C_c et C_t , traduisant leur comportement capacitif. Enfin, l'événement est modélisé par une résistance acoustique $R_{évent}$, une masse acoustique $M_{évent}$, et une impédance de rayonnement Z_{ray} , ces trois éléments étant en série dans la même branche puisque le rayonnement n'existe que s'il y a déplacement d'air à travers l'événement.

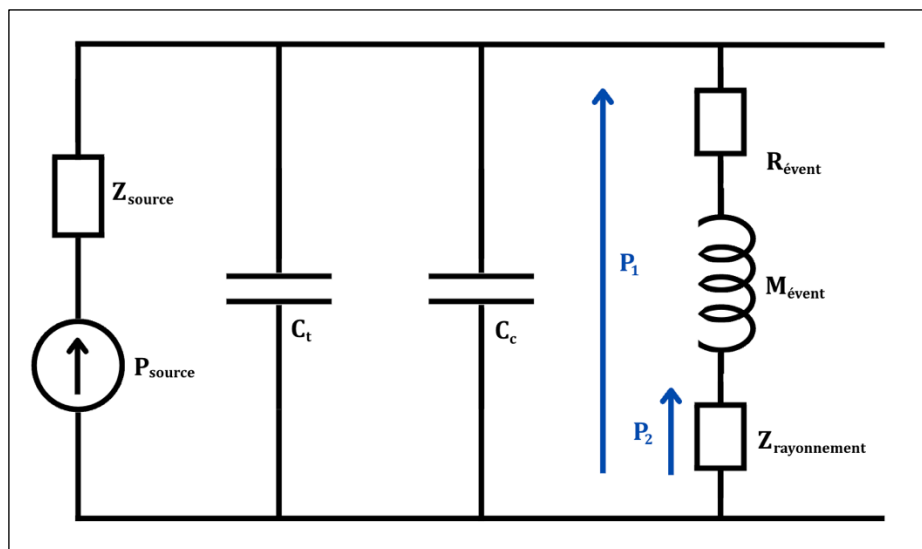


Figure 10 : Circuit électrique du Feed-Back

La fonction de transfert du Feed-Back est :

$$H_{FB}(\omega) = \frac{Z_{ray}}{Z_{\text{event}}}$$

avec

$$Z_{\text{event}} = Z_{ray} + R_{\text{event}} + j\omega M_{\text{event}}$$

L'expression $H_{FB}(\omega)$ traduit la part de pression acoustique transmise vers l'extérieur. En BF, l'inertance $j\omega M_{\text{event}}$ est faible : la fuite est maximale. En HF, l'inertance devient dominante : la fuite est fortement réduite.

La fonction de transfert du Feed-Back suit donc un comportement passe-bas, illustrant la facilité des BF à s'échapper par l'événement.

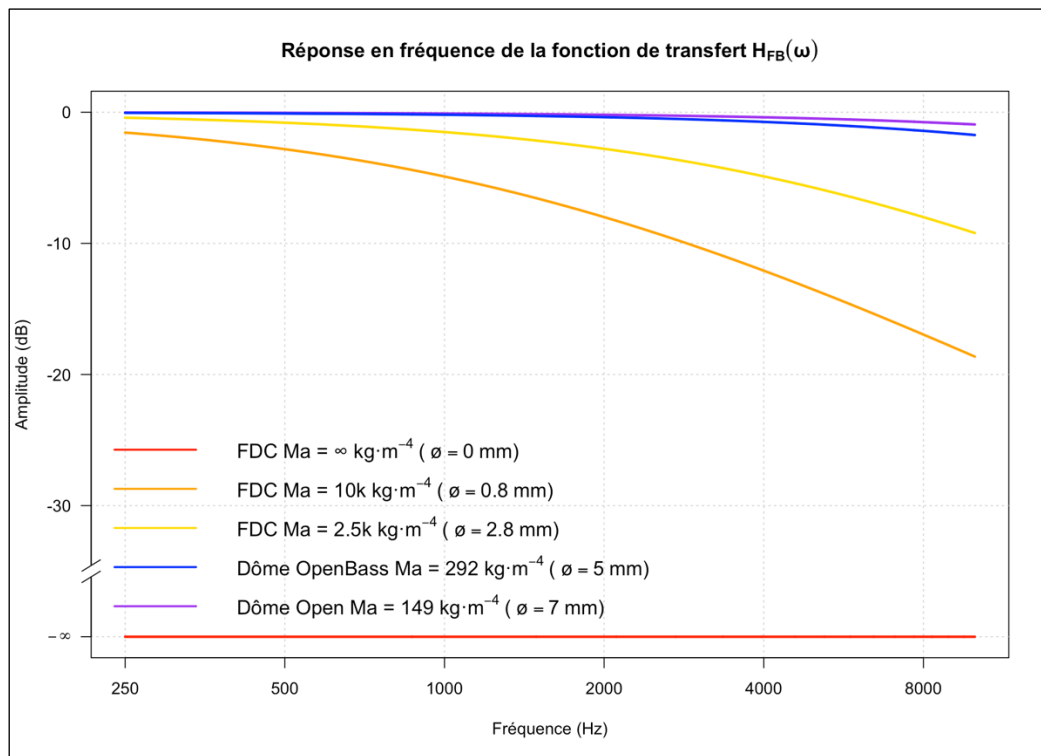


Figure 11 : Courbe de réponse de la fonction de transfert $H_{FB}(\omega)$

Afin d'évaluer l'effet global de l'événement sur la pression acoustique disponible au tympan, on peut comparer la pression obtenue avec et sans événement.

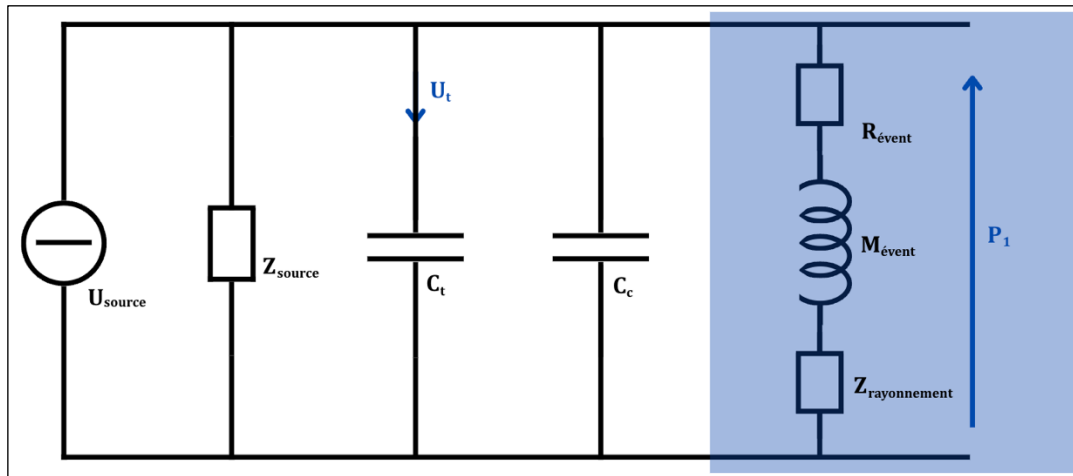


Figure 12 : Circuit électrique Figure 10, équivalence de Northon

Dans ce circuit, la pression au tympan correspond à la tension mesurée aux bornes de la branche C_t . Le débit volumique fourni par la source (l'écouteur) se partage entre ces différentes voies en fonction de leurs admittances acoustiques (Y).

Dans le cas d'un embout totalement fermé, seule la cavité et le tympan sont les charges acoustiques en parallèle. La pression au nœud commun vaut alors :

$$p_t(\text{sans événement}) = U_{\text{source}} \cdot \frac{\frac{1}{j\omega(C_t + C_c)}}{\frac{1}{j\omega(C_t + C_c)} + Z_{\text{source}}} = \frac{U_{\text{source}}}{1 + j\omega Z_{\text{source}}(C_t + C_c)}$$

Cette expression correspond à la pression disponible au tympan dans le cas d'un couplage sans événement.

Dans l'autre cas, en présence d'un événement, une troisième voie s'ajoute en parallèle aux deux précédentes : l'impédance de l'événement, introduisant une fuite acoustique. La pression au nœud commun est maintenant :

$$p_t(\text{avec événement}) = U_{\text{source}} \cdot \frac{\frac{1}{\frac{1}{Z_t} + \frac{1}{Z_c} + \frac{1}{Z_{\text{événement}}}}}{Z_{\text{source}} + \frac{1}{\frac{1}{Z_t} + \frac{1}{Z_c} + \frac{1}{Z_{\text{événement}}}}} = \frac{U_{\text{source}}}{1 + j\omega Z_{\text{source}}(C_t + C_c) + \frac{Z_{\text{source}}}{Z_{\text{événement}}}}$$

Cette expression correspond à la pression disponible au tympan dans le cas de la présence d'un événement.

En utilisant les 2 équations précédentes, on obtient le rapport de pression tympanique avec et sans événement :

$$\frac{p_t(\text{avec événement})}{p_t(\text{sans événement})} = \frac{1 + j\omega Z_{\text{source}}(C_t + C_c)}{1 + j\omega Z_{\text{source}}(C_t + C_c) + \frac{Z_{\text{source}}}{Z_{\text{événement}}}}$$

Cette fonction de transfert traduit directement l'influence de l'événement sur la pression acoustique disponible au tympan.

Lorsque l'événement est fermé ($Z_{\text{événement}} \rightarrow \infty$), le terme $\frac{Z_{\text{source}}}{Z_{\text{événement}}}$ devient nul et le rapport de pression tend vers 1 : la pression au tympan est identique à celle du cas sans événement. Inversement, lorsque l'événement est très ouvert ($Z_{\text{événement}}$ faible), le terme $\frac{Z_{\text{source}}}{Z_{\text{événement}}}$ devient prépondérant et le rapport tend vers 0 : la pression au tympan chute, une partie du signal s'échappe par l'événement.

En BF, la réactance inertielle $j\omega M_{\text{événement}}$ est faible donc $Z_{\text{événement}}$ est petit : l'événement agit comme un court-circuit acoustique, entraînant une perte de pression marquée au tympan. En HF, $j\omega M_{\text{événement}}$ devient dominant, ainsi $Z_{\text{événement}}$ croît et la fuite s'atténue : la pression tympanique se rapproche de celle du cas sans événement

Ainsi, l'événement induit un comportement passe-haut de la pression disponible au tympan : les BF sont le plus fortement atténuées au tympan, tandis que les HF demeurent confinés dans la cavité.

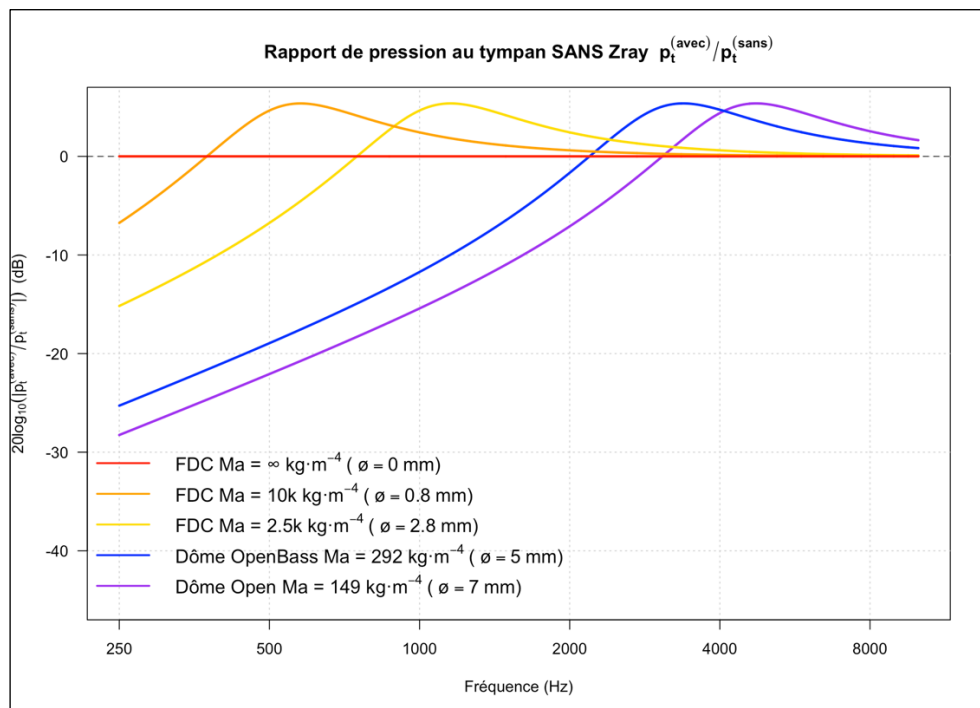


Figure 13 : Courbe de réponse du rapport de pression $\frac{p_t(\text{avec événement})}{p_t(\text{sans événement})}$

Le Group Delay

Dans les couplages acoustiquement ouverts, c'est-à-dire ceux dont la réponse fréquentielle de la fonction de transfert $H_{FF}(\omega)$ montre une transmission efficace jusqu'à au moins 2kHz, le signal sonore provenant de l'environnement extérieur pénètre librement dans la cavité résiduelle via l'événement. C'est le cas des dômes ouverts, mais aussi d'embouts ventilés comme le FDC 2 500kg.m⁻⁴ (Ø 2,9mm), dont la masse acoustique élevée ne suffit pas à atténuer efficacement les BF. Ces embouts doivent être considérés comme acoustiquement ouverts.

