Université Claude Bernard Lyon 1

INSTITUT DES SCIENCES ET TECHNIQUES DE LA READAPTATION

_____

Directeur Professeur Jacques LUAUTE

_____

UTILITÉ DES MESURES DES PROPRIÉTÉS ACOUSTIQUES DE LA « CAVITÉ RÉSIDUELLE » POUR COMPRENDRE LES RÉGLAGES AUDIOPROTHÉTIQUES

MEMOIRE présenté pour l'obtention du

DIPLOME D'ETAT D'AUDIOPROTHESISTE

par

BALESTRA Clara

Autorisation de reproduction

LYON, le

18 Octobre 2024

David COLIN
Responsable de l'Enseignement

N° 1006

Université Claude Bernard Lyon 1

Président
Pr Frédéric FLEURY

Vice-président CFVU
M. Christophe VITON

Vice-président CA
M. CHEVALIER Philippe

Vice-président CS
M. MORNEX Jean-François

Directeur Général des Services
M. ROLLAND Pierre

Secteur Santé

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

U.F.R d'Odontologie
Directeur
Pr. MORIN Jean-Christophe

U.F.R de Médecine Lyon-Sud Charles Mérieux
Directeur
Pr PAPAREL Philippe

Institut des Sciences Pharmaceutiques et Biologiques
Directeur
Pr DUSSART Claude

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

Institut des Sciences et Techniques de Réadaptation
Directeur
Pr LUAUTE Jacques

Comité de Coordination des Etudes Médicales (CCEM)
PR BURILLON Carole

Université Claude Bernard Lyon 1

Secteur Sciences et Technologies

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

Institut des Sciences Financières et d'Assurance (I.S.F.A.)
Administrateur provisoire
M. ROBERT Christian

Institut National Supérieur du Professorat et de l'éducation (INSPé)
Directeur
M. CHAREYRON Pierre

UFR de Sciences
Directeur
M. ANDRIOLETTI Bruno

POLYTECH LYON
Directeur
Pr PERRIN Emmanuel

IUT LYON 1
Directeur
M. MASSENZIO Michel

Observatoire astronomique de Lyon
Directeur
M. GUIDERDONI Bruno

UFR Biosciences
Directrice
Mme GIESELER Kathrin

Département Génie Electrique et des procédés (GEP)
Directrice
Mme CAVASSILA Sophie

Département informatique
Directrice
Mme BOUAKAZ BRONDEL Saida

Département Mécanique
Directeur
M. BUFFAT Marc

REMERCIEMENTS

Je tiens tout d'abord à remercier mon maître