Dans cette configuration, le signal direct non traité via l'événement s'ajoute au signal traité et émis par l'aide auditive, lequel subit un retard de traitement T induit par la chaîne de traitement numérique du signal (~ 1 à 8 ms). Cette superposition de deux signaux déphasés génère des interférences temporelles, modélisées comme la somme :

$$S(t) = A \cos(2\pi f t) + A_T \cos(2\pi f (t - T)), \quad \text{avec } \alpha = \frac{A_T}{A}$$

La réponse fréquentielle associée est : $|H(f)| = \sqrt{1 + \alpha^2 + 2\alpha \cos(2\pi f T)}$

Cette expression décrit un filtrage en peigne caractérisé par des interférences constructives aux fréquences $f_{p_n} = \frac{n}{T}$, et destructives aux fréquences $f_{c_n} = \frac{(2n+1)}{2T}$, avec $n \in \mathbb{N}$ et où f_{p_n} est la fréquence au $(n+1)^{\text{ième}}$ pic du filtre en dent de peigne, f_{c_n} est la fréquence au $(n+1)^{\text{ième}}$ creux du filtre en dent de peigne. Cependant un tel filtrage ne devient perceptible que si les deux signaux sont d'amplitudes comparables, c'est-à-dire lorsque $\alpha = \frac{A_T}{A} \approx 1$. Or ce critère n'est rempli que dans une bande fréquentielle restreinte. Dans les BF, le signal direct domine largement (Feed-Forward) et l'amplification reste faible à cause des pertes dues au Feed-Back. À l'inverse, dans les HF, le signal direct est fortement atténué par la masse acoustique de l'événement, et seul le signal amplifié subsiste. Ce n'est donc qu'en moyennes fréquences, typiquement entre 1000 et 2000Hz, que les deux voies coexistent avec des amplitudes similaires, rendant alors possible une interférence significative.

Les interférences induites par le Feed-Forward peuvent perturber la perception de la hauteur tonale. Ce phénomène, décrit dès 1841 par Seebeck, montre que l'auditeur peut percevoir une hauteur correspondant à une fréquence fondamentale absente,

reconstituée à partir des harmoniques restantes (Seebeck, 1841). Ce pitch fantôme illustre comment la suppression partielle ou périodique de certaines composantes spectrales (ici par l'effet de peigne) peut induire une perception erronée de la hauteur (Houtsma & Goldstein, 1972; Moore, 2012). Dans le contexte des aides auditives, un tel artefact peut perturber la reconnaissance vocale (ex. distinction des voyelles selon leur 1^{er} formant) ou affecter la perception musicale chez les malentendants appareillés.

Des travaux récents ont montré que des retards de traitement supérieurs à 1 ms peuvent engendrer une altération de la qualité sonore perçue, souvent décrite comme métallique, creuse ou artificielle en raison de l'effet peigne (Hamilton, 2023; Zhou et al., 2024). Une étude clinique (Lelic et al., 2022) a permis de démontrer que des auditeurs, qu'ils soient normoentendants ou malentendant, préfèrent systématiquement des aides auditives avec un délai de traitement <1 ms, en raison d'une meilleure naturalité et intelligibilité. Pour limiter les effets délétères de l'effet peigne, certaines aides auditives comme celles équipées du programme Widex PureSound™ utilisent des architectures ZeroDelay™, permettant un retard de traitement de 0,5 ms. Ce seuil a été montré comme suffisant pour éviter les effets perceptibles du filtrage en peigne, tout en maintenant l'efficacité des algorithmes de traitement numérique.

LE RSB

Le Rapport Signal/Bruit (RSB) ou Signal-to-Noise Ratio (SNR) en anglais, est une mesure qui quantifie le rapport en décibel du signal utile (généralement de la parole) et celui du bruit indésirable cumulé. Il est utilisé notamment dans l'audiologie et le traitement du signal afin d'évaluer la qualité et l'intelligibilité des signaux acoustiques. Mathématiquement, le RSB est défini par :

$$\text{RSB(dB)} = 10\log_{10}\left(\frac{P_{\text{signal}}}{P_{\text{bruit}}}\right) = L_{\text{signal}} - L_{\text{bruit}}$$

P_{signal} (W) : Puissance du signal utile

P_{bruit} (W) : Puissance du bruit

L_{signal} (dB) : Niveau sonore du signal utile

L_{bruit} (dB) : Niveau sonore du bruit

Un RSB positif (ex. : +10dB) signifie que le signal de parole est 10dB supérieur au niveau sonore du bruit facilitant ainsi sa compréhension. À l'inverse, un RSB négatif (ex. : -10dB) indique que le bruit domine sur le signal utile, ce qui dégrade fortement l'intelligibilité du signal utile (N. R. French & J. C. Steinberg, 1947).

Le RSB est un paramètre clé dans l'évaluation de l'intelligibilité de la parole. Dans un environnement réel, la perception de la parole peut être influencée par : le niveau de bruit ambiant qui masque certaines parties du signal vocal, les caractéristiques acoustiques du signal vocal comme par exemple les modulations spectro-temporelles (variations conjointes du signal dans le temps et la fréquence) (Elliott & Theunissen, 2009; R. Drullman et al., 1994), la perte auditive de l'individu et dans le cadre des aides auditives, du traitement du signal.

C'est pourquoi plusieurs modèles prédictifs d'intelligibilité intègrent le RSB comme variable fondamentale : notamment le Speech Intelligibility Index (SII) et le Hearing-Aid Speech Perception Index (HASPIv2).

LES INDICES DE PRÉDICTION D'INTELLIGIBILITÉ

1. HASPIv2

L'HASPIv2 (Hearing-Aid Speech Perception Index version 2) a été conçu par Kates . Cette version améliorée de l'indice original (HASPI) vise à fournir une évaluation plus précise de l'intelligibilité de la parole, en tenant compte des avancées récentes dans le domaine de l'audiologie et du traitement du signal. L'HASPIv2 fonctionne en comparant un signal de parole propre (de référence) à ce même signal dégradé, typiquement affecté par du bruit ou un traitement acoustique (ex. : appareil auditif), comme c'est le cas dans notre protocole expérimental. L'HASPIv2 modélise les mécanismes auditifs humains en simulant les transformations acoustiques de la cochlée. Cette modélisation se décompose en 3 étapes :

- **Simulation du système auditif humain**

La notion de filtrage cochléaire est incrémenté dans l'indice HASPIv2. La cochlée transforme les sons en signaux nerveux. HASPIv2 simule cette transformation au moyen d'une banque de filtre auditifs : l'indice va décomposer le signal en bande fréquentielles afin d'imiter la réponse de la cochlée et va réduire les informations superflues en ne conservant que les composantes critiques pour l'intelligibilité. L'indice HASPIv2 ajuste le modèle cochléaire afin de simuler la perte auditive du malentendant, il va réduire la sensibilité, élargir les bandes fréquentielles pour simuler la perte des CCI et altérer la dynamique des modulations temporelles.

- **Extraction des caractéristiques spectro-temporelles**

Une fois le signal traité par le modèle auditif simulé par le filtrage cochléaire de la perte auditive, HASPIv2 extrait les caractéristiques essentielles liées à l'intelligibilité de la parole. Il s'agit notamment du suivi des modulations temporelles, car la parole contient des modulations lentes moyennes et rapides et selon (R. Drullman et al., 1994), les modulations lentes (<16Hz) correspondent à la structure syllabique et prosodique, les modulations moyennes (16-64Hz) correspondent aux indices phonétiques, et les modulations rapides correspondent à la finesse perceptive des sons (>64Hz). L'indice

procède aussi à l'analyse fréquentielle du signal et prend ainsi en compte la dispersion des formants et des contrastes fréquentiels qui permettent la distinction des phonèmes proches. Enfin, l'HASPIv2 mesure comment le bruit ou les distorsions perturbent ces modulations et caractéristiques fréquentielles, ce qui altère la compréhension.

- Comparaison et pondération perceptuelle

Après l'extraction des caractéristiques, l'indice HASPIv2 va évaluer l'intelligibilité du signal de parole en comparant le signal de référence et le signal « dégradé ». Cet indice va mesurer si les caractéristiques extraites du signal dégradé correspondent à celles du signal propre : Si le signal dégradé conserve les modulations et les contrastes de la parole originale alors le score d'Intelligibilité sera élevé tandis que si le signal amplifié est fortement altéré (bruit, distorsion, compression...) alors le score d'intelligibilité sera faible. Mais cet indice ne se contente pas d'une corrélation brute, il intègre aussi une pondération perceptuelle basés sur des études psychoacoustiques de (Fastl & Eberhard Zwicker, 2007; M. C. Botte et al., 1989).

Le résultat final est un score d'Intelligibilité compris entre 0 (Intelligibilité nulle) et 1 (Intelligibilité parfaite), qui prédit de manière intrusive la capacité d'un auditeur à comprendre la parole dans un environnement dégradé.

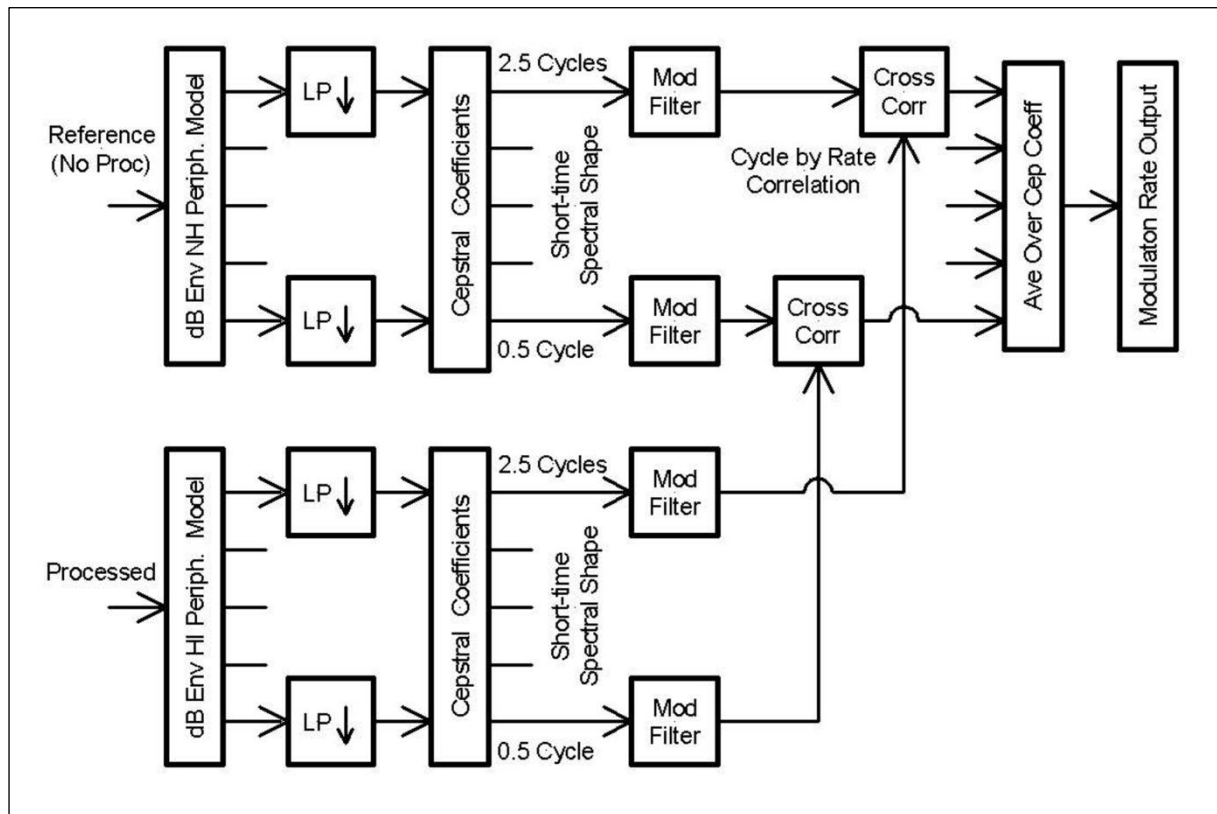


Figure 14 : Diagramme en block montrant les étapes du calcul de l'indice HASPIv2
(J.M. Kates & K.H. Arehart, 2022)

2. LE SII

Le SII (Speech Intelligibility Index) est une évolution de l'Articulation Index (AI), initialement développé par Harvey Fletcher, un physicien américain, qui a été pionnier dans le domaine de l'acoustique et de la perception de la parole au début du XX^e siècle. Le SII a été formellement normalisé par l'American National Standard Institute (ANSI) sous la norme ANSI S3.5-1997, qui définit la méthode pour calculer une mesure physique corrélée à l'intelligibilité de la parole (C. Pavlovic, 2006). Bien que cet indice soit reconnu et normalisé, il présente des limites lorsqu'il s'agit d'évaluer l'intelligibilité dans des contextes réalistes, notamment en présence de traitements du signal non linéaires ou de pertes auditives complexes. En effet, le SII repose sur un modèle purement acoustique, fondé sur le RSB dans différentes bandes fréquentielles. Il estime l'intelligibilité en fonction de l'audibilité des signaux vocaux, selon une approche fondée sur la pondération empirique des bandes critiques (C. V. Pavlovic, 1987), mais ne prend pas en compte les processus auditifs complexes tels que ceux modélisés dans l'HASPIv2.

Par ailleurs, le SII a tendance à surestimer l'intelligibilité réelle car il suppose que toute l'information audible contribue à la compréhension de la parole (Kristopher Hewitt, 2024; Speech Intelligibility Index, s. d.; Sungmin Lee et al., 2019). Cette hypothèse ne tient pas en compte des capacités d'analyse temporelle, de masquage auditif ou encore de la perte des contrastes fins liés aux distorsions.

En conséquence, le SII ne constitue pas un indice adapté aux tests de perception de la parole dans des environnements complexes, notamment lorsque l'on souhaite simuler ou analyser la perception chez les sujets malentendants. L'indice HASPIv2 est plus approprié, car il repose sur des modèles physiologiques et psychoacoustiques avancés, capables de simuler la transformation cochléaire, les pertes auditives, et les effets non linéaires du signal.

Contrairement à l'HASPIv2, qui modélise le traitement auditif de manière dynamique, le SII applique une pondération fixe par bande 1/3 d'octave, attribuant une importance empirique à chaque bande fréquentielle. Cette pondération est le fruit d'études expérimentales (Derek J. Stiles, s. d.) qui tiennent compte de la langue, du type de matériel verbal utilisé (mots, phrases, discours), et de la contribution spécifique de chaque bande à l'intelligibilité.

Cela dit, le SII reste largement utilisé dans les logiciels de mesure InVivo, où il est exprimé en pourcentage. Il représente alors une estimation théorique de la compréhension de la parole par le patient.

Enfin, le score du SII varie de 0 (compréhension nulle) à 1 (compréhension parfaite), et fournit une indication utile, mais simplifiée, de la compréhension de la parole dans des conditions acoustiques standards (silence).

PARTIE EXPÉRIMENTALE

MATÉRIEL ET MÉTHODE

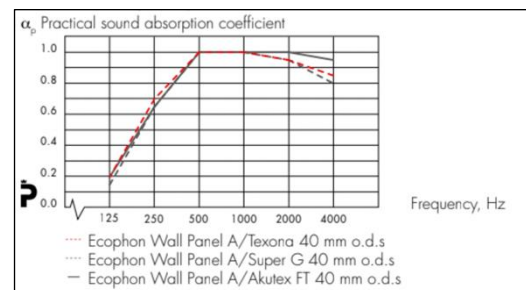
1. MATÉRIEL

1.1. La Cabine insonorisée

Les tests ont été réalisés dans une cabine insonorisée conforme aux exigences de l'article D.4361-19 du Code de la santé publique.

Caractéristiques de la cabine :

- Dimensions : 39,65m²
- Panneaux acoustiques : Ecophon Wall Panel A /Texona 40mm, de classe d'absorption A selon la norme ISO 11654.



- Temps de réverbération : 0,17s à 500Hz
- Niveau du bruit de fond sur une heure : 21,2 dBA

1.2. Matériel d'enregistrement stéréophonique

Afin de garantir une captation sonore fidèle et exploitable dans le cadre de nos mesures In-Situ, nous avons mis en place un dispositif d'enregistrement stéréophonique composé de 3 éléments principaux : 2 microphones miniatures, 1 préamplificateur pour chaque micro, et un enregistreur multipiste.

- Microphone : DPA 4060. Le DPA 4060 est un microphone électret omnidirectionnel miniature, conçu pour des enregistrements de haute qualité. Sa courbe de réponse en fréquence est relativement plate de 20 à 20000 Hertz, ce qui permet une restitution précise du spectre sonore. Il possède un bruit de fond propre très faible d'environ 23 dBA et une grande sensibilité d'environ 20mV/Pa. Sa petite taille facilite son intégration dans l'oreille artificielle du mannequin acoustique CARL.
- Préamplificateur : Il a été intercalé entre le microphone et l'enregistreur. Ce choix s'explique par la nécessité de rehausser le signal microphonique, naturellement

- faible, avant son traitement par l'enregistreur. Ce préamplificateur permet également d'assurer une adaptation d'impédance correcte, et de préserver la qualité du signal tout au long de la chaîne.
- Enregistreur : Zoom F4 Multitrack Field Recorder. Cet enregistreur permet une acquisition haute définition (jusqu'à 24 bits/192kHz), et dispose d'une alimentation fantôme de 48V, indispensable pour le fonctionnement des préamplificateurs des DPA 4060. Les pistes stéréophoniques acquises sont en format sans perte (.wav), afin de garantir la qualité des analyses.

1.3. Les audiogrammes

Trois audiogrammes ont été utilisés (S2 ; N3 ; N4), issus de la norme IEC 60118-15, définissant des profils audiométriques standards. Ces audiogrammes permettent de simuler différentes configurations auditives représentative de situations cliniques courantes.

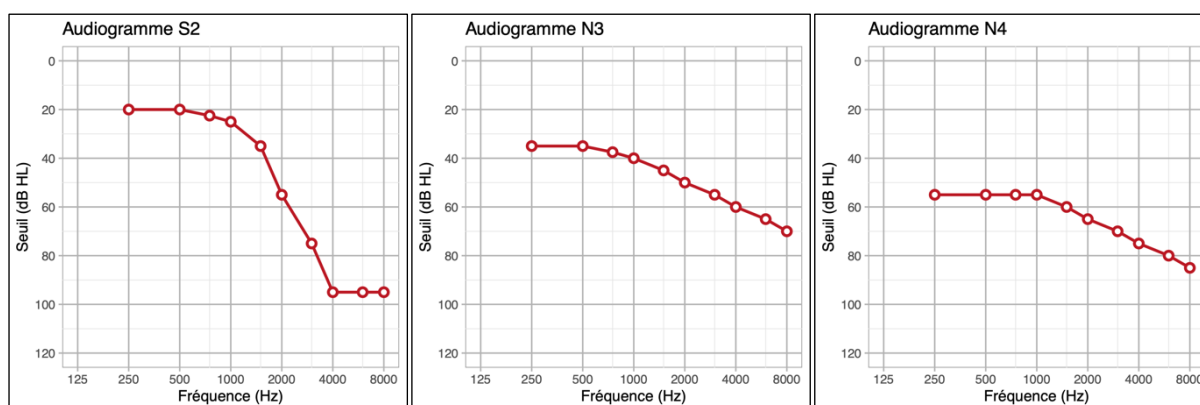


Figure 15 : Audiogrammes S2 – N3 – N4

1.4. L'Aide Auditive

Dans notre étude, nous avons décidé de tester la paire d'aide auditive Encanta 400, fabriqué par la société Bernafon. Il s'agit d'une aide auditive de classe 2 haut de gamme profitant des algorithmes et traitement du signal les plus avancés et performants sur le marché de l'audioprothèse en 2025. La paire d'aide auditive a été adapté en mesure InVivo selon la méthodologie adulte DSL5.0 pour chaque couplage endo-auriculaire et pour chaque audiogramme, pour un total de 21 session sur le logiciel de réglage fabricant Oasis où :

- Le couplage acoustique est renseigné,
- La calibration Anti-larsen est mesurée,
- Les algorithmes et traitements du signal est au maximum de leur capacité, et les microphones sont en mode « Directivité Adaptative ».

Afin de garantir l'homogénéité des réglages des aides auditives par couplage acoustique, et ainsi atteindre une reproductibilité, nous avons, pour chaque audiogramme, fixé un SII cible pour la voix « moyenne » (65 dB SPL) :

- Audiogramme S2 : SII cible = 63
- Audiogramme N3 : SII cible = 70
- Audiogramme N4 : SII cible = 54

1.5. CARL

Pour la réalisation de nos acquisitions In-Situ, un mannequin acoustique nommé CARL a été utilisé. Ce mannequin est spécialement conçu pour la simulation réaliste de l'écoute humaine.

Le buste de CARL comprend un torse rigide et une tête stylisée, permettant de reproduire les effets acoustiques liés à la diffraction, à la réflexion et à la résonance des ondes acoustiques. En effet, CARL est équipé d'oreilles artificielles moulés en silicone, un matériau dont l'impédance acoustique est proche de celle des tissus humains. Ses oreilles, de forme anatomiquement réaliste, reproduisent un REUR satisfaisant.

Le RECD mesuré sur CARL s'avère très proche des valeurs moyennes publiées dans la norme IEC 60318-5, ce qui en fait donc un outil de référence fiable pour l'évaluation des performances des aides auditives dans le bruit.

La version du CARL est sans microphone intégré, nous avons donc percé en biais, un trou d'un diamètre strictement inférieur à la tête du microphone de mesure afin d'assurer une bonne étanchéité lors de son insertion, sans perturber l'acoustique de son CAE.

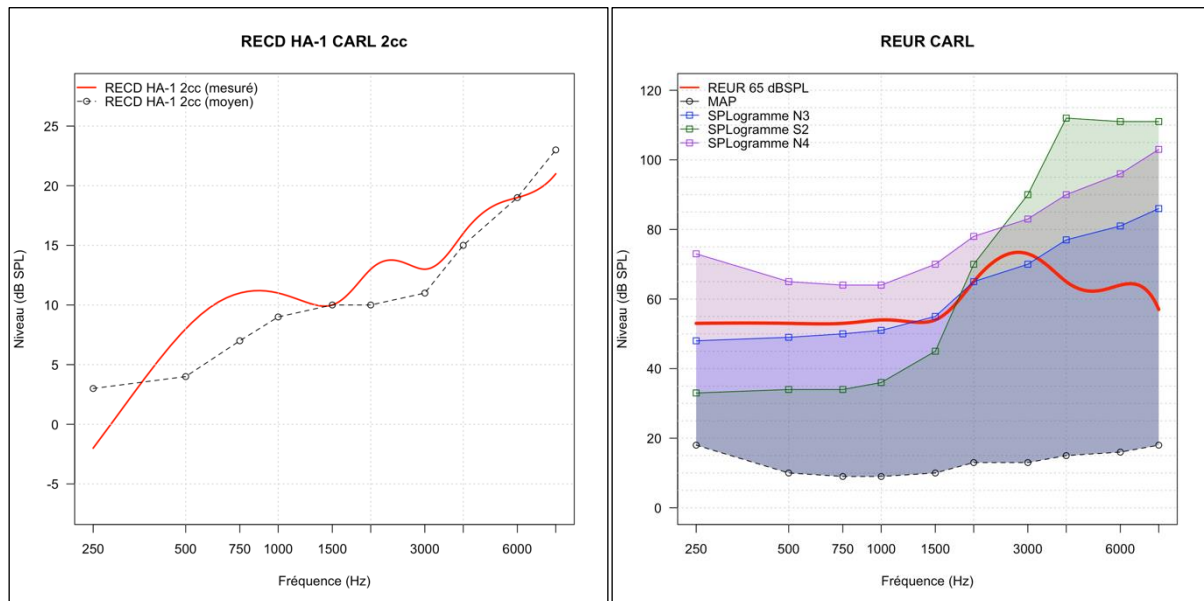


Figure 16 : RECD – REUR (0° azimuth) du mannequin CARL après insertion des microphones dans le CAE

1.6. Les Couplages endo-auriculaires

Dans le cadre de notre étude, différents couplages acoustiques endo-auriculaires ont été testés afin d'évaluer leur influence sur les performances dans le bruit de l'aide auditive dans des conditions normalisées. Ces couplages représentent des configurations fréquemment rencontrées en pratique clinique et varient selon leur type (embout rigide ou dôme), et leur Masse Acoustique.

Au total, 7 couplages acoustiques ont été étudiés :

- Embout FDC.....Masse Acoustique ∞ kg.m⁻⁴.....(Ø 0mm)
- Embout FDC.....Masse Acoustique **10000** kg.m⁻⁴.....(Ø 1,4mm ; ℓ 12,94mm)
- Embout FDC.....Masse Acoustique **2500** kg.m⁻⁴.....(Ø 2,9mm ; ℓ 13,97mm)
- Dôme POWER.....Masse Acoustique ∞ kg.m⁻⁴.....(Ø 0mm)
- Embout NUGGET.....Masse Acoustique ∞ kg.m⁻⁴.....(Ø 0mm)
- Dôme OPENBASS.....Masse Acoustique **292** kg.m⁻⁴.....(Ø 5mm ; ℓ 19mm)
- Dôme OPEN.....Masse Acoustique **149** kg.m⁻⁴.....(Ø 7mm ; ℓ 19mm)

Ces couplages ont été insérés dans le CAE du mannequin CARL en respectant les profondeurs d'insertion standardisées afin d'assurer la comparabilité des mesures. Nous pouvons quantifier l'occlusion de ces embouts en faisant une mesure de REOG

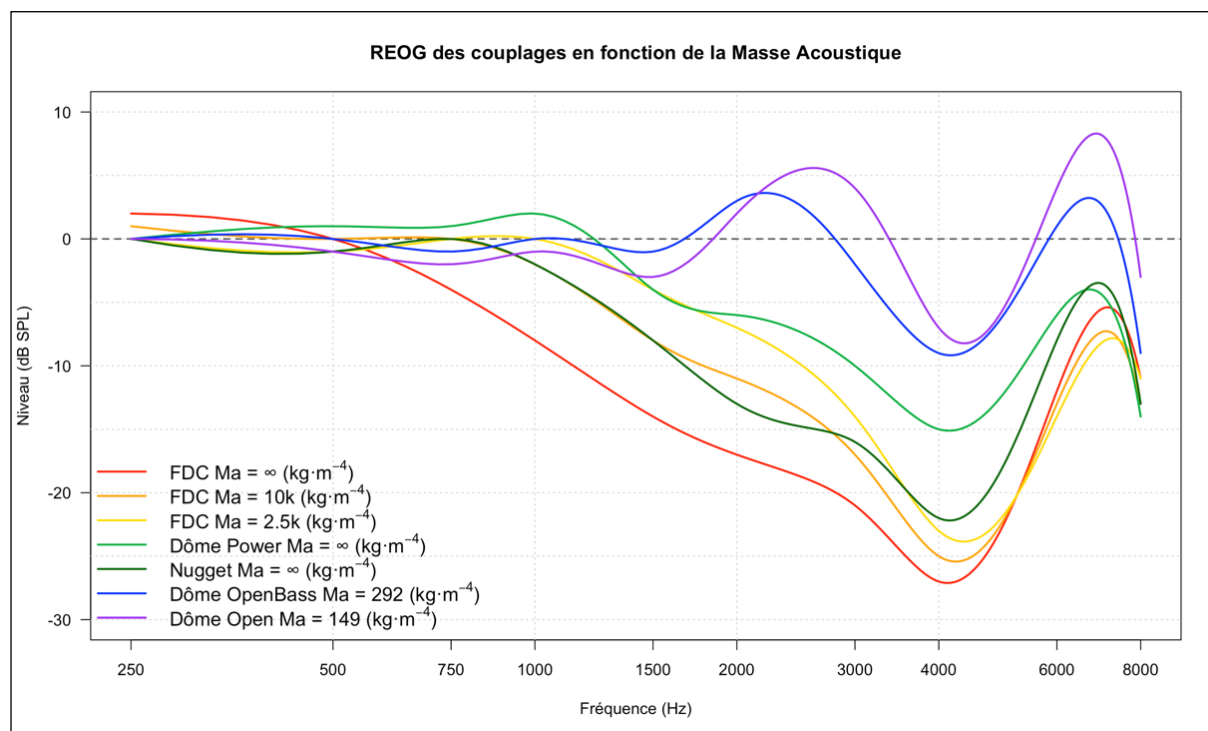


Figure 17 : REOG des couplages en fonction de la Masse Acoustique

Au vu de ces mesures, nous remarquons que les couplages tels que les dômes procurent une mauvaise occlusion du CAE. Ces mesures nous permettent aussi de nous rendre compte que ce n'est pas parce qu'il n'y a pas d'évent qu'il y a une bonne occlusion puisque le dôme power, ayant une Masse Acoustique théoriquement infinie, est moins occlusif que le FDC ayant une Masse Acoustique de $2500 \text{ kg}\cdot\text{m}^{-4}$. Nous pouvons alors dire que l'occlusion du CAE dépend non seulement de la Masse Acoustique mais aussi du type d'embout (dôme, embout rigide, embout souple, embout creux, embout plein...)

1.7. Matériel vocal

Le matériel vocal utilisé dans l'étude expérimentale repose sur une phrase narrative standardisée en langue française, issue de l'ISTS de l'EHIMA. Cette phrase est tirée de la fable « Le Vent et le Soleil », un récit d'origine ésopique. Elle est récitée par une voix féminine et présente des caractéristiques prosodiques naturelles.

Pour chaque condition expérimentale, cette phrase a été utilisée comme signal cible, diffusée par un HP frontal (0° Azimut). En parallèle, un bruit vocal masquant a été généré en mixant 6 occurrences différentes de cette même voix, diffusées en boucle, avec un espacement de 5 secondes entre chaque occurrence. Ce bruit a été spatialement réparti

sur quatre Haut-Parleurs (90° , -90° , 135° , -135°), afin de créer un champ sonore diffus simulant un environnement bruyant.

Le signal cible reste à un niveau constant tandis que le signal de bruit voit son niveau progressivement varier toutes les 30 secondes afin de créer les conditions de RSB suivantes : -15 ; -12 ; -9 ; -6 ; -3 ; 0 ; 3 ; 6 ; 9 ; 12 ; 15 et ∞ dB.

1.8. Code informatique

L'analyse des enregistrements In-Situ a été réalisé à l'aide d'un script MATLAB développé à partir d'outils mis à disposition James M. KATES, auteur de plusieurs indices d'intelligibilité et de qualité vocale utilisés dans le domaine des aides auditives. Dans le cadre de cette étude, c'est principalement l'indice HASPIv2 qui a été utilisé pour quantifier l'intelligibilité de la parole dans le bruit à travers les différents couplages acoustiques. Le traitement des données se fait en plusieurs étapes :

- Chargement des fichiers de calibration microphoniques qui permet de compenser les différences de sensibilité et de réponse fréquentielle entre les microphones gauche (référence) et droit (mesure).
- Importation du fichier d'acquisition en format .wav correspondant à une condition de test.
- Découpage temporel du fichier audio à une fréquence d'échantillonnage $f_e = 96kHz$
- Alignement temporel des deux pistes monos en utilisant une impulsion en début de piste comme repère temporel de synchronisation.
- Calcul des indices : les signaux alignés sont transmis au module de calcul, qui applique l'algorithme HASPIv2 pour générer un score d'intelligibilité en pourcentage (par corrélation croisée).

2. MÉTHODE

2.1. Calibration du Champ libre

Avant toute chose, nous avons calibré tous les HP de la cabine de test à l'aide de DiracLive s'assurant donc d'une réponse en fréquence plate ainsi qu'une réponse impulsionnelle identique entre chaque HP.

Afin de garantir une intensité sonore reproductible lors de la diffusion du signal, une calibration acoustique a été réalisée. Pour cela, un sonomètre Brüel & Kjaer 2250 Light (G-4), conforme aux exigences de la classe 1 selon la norme IEC 61672, a été utilisé. L'appareil a été placé à l'entrée du CAE de l'oreille de référence du mannequin CARL. La mesure a été effectuée en mode Leq Z (pondération Z linéaire) sur une durée d'environ 10 secondes, pendant la lecture de la piste vocale de la parole (HP à 0°) et une autre pendant la lecture du bruit (4HP à 90 ; -90 ; 135 ; -135). Cette méthode permet de calculer le niveau de pression acoustique équivalent (Leq), en tenant compte de l'énergie acoustique moyenne sur la période mesurée, sans pondération fréquentielle. L'ajustement du niveau de sortie des HP a été réalisé jusqu'à l'obtention d'un niveau stabilisé à environ 65 dB SPL.

2.2. Calibration des microphones

Avant chaque session d'enregistrement, une calibration individuelle des microphones a été réalisée afin de compenser les différences de sensibilité entre les deux canaux (Gauche et Droit). Le calibrage a été effectué à l'aide d'un calibrateur acoustique Brüel & Kjaer Type 4231 de classe 1, conforme à la norme IEC 60942 (2003) ainsi qu'à la norme ANSI S1.40-2006. Ce calibrateur produit un signal de référence stable de 94 dB SPL à 1000Hz. Chaque microphone DPA 4060 a été inséré dans la cavité du calibrateur de manière hermétique. Le niveau mesuré par le système (micro + préampli + enregistreur) a ensuite été comparé au niveau de référence. Une correction individuelle a été appliquée à chaque canal afin d'égaleriser les niveaux enregistrés. Ce facteur de correction a été intégré dans le fichier de calibration utilisé dans le traitement MATLAB, garantissant ainsi l'homogénéité spectrale et dynamique des mesures entre les deux oreilles de CARL.

Cette procédure de calibration microphonique permet d'éliminer les biais dus aux différences de sensibilité entre les microphones.

2.3 Disposition du montage expérimental

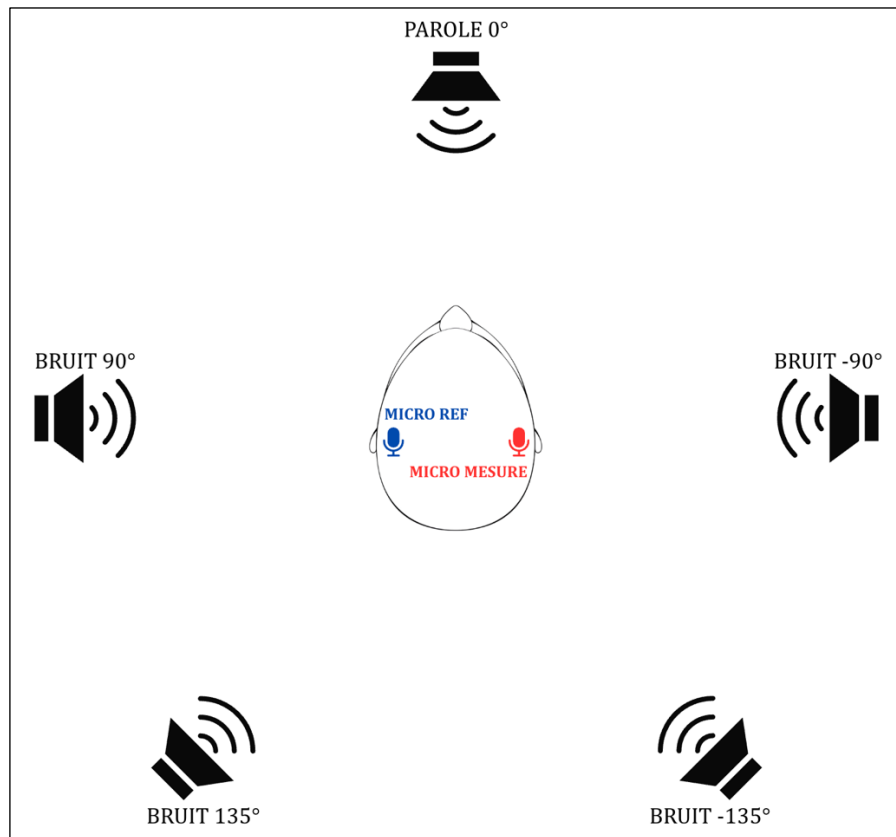


Figure 18 : Illustration du montage expérimental

Les deux appareils ENCANTA 400 de Bernafon sont placés sur les oreilles du CARL, afin de profiter de la directivité microphonique lors de nos mesures. Seulement l'écouteur droit est placé dans le CAE de CARL afin de recueillir le son traité et amplifié par l'appareil auditif. L'oreille gauche reste avec le CAE nu, l'écouteur étant bouché avec de la pâte à fixe afin de ne pas polluer le microphone de référence.

RÉSULTATS

Cette section présente les effets de la masse acoustique du couplage endo-auriculaire sur l'intelligibilité de la parole dans le bruit en condition appareillée, à partir de l'HASPIv2. L'analyse est menée séparément pour 3 profils audiométriques S2, N3 et N4. L'écart d'intelligibilité est calculé en faisant la différence entre le MALENTENDANT APPAREILLÉ et le MALENTENDANT NON APPAREILLÉ.

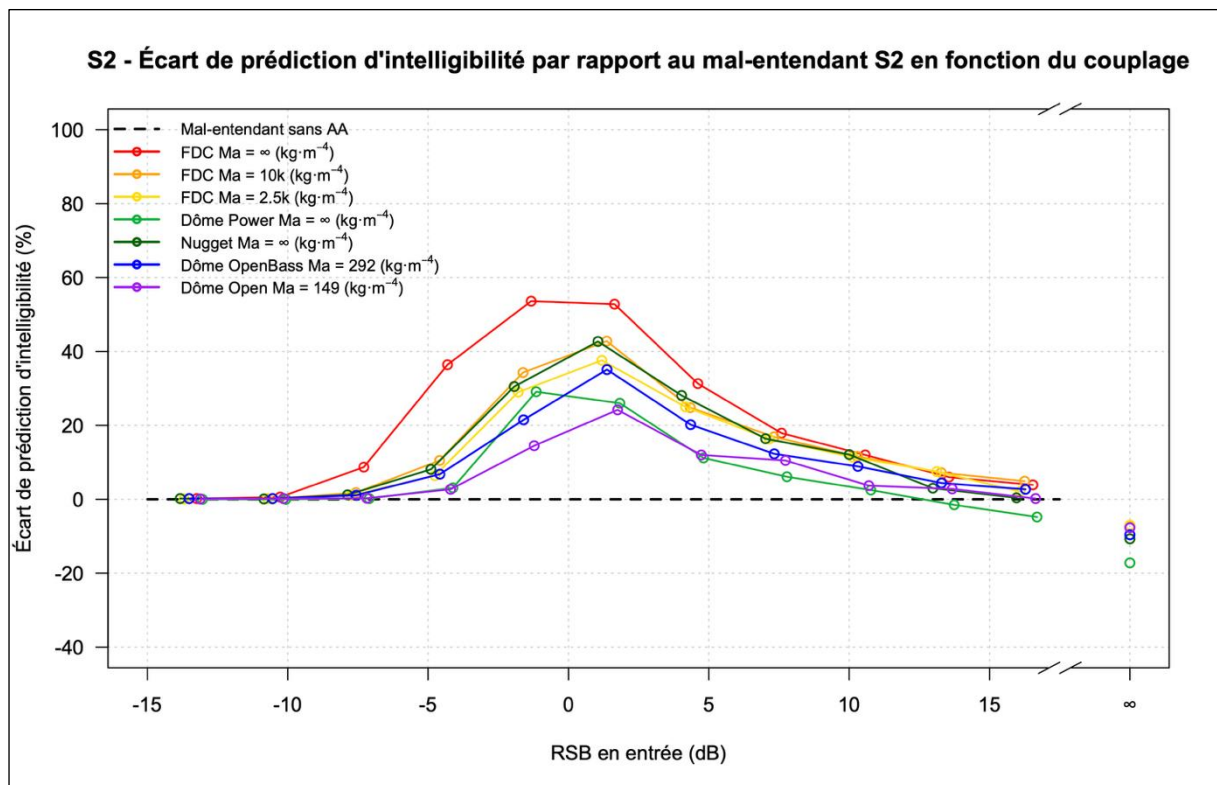


Figure 19 : Écart d'intelligibilité par rapport au malentendant S2 en fonction du couplage acoustique et du RSB.

Chez le sujet simulé S2, les couplages présentant une masse acoustique élevée (embout FDC avec ou sans évent) génèrent les plus grands écarts d'intelligibilité, avec un pic autour de 60% à 0dB de RSB pour l'embout totalement fermé (FDC $Ma = \infty$). L'efficacité reste élevée pour les FDC ventilés 10 000 et 2 500 kg.m^{-4} , qui ont respectivement un écart d'intelligibilité de 50 à 55% à ce même RSB.

Les couplages de type dômes (Power, OpenBass, Open) montrent des performances plus modestes, atteignant tout au plus 35% d'écart d'intelligibilité par rapport au malentendant non appareillé. On observe également la performance suprêmement faible du Dôme Power ($Ma = \infty$) qui, malgré l'absence d'évent théorique, est au même niveau voir légèrement devancé par les dômes ouverts.

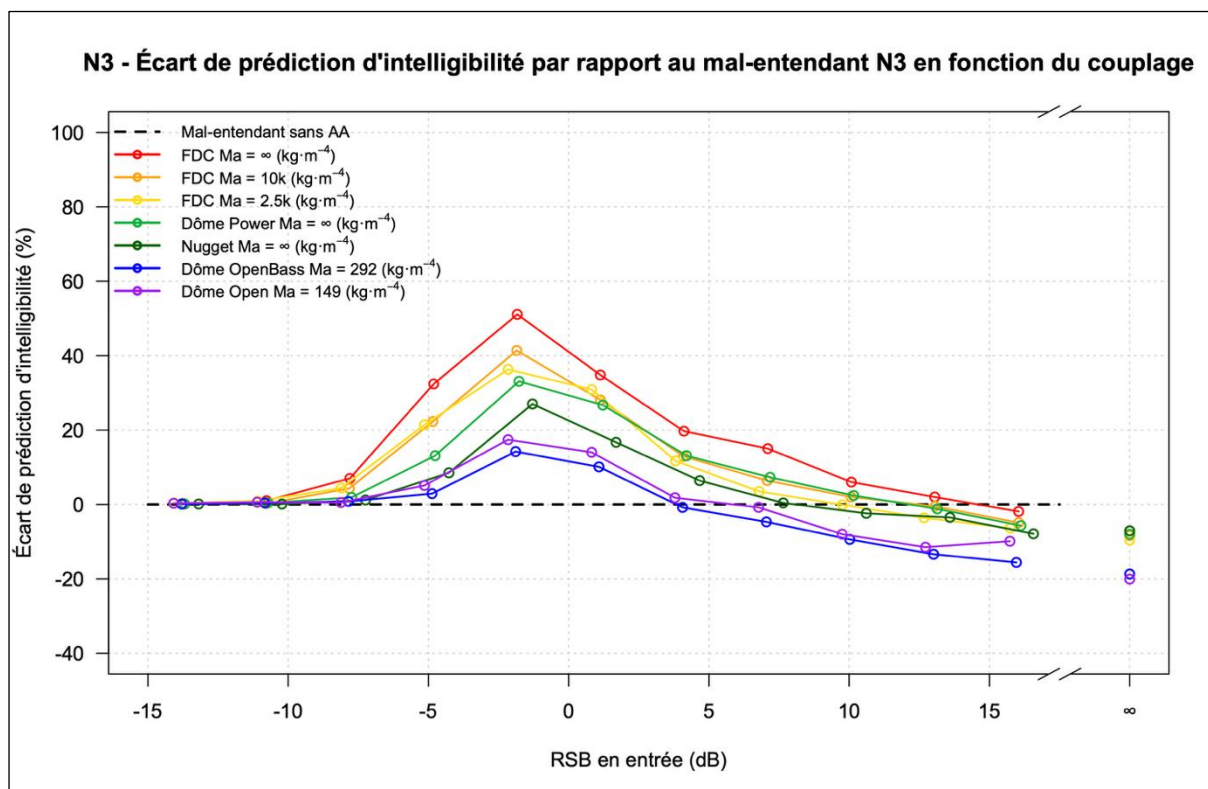


Figure 20 : Écart d'intelligibilité par rapport au malentendant N3 en fonction du couplage acoustique et du RSB.

Pour l'audiogramme N3, les résultats montrent une distribution similaire qu'avec un audiogramme S2. Un pic d'intelligibilité apparaît systématiquement à un RSB de -3dB, quel que soit le couplage utilisé, représentant la valeur de RSB pour laquelle l'écart est maximal par rapport à la condition non appareillée. L'embout totalement fermé FDC ($Ma = \infty$) montre la performance la plus élevée, avec un écart jusqu'à 55%, suivi de près par les embouts FDC ventilés 10 000 et 2 500 $\text{kg}\cdot\text{m}^{-4}$. L'embout nugget tout comme le dôme power, ayant pourtant chacun une masse acoustique infinie, possèdent un écart moins important que les FDC ventilés. Les dômes ouverts (OpenBass, Open) affichent des écart plus

modestes, inférieur à 20% au pic d'intelligibilité, et est négatif dès que le RSB dépasse +5dB, traduisant une perte relative de performance par rapport au malentendant non appareillé.

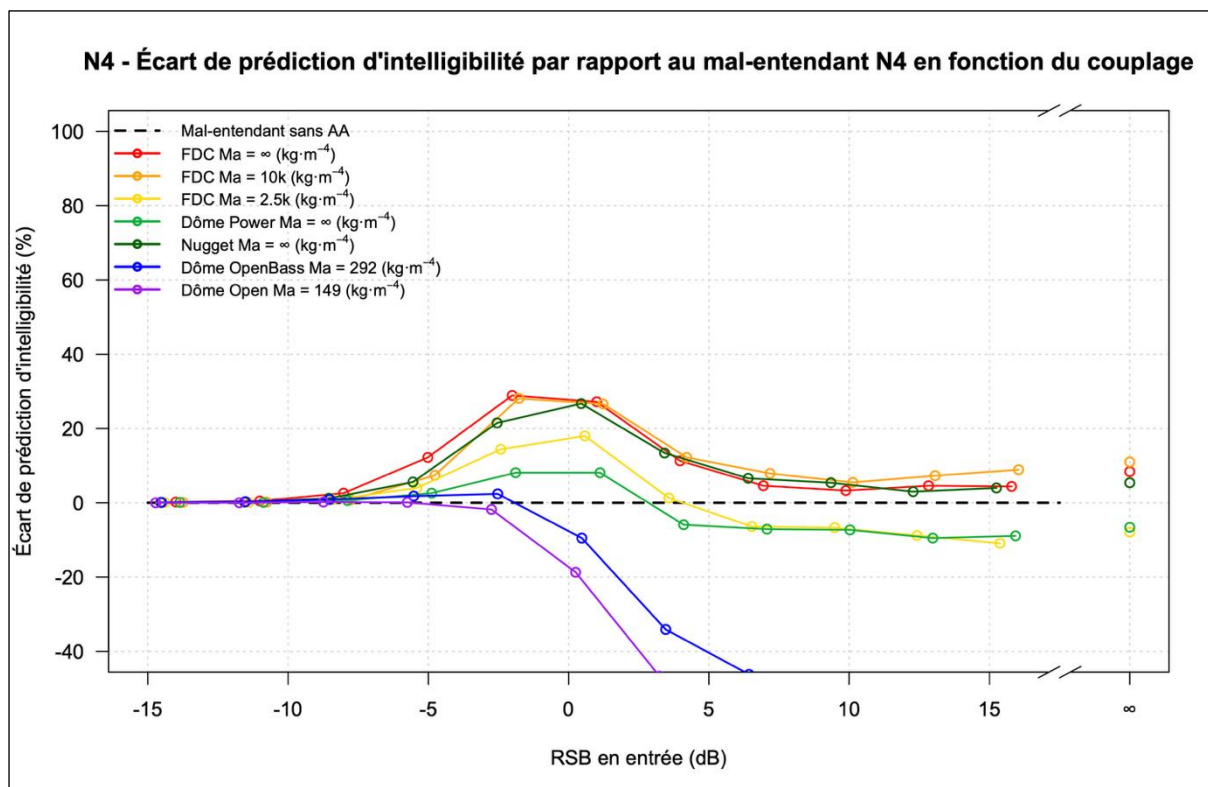


Figure 21 : Écart d'intelligibilité par rapport au malentendant N4 en fonction du couplage acoustique et du RSB.

Pour l'audiogramme N4, les performances d'intelligibilité apparaissent globalement plus faibles que celles observées sur les profils S2 et N3, avec des écarts d'intelligibilité ne dépassant pas les 30% dans les meilleures conditions. L'embouts FDC totalement fermé et 10 000 $\text{kg}\cdot\text{m}^{-4}$ conservent les meilleures performances, suivis de près par l'embout nugget ($\text{Ma} = \infty$) qui, sur ce profil N4, montre une efficacité comparable aux embouts FDC. En revanche, les couplages Open et OpenBass conduisent à des écarts d'intelligibilité négatifs, indiquant que les performances deviennent inférieures à celles du malentendant non appareillé.

DISCUSSION

L'analyse des résultats expérimentaux met en lumière que certains embouts théoriquement fermés tels que le dôme power ou l'embout nugget, présentent des performances inférieures à celles d'embouts ventilés (ex. FDC 10 000 et 2 500 kg.m⁻⁴), ce qui pourrait paraître contre-intuitif si l'on se réfère uniquement à la masse acoustique. Deux mécanismes complémentaires permettent d'expliquer cette observation : le facteur de forme, influençant l'étanchéité latérale, et la transmission mécanique de l'onde à travers les parois de matériau. À cela s'ajoute un effet différentiel lié au profil audiométrique du patient

L'étanchéité latérale du couplage

Le facteur de forme désigne ici la géométrie du couplage, c'est-à-dire la manière dont il épouse le CAE et interagit avec ses parois. Certains embouts, comme le FDC, présentent une structure sur-mesure à l'anatomie du CAE, assurant un contact étanche avec les parois du conduit (à noter que plus l'embout sur-mesure est court, plus le risque de perte d'étanchéité latérale est important). Cette étanchéité latérale garantit que le son ne peut ni entrer ni sortir de manière aérienne autrement que par l'évent.

À l'inverse, des couplages comme le dôme power, bien que sans évent ($Ma = \infty$), sont constitués de membranes souples et fines qui laissent souvent des fuites sur leur pourtour, notamment si le CAE n'est pas parfaitement circulaire (ajustement imparfait). Ces fuites permettent à l'onde acoustique extérieure de pénétrer directement dans la cavité (dans le cas du Feed-Forward), ou au signal amplifié de s'échapper (dans le cas du Feed-Back). Ce phénomène d'étanchéité latérale altère l'occlusion et l'intelligibilité dans le bruit.

De manière similaire, l'embout nugget, pourtant fabriqué sur-mesure et fermé ($Ma = \infty$), présente une forme tronquée dans sa partie distale, destinée à dégager la zone temporo-mandibulaire et à améliorer le confort vocal du porteur. Cette géométrie

particulière réduit la surface de contact en fond de conduit et ouvre potentiellement une voie de fuite acoustique non négligeable, qui pourrait expliquer ses performances intermédiaires malgré sa masse acoustique qui est infinie.

En clair, la masse acoustique d'un système peut se voir fortement diminuer en cas d'une mauvaise étanchéité du couplage acoustique endo-auriculaire, expliquant une intelligibilité dans le bruit réduite malgré une masse acoustique de l'embout théoriquement infinie.

Transmission mécanique de l'onde sonore

Au-delà de l'ajustement géométrique, un second phénomène entre en jeu : la transmission mécanique de l'onde sonore à travers les parois du couplage. Même en l'absence d'évent ($Ma = \infty$) et en supposant une parfaite étanchéité latérale, un matériau trop fin ou trop souple peut vibrer sous l'effet de la pression acoustique externe et transmettre ses vibrations vers l'intérieur (Feed-Forward), ou inversement (Feed-Back). Ce phénomène, négligé dans nos modélisations théoriques, devient en fait non négligeable lorsque l'épaisseur la paroi est faible.

Pour étudier cet effet, une série de mesure a été réalisée sur des embouts nugget de masse acoustique constante ($Ma = \infty$) mais dont seule l'épaisseur de la paroi distale varie. Le graphique ci-dessous montre que l'amincissement progressif de la paroi entraîne une diminution du REOG, traduisant une moins bonne occlusion acoustique.

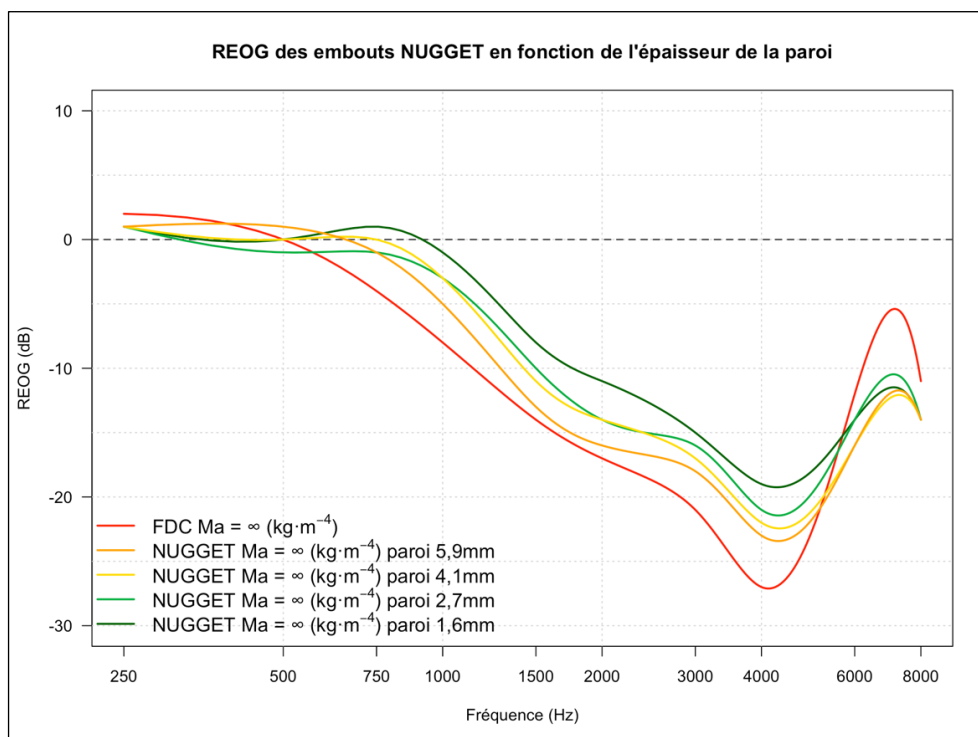


Figure 22 : REOG des embouts NUGGET en fonction de l'épaisseur de la paroi distale

Les mesures indiquent qu'à 1000Hz, une réduction de l'épaisseur de la paroi de 5,9mm à 1,6mm peut entraîner une perte d'atténuation de 7dB. Cette diminution de l'efficacité occlusive ne s'explique ni par un changement de masse acoustique (constante ici), ni par une modification de forme, mais uniquement par la capacité du matériau à vibrer sous l'effet de l'onde sonore. On parle ici de transmission mécanique passive de l'onde sonore à travers une paroi. Ce constat renforce l'idée qu'il ne suffit pas de qualifier un embout de « fermé » pour en garantir l'efficacité : l'épaisseur, la rigidité et la capacité vibratoire du couplage doivent aussi être prises en compte.

Profil audiométrique

Au-delà des caractéristiques propres au couplage, les performances d'intelligibilité dans le bruit apparaissent également influencées par le profil audiométrique du sujet. Les audiogrammes standardisés S2, N3 et N4 utilisés dans cette étude présentent des configurations contrastées.

Pour le profil S2, une audition résiduelle correcte est conservée dans les basses et moyennes fréquences (250 – 2000Hz). Comme développé en partie théorique, ce sont précisément ces bandes critiques qui participent fortement à l'intelligibilité de la parole. Ainsi, l'aide auditive, même en présence d'un événement, amplifie le signal vocal encore partiellement exploitable par le système auditif résiduel, ce qui explique les performances relativement élevées observées avec la majorité des couplages.

Pour N3, la perte auditive est plus homogène sur le spectre, incluant les fréquences médianes (500 – 2000Hz), essentielles à la transmission des indices phonétiques et prosodiques (Drullman et al., 1994; Moore, 2007). Cette atteinte cochléaire plus large limite la capacité du sujet à extraire l'information vocale, même après amplification.

Chez N4, la dégradation est encore plus sévère et globale : les seuils auditifs dépassent 60dB HL dès 250Hz et s'élèvent jusqu'à 100dB HL au-delà de 3000Hz. L'ensemble des bandes fréquentielles critiques pour l'intelligibilité est affecté, incluant à la fois les indices prosodiques, syllabiques et formantiques. Ainsi, même après correction auditive, la capacité de traitement central reste limitée. Les performances maximales d'intelligibilité atteignent alors un plafond plus bas que pour S2 et N3, même avec des couplages fermés.

À cela s'ajoute un mécanisme lié au fonctionnement de la compression statistique intégrée dans l'aide auditive. En situation de RSB positif, c'est-à-dire lorsque le niveau de la parole est supérieur à celui du bruit, la compression a pour effet de réduire l'intensité des crêtes du signal vocal tout en laissant le bruit relativement inchangé, celui-ci étant plus stable dans le temps. Ce traitement induit donc une réduction du RSB à la sortie de l'aide auditive, en diminuant la dynamique naturelle de la parole (Naylor & Johannesson, 2009). Ce phénomène a été confirmé à la fois par des modèles d'intelligibilité (Kates & Arehart, 2014) et par des tests perceptifs (Alexander & Masterson, 2015; Souza et al., 2012; Stone & Moore, 2004). Chez les profils N3 et N4, cette réduction du contraste vocal est d'autant plus problématique que l'audition résiduelle est faible dans les bandes utiles. De plus, un couplage ouvert, en laissant entrer directement une portion du bruit ambiant via Feed-Forward, contourne les traitements prothétiques de réduction de bruit ou de directivité. Ainsi, malgré un RSB initialement favorable,

l'intelligibilité peut paradoxalement s'effondrer, car le signal perçu est à la fois altéré par la compression, pollué par du bruit non traité, et exploité par un système auditif déficient. L'anti-Larsen peut aussi s'avérer délétère puisqu'il limite la puissance de l'appareil (cf. courbes dôme Open, OpenBass chez le sujet N4) Chez S2 au contraire, la meilleure préservation des bandes graves et moyennes permet de tirer parti des indices vocaux résiduels, même si le bruit entre par l'évent. Le traitement prothétique reste donc exploitable, et l'effet de la compression rapide, bien que présent, n'induit pas de dégradation aussi marquée de l'intelligibilité que pour une perte auditive N3.

LIMITES

Cette étude présente néanmoins certaines limites qu'il convient de souligner.

Tout d'abord, bien que l'indice HASPIv2 permette une modélisation avancée de l'intelligibilité en simulant les processus cochléaires, il reste un indicateur objectif et n'évalue pas directement la perception/compréhension subjective des patients.

De plus, certains niveaux de masse acoustique (notamment 25k et 50k) n'ont pas pu être réalisés, l'imprimante 3D ne réalisant des événements d'un diamètre inférieur à 0,8mm. Cela réduit l'exploration des masses acoustiques pour ce mémoire.

CONCLUSION

Les résultats de ce travail confirment l'influence déterminante de la masse acoustique du couplage endo-auriculaire sur les performances dans le bruit des aides auditives. Plus l'embout assure une occlusion efficace du conduit auditif, plus l'appareil est en mesure de délivrer un signal optimisé, pleinement exploitable par le système auditif résiduel du patient.

Cependant, si un couplage acoustique très occlusif maximise objectivement les performances audioprothétiques, il s'accompagne fréquemment d'un inconfort subjectif lié à l'autophonation. Cette sensation de résonance de sa propre voix, décrite par de nombreux patients, peut rapidement limiter l'acceptabilité d'un embout très occlusif dans la pratique quotidienne. Ce compromis permanent entre efficacité acoustique et confort subjectif constitue l'un des enjeux centraux de l'adaptation en audioprothèse.

Dans de nombreux cas cliniques, la priorité donnée au confort vocal et à la tolérance du port prolongé amène ainsi l'audioprothésiste à opter pour des couplages plus ouverts, même au prix d'une légère dégradation de l'intelligibilité dans le bruit. L'enjeu devient alors de trouver le meilleur équilibre possible pour chaque patient, en tenant compte de son profil auditif et de ses attentes subjectives.

L'intelligibilité de la parole dans le bruit dépend en réalité de multiples paramètres combinés. Lorsque la masse acoustique diminue, que ce soit par l'ouverture de l'évent, la présence de fuites latérales, la transmission mécanique des parois ou encore la forme de l'embout, la capacité globale de l'appareillage à transmettre un signal optimal s'en trouve réduite. À ces facteurs s'ajoutent l'acoustique de l'environnement d'écoute, la qualité d'élocution de l'interlocuteur et la sévérité de la perte fonctionnelle cochléaire du malentendant. Enfin, comme l'a montré Pauline BARON, les performances objectives pures des aides auditives ne sont pas toujours exploitées par les malentendants.

Au fond, plus nous cherchons à comprendre et préserver l'intelligibilité, plus nous découvrons les nombreux mécanismes qui contribuent à la fragiliser.

PROJET PERSONNEL

Dans le cadre ce mémoire, un projet personnel a été mené : la conception et la mise en ligne d'une application interactive permettant de simuler les pertes d'intelligibilité liées à la transmission directe via l'évent, en fonction du type de couplage acoustique choisi. Ce simulateur a été développé avec le langage R, dans le but de proposer un outil pédagogique accessible.

L'interface permet à l'utilisateur de sélectionner différents types d'embouts auriculaires (FDC, Dômes Open, OpenBass, Power) et dans le cas du FDC, ajuster dynamiquement le diamètre et la longueur de l'évent. En réponse, l'application calcule instantanément la Masse Acoustique, puis calcul pour chaque fréquence, la réponse de la fonction de transfert du Feed-Forward. Deux courbes sont affichées : l'une représentant l'énergie acoustique transmise au travers de l'évent, l'autre représentant la part de cette transmission affectant l'intelligibilité, pondérée selon la norme SII (ANSI, 1997)

L'application estime un pourcentage global d'intelligibilité non traitée (par entrée directe ou Feed-Forward), reflétant la quantité d'information verbale qui contourne les traitements numériques de l'aide auditive.

L'outil est disponible en ligne à l'adresse et Qr-code suivant :



https://loancarreno.shinyapps.io/mon_appli_influence_event/

L'application est limitée à 25 heures d'activité par mois. Le code R local peut être transmis sur demande à : loan.carreno@gmail.com

BIBLIOGRAPHIE

- Alexander, J. M., & Masterson, K. (2015). Effects of WDRC release time and number of channels on output SNR and speech recognition. *Ear and Hearing*, 36(2), e35-49. <https://doi.org/10.1097/AUD.0000000000000115>
- ANSI. (1997). *Methods for the Calculation of the Speech Intelligibility Index* [ANSI S3.22-1996].
- Beranek, L. L. (1954). *Acoustics* (Vol. 19). McGraw-Hill Book Company.
- Beranek, L. L. & Tim Mellow. (2012). *Acoustics : Sound Fields and Transducers*. Academic Press.
- Bozkurt, A. (2008). A lumped-circuit model for the radiation impedance of a circular piston in a rigid baffle. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 55(9), 2046-2052. <https://doi.org/10.1109/TUFFC.896>
- Curran, J. (2012). *A forgotten technique for resolving the occlusion effect*.
- Denk, F., Hieke, T., Roberz, M., & Husstedt, H. (2023). Occlusion and coupling effects with different earmold designs—All a matter of opening the ear canal? *International Journal of Audiology*, 62(3), 227-237. <https://doi.org/10.1080/14992027.2022.2039966>
- Derek J. Stiles. (s. d.). *Speech Intelligibility Index (SII)*. <https://doi.org/10.4135/9781483380810.n575>
- Dillon, H. (2012). *Hearing aids* (2. ed). Boomerang Press.
- Douglas H. Keefe. (1984). Acoustical wave propagation in cylindrical ducts : Transmission line parameter approximations for isothermal and nonisothermal boundary conditions. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 75(1), 58-62. <https://doi.org/10.1121/1.390300>
- Drullman, R., Festen, J. M., & Plomp, R. (1994). Effect of temporal envelope smearing on speech reception. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 95(2), 1053-1064. <https://doi.org/10.1121/1.408467>
- Elliott, T. M., & Theunissen, F. E. (2009). The modulation transfer function for speech intelligibility. *PLoS Computational Biology*, 5(3), e1000302. <https://doi.org/10.1371/journal.pcbi.1000302>
- Fastl, H. & Eberhard Zwicker. (2007). *Psychoacoustics : Facts and Models*. Springer Science & Business Media.

H. Fletcher. (1948). The perception of speech and its relation to telephony. *Science (New York, N.Y.)*, 108(2816), 682.

Hamilton, M. (2023, septembre 6). Hearing Aid Delay : Two /i/ or Not Two /i/? *The Hearing Review*. <https://hearingreview.com/hearing-products/hearing-aids/hearing-aid-delay-two-i-or-not-two-i>

Houtsma, A. J. M., & Goldstein, J. L. (1972). The Central Origin of the Pitch of Complex Tones : Evidence from Musical Interval Recognition. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 51(2B), 520-529. <https://doi.org/10.1121/1.1912873>

James M. Kates. (2023). Extending the Hearing-Aid Speech Perception Index (HASPI) : Keywords, sentences, and context. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 153(3), 1662. <https://doi.org/10.1121/10.0017546>

J.M. Kates & K.H. Arehart. (2022). An overview of the HASPI and HASQI metrics for predicting speech intelligibility and speech quality for normal hearing, hearing loss, and hearing aids. *Hearing Research*, 426. Scopus. <https://doi.org/10.1016/j.heares.2022.108608>

Kates, J. M. (2008). The Electroacoustic System. In *Digital Hearing Aids* (1^{re} éd., p. 51-74). Plural Publishing. <https://www.pluralpublishing.com/publications/digital-hearing-aids>

Kates, J. M., & Arehart, K. H. (2014). The Hearing-Aid Speech Perception Index (HASPI). *Speech Communication*, 65, 75-93. <https://doi.org/10.1016/j.specom.2014.06.002>

Kristopher Hewitt. (2024, avril 3). The Speech Intelligibility Index (SII). *Pacific Audiology Group*. <https://pacificaudiologygroup.com/the-speech-intelligibility-index/>

Kuk, F., & Keenan, D. (2006). How do vents affect hearing aid performance? *Hearing Review*, 13(2), 34.

Lelic, D., Stiefenhofer, G., Lundorff, E., & Neher, T. (2022). Hearing aid delay in open-fit devices : Preferred sound quality in listeners with normal and impaired hearing. *JASA Express Letters*, 2(10), 104803. <https://doi.org/10.1121/10.0014950>

M. C. Botte, G. Canévet, Demany, L., & Sorin, C. (1989). *Psychoacoustique et perception auditive* / M.C. Botte, G. Canévet, L. Demany, C. Sorin. INSERM. Paris. <https://pad.philharmoniedeparis.fr/pad/doc/ALOES/0950972/psychoacoustique-et-perception-auditive-m-c-botte-g-canevet-l-demany-c-sorin>

M. R. Stinson. (1985). The spatial distribution of sound pressure within scaled replicas of the human ear canal. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 78(5), 1596-1602. <https://doi.org/10.1121/1.392797>

Moore, B. C. J. (2007). *Cochlear Hearing Loss : Physiological, Psychological and Technical Issues*. John Wiley & Sons.

Moore, B. C. J. (2012). *An Introduction to the Psychology of Hearing*. BRILL.

Morse, P. M., & Ingard, K. U. (1986). *Theoretical Acoustics*. Princeton University Press.

N. R. French & J. C. Steinberg. (1947). Factors Governing the Intelligibility of Speech Sounds. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 19(1), 90-119. <https://doi.org/10.1121/1.1916407>

Naylor, G., & Johannesson, R. B. (2009). Long-term signal-to-noise ratio at the input and output of amplitude-compression systems. *Journal of the American Academy of Audiology*, 20(3), 161-171. <https://doi.org/10.3766/jaaa.20.3.2>

Pavlovic, C. (2006). The speech intelligibility index standard and its relationship to the articulation index, and the speech transmission index. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 119(5_Supplement), 3326. <https://doi.org/10.1121/1.4786372>

Pavlovic, C. V. (1987). Derivation of primary parameters and procedures for use in speech intelligibility predictions. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 82(2), 413-422. <https://doi.org/10.1121/1.395442>

Pierce, A. D. (2019). *Acoustics : An Introduction to Its Physical Principles and Applications*. Springer.

R. Drullman, J. M. Festen, & Plomp, R. (1994). Effect of temporal envelope smearing on speech reception. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 95(2), 1053-1064. <https://doi.org/10.1121/1.408467>

Rossing, T. (2007). *Springer Handbook of Acoustics*. Springer Science & Business Media.

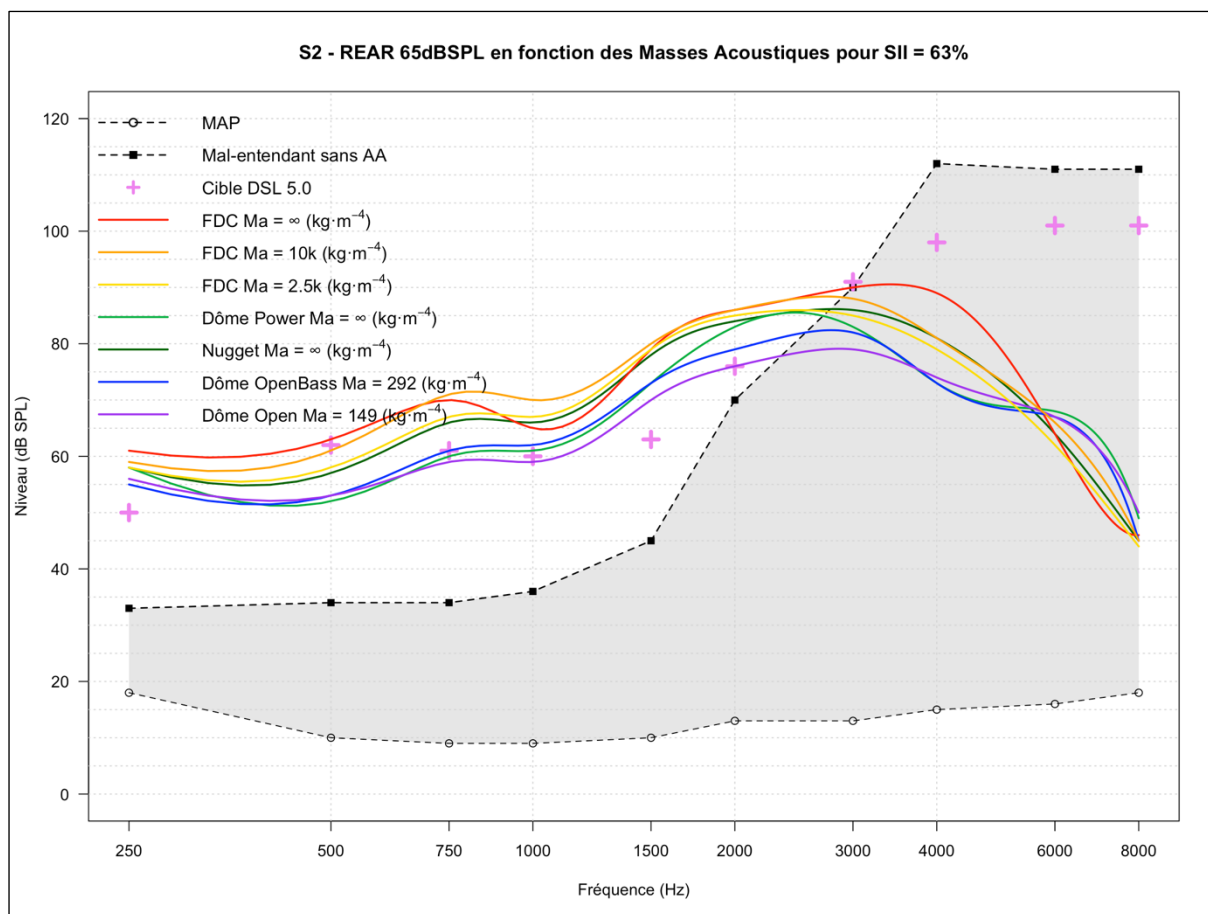
Seebeck, S. (1841). Beobachtungen über einige Bedingungen der Entstehung von Tönen. *Annalen der Physik und Chemie*, 53(9), 417-436.

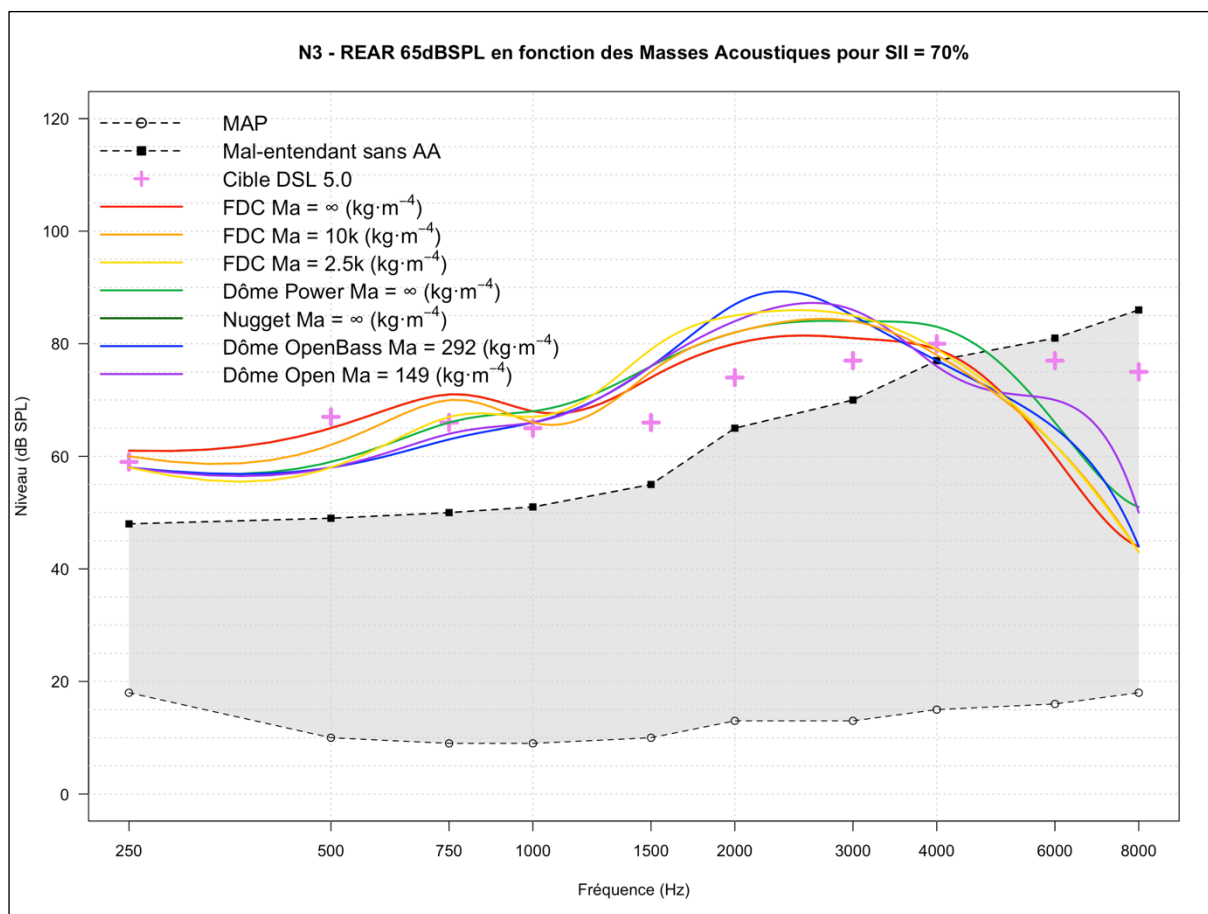
Shaw, E. A. G. (1974). The External Ear. In H. W. Ades, A. Axelsson, I. L. Baird, G. v. Békésy, R. L. Boord, C. B. G. Campbell, O. Densert, D. H. Eldredge, H. Engström, J. Fex, J. M. Harrison, O. W. Henson, M. E. Howe, S. Iurato, A. Michelsen, A. R. Møller, R. R. Pfeiffer, S. Rauch, I. Rauch, ... W. D. Neff (Éds.), *Auditory System : Anatomy Physiology (Ear)* (p. 455-490). Springer. https://doi.org/10.1007/978-3-642-65829-7_14

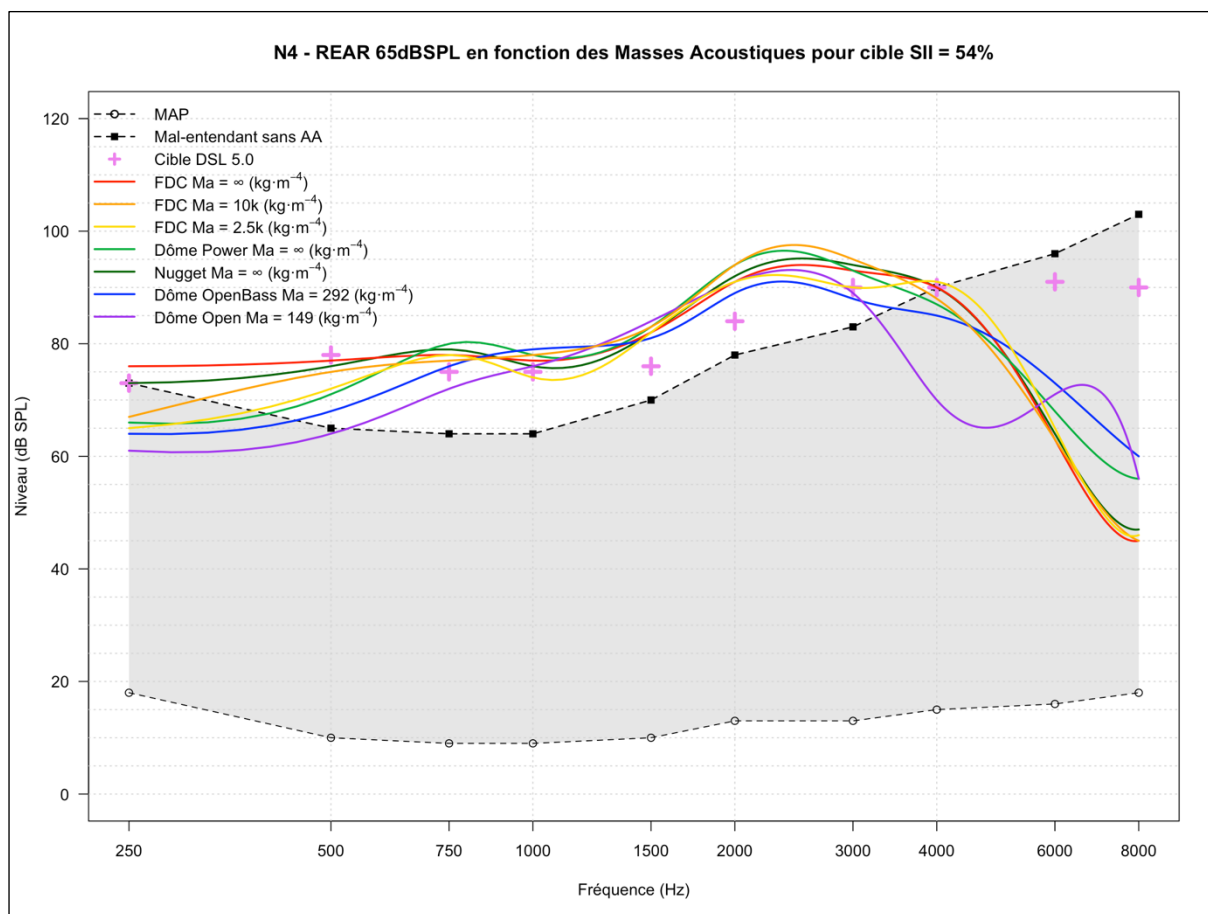
Simon Kersten, Chalotorn Möhlmann, & Michael Vorländer. (2023). Finite element simulation of the ear canal wall vibrations. *Institute for Hearing Technology and Acoustics, RWTH Aachen University, Germany*.

-
- Simon Kersten, Franck Sgard, & Vorländer, M. (2024). Impact of the ear canal motion on the impedance boundary conditions in models of the occlusion effect. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 155(1), 56-67. <https://doi.org/10.1121/10.0024244>
- Souza, P., Hoover, E., & Gallun, F. (2012). Application of the envelope difference index to spectrally sparse speech. *Journal of Speech, Language, and Hearing Research: JSLHR*, 55(3), 824-837. [https://doi.org/10.1044/1092-4388\(2011/10-0301\)](https://doi.org/10.1044/1092-4388(2011/10-0301))
- Speech Intelligibility Index: A Comprehensive Guide*. (s. d.). Consulté 13 mars 2025, à l'adresse <https://www.e3diagnostics.com/blog/speech-intelligibility-index>
- Stone, M. A., & Moore, B. C. J. (2004). Side effects of fast-acting dynamic range compression that affect intelligibility in a competing speech task. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 116(4 Pt 1), 2311-2323. <https://doi.org/10.1121/1.1784447>
- Sungmin Lee, Lisa Lucks Mendel, & Bidelman, G. M. (2019). Predicting Speech Recognition Using the Speech Intelligibility Index and Other Variables for Cochlear Implant Users. *Journal of Speech, Language, and Hearing Research: JSLHR*, 62(5), 1517-1531. https://doi.org/10.1044/2018_JSLHR-H-18-0303
- Wiener, F. M., & Ross, D. A. (1946). The Pressure Distribution in the Auditory Canal in a Progressive Sound Field. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 18(1_Supplement), 248. <https://doi.org/10.1121/1.1902437>
- Zhang, X., Royston, T. J., Mansy, H. A., & Sandler, R. H. (2001). Radiation impedance of a finite circular piston on a viscoelastic half-space with application to medical diagnosis. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 109(2), 795-802. <https://doi.org/10.1121/1.1334598>
- Zhou, M., Soleimanpour, R., Mahajan, A., & Anderson, S. (2024). Hearing Aid Delay Effects on Neural Phase Locking. *Ear and Hearing*, 45(1), 142-150. <https://doi.org/10.1097/AUD.0000000000001408>
- Zwislocki, J. (1962). Analysis of the Middle-Ear Function. Part I: Input Impedance. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 34(9B), 1514-1523. <https://doi.org/10.1121/1.1918382>

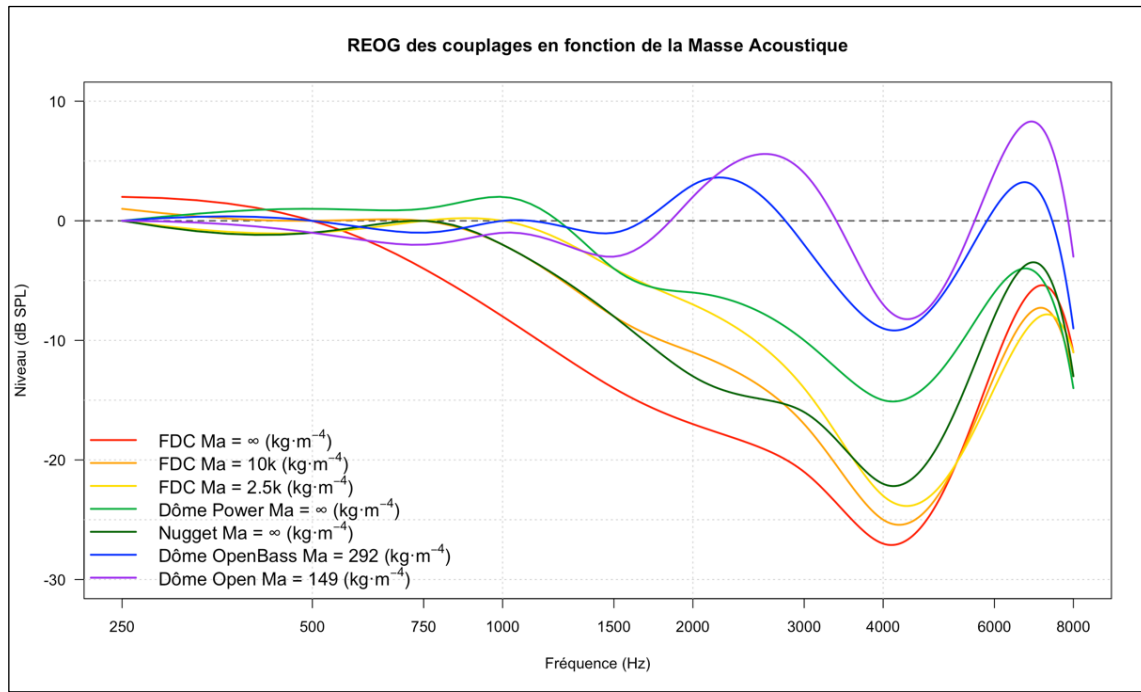
ANNEXES



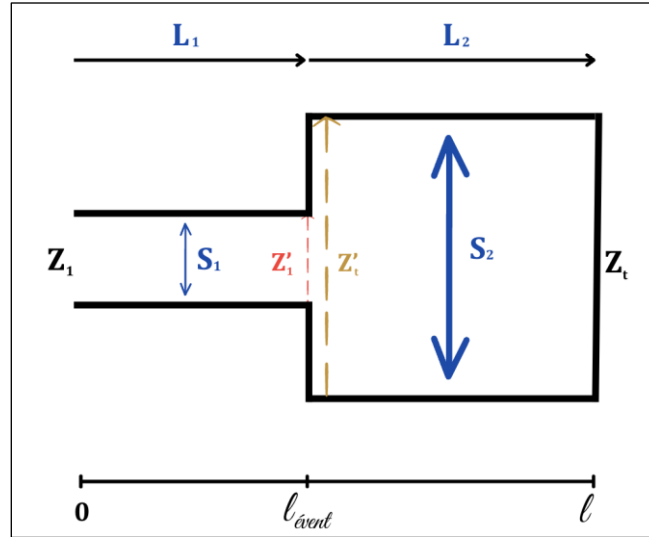




Lors du développement mon application, nous nous sommes donné comme objectif de théoriser tous les phénomènes physiques liés au couplage. Xavier DELERCE, et moi-même nous sommes questionnés au sujet d'un phénomène mystérieux survenu lors de la mesure du REOG des couplages acoustiques testé pour ce mémoire.



Sur ce graphique, nous voyons un pic de résonance survenant à environ 7000Hz, pour chaque type de couplage acoustique. **Quelle est cette résonance et à quel phénomène physique est-elle liée ?** C'est ce que Xavier DELERCE, Luc FOREST, et moi-même avons essayé de répondre à l'aide des impédances ramenées réduites dont je vous partage le raisonnement et calculs :



Tympan ramené à S_2 :

$$z_t = \frac{Z_t}{Z_{as_2}} = \frac{1}{j\omega C_t \rho c} \frac{S_2}{S_1}$$

Propagation dans la cavité (S_2, L_2) jusqu'au changement de section (ramené à S_2) :

$$z'_t = \frac{z_t + j \tan(kL_2)}{1 + j \cdot z_t \cdot \tan(kL_2)} = \frac{\frac{S_2}{\rho c \omega C_t} - j \tan(kL_2)}{j \left(1 + \frac{S_2}{\rho c \omega C_t} \cdot \tan(kL_2) \right)}$$

Changement de section (S_2 vers S_1)

$$z'_1 = \frac{Z_{as_2}}{Z_{as_1}} z'_t = \frac{S_1}{S_2} z'_t = \frac{S_1}{S_2} \frac{\frac{S_2}{\rho c \omega C_t} - j \tan(kL_2)}{j \left(1 + \frac{S_2}{\rho c \omega C_t} \cdot \tan(kL_2) \right)}$$

Propagation dans l'évent (S_1, L_1), jusqu'à l'entrée (ramenée à S_1)

$$z_1 = \frac{z'_1 + j \tan(kL_1)}{1 + j \cdot z'_1 \cdot \tan(kL_1)}$$

On obtient donc l'équation finale :

$$z_1 = \frac{\frac{S_1}{S_2} \left(\frac{S_2}{\rho c \omega C_t} - j \tan(kL_2) \right) - \tan(kL_1) \left(1 + \frac{S_2}{\rho c \omega C_t} \cdot \tan(kL_2) \right)}{j \left(1 + \frac{S_2}{\rho c \omega C_t} \cdot \tan(kL_2) + \frac{S_1}{S_2} \tan(kL_1) \left(\frac{S_2}{\rho c \omega C_t} - j \tan(kL_2) \right) \right)}$$

On sait que $z_1 = 0$ puisque pression nulle en entrée. On obtient donc l'équation :

$$\frac{S_1}{S_2} \left(\frac{S_2}{\rho c \omega C_t} - j \tan(kL_2) \right) - \tan(kL_1) \left(1 + \frac{S_2}{\rho c \omega C_t} \cdot \tan(kL_2) \right) = 0$$

Avec $\omega = ck$, on obtient :

$$\tan(kL_1) = \frac{S_1 \frac{S_2}{\rho c^2 C_t k} - j \tan(kL_2)}{S_2 \left(1 + \frac{S_2}{\rho c^2 C_t k} \cdot \tan(kL_2) \right)}$$

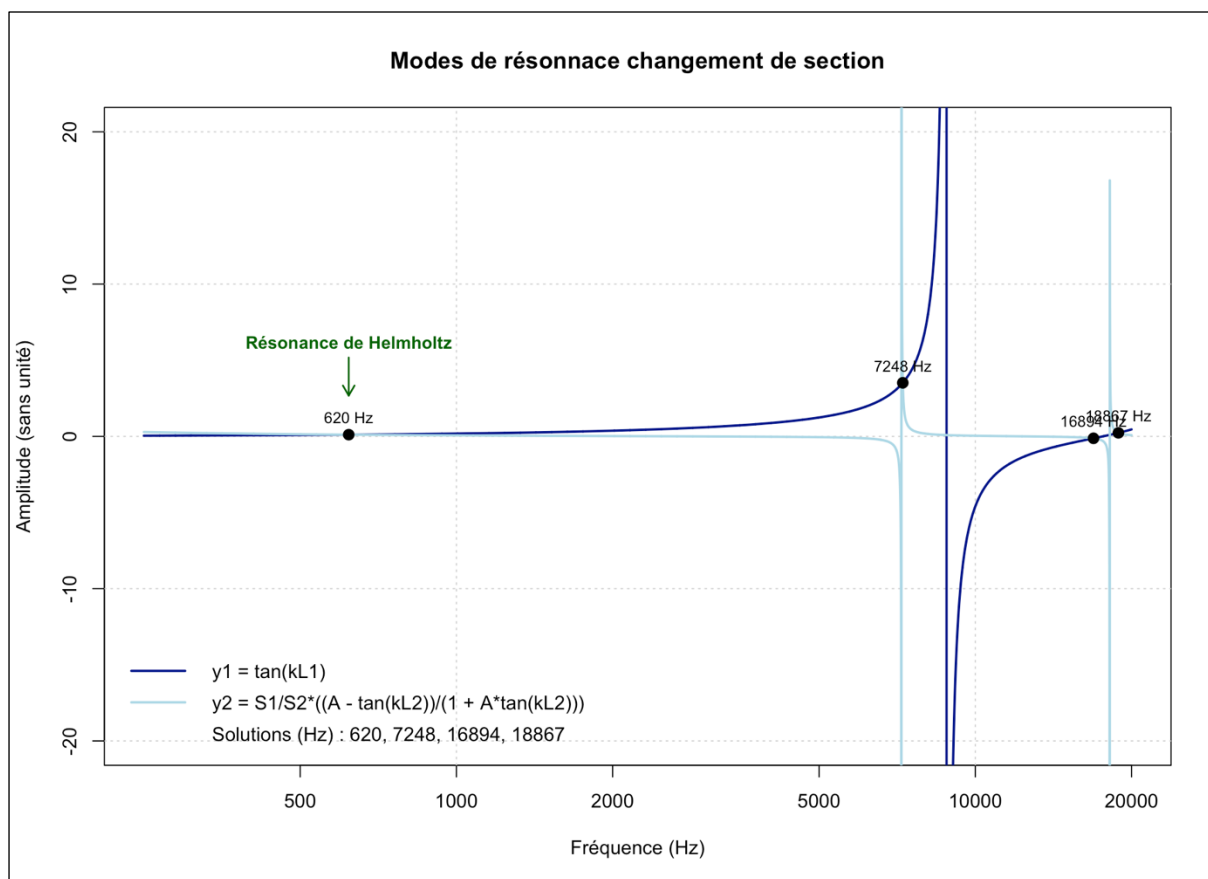
À partir de cette équation, nous allons tracer sur un même graphique, les courbes :

- $y_1 = \tan(kL_1)$
- $y_2 = \frac{S_1 \frac{S_2}{\rho c^2 C_t k} - j \tan(kL_2)}{S_2 \left(1 + \frac{S_2}{\rho c^2 C_t k} \cdot \tan(kL_2) \right)}$

L'intersection de ces deux courbes donnent les résonances du système.

Voici un exemple de courbe pour les paramètres suivants :

```
c <- 352; rho <- 1.13; Ct <- 5.7e-12
d_event <- 1.5      # mm
L1 <- 10e-3         #longueur évent mm
L2 <- 25e-3 - L1
S1 <- (pi * (d_event/2)^2) * 1e-6
S2 <- 38.48451001e-6
```



ABSTRACT

INTRODUCTION : L'intelligibilité de la parole dans le bruit reste un enjeu majeur en audioprothèse malgré les progrès des algorithmes embarqués (réduction de bruit, directivité, compression...). Au cœur de cette problématique se trouve un élément souvent négligé : le couplage acoustique endo-auriculaire, dont les caractéristiques mécano-acoustiques influencent directement le signal traité par l'aide auditive.

PROBLÉMATIQUE : Quel est l'effet de la Masse Acoustique du couplage endo-auriculaire sur les performances dans le bruit des aides auditives ?

MÉTHODE : Sept embouts ont été modélisés avec des masses acoustiques croissantes (149 kg.m^{-4} à ∞), puis testés sur une oreille artificielle d'un mannequin acoustique (CARL) à l'aide de l'indice objectif HASPIv2. Trois audiogrammes normalisés ont été utilisés (S2, N3, N4) pour représenter des profils auditifs distincts. Les performances d'intelligibilité ont été évaluées à plusieurs rapports signal/bruit (RSB).

RÉSULTATS : Une masse acoustique élevée favorise l'intelligibilité (prédite) dans le bruit, avec un pic de performance de -3dB de RSB. Cependant, certains embouts théoriquement fermés (ex. dôme power, nugget) se révèlent parfois moins performants que des embouts Fond De Conque ventilés, en raison de fuites latérales et de transmission mécanique à travers des parois fines. Le bénéfice attendu varie aussi selon le profil audiométrique : les sujets simulés S2 tirent davantage parti de l'amplification que les N3 ou N4, en raison d'une meilleure préservation cochléaire des bandes fréquentielles utiles.

CONCLUSION : L'étude démontre que la masse acoustique d'un embout améliore significativement la performance prothétique. Bien qu'essentielle, d'autres facteurs tels que l'étanchéité latérale, la rigidité des matériaux et la forme de l'embout (ex. FDC, Canule, Nugget, Dôme...) modulent la prédiction d'intelligibilité dans le bruit. Si les couplages plus fermés sont bénéfiques à l'intelligibilité, ils peuvent générer un inconfort (autophonation) compromettant leur acceptabilité. La sélection du couplage reste donc un compromis entre efficacité et confort.

MOTS CLÉS : Couplage endo-auriculaire, Masse acoustique, Intelligibilité dans le bruit, Feed-Forward, Fuite acoustique, HASPIv2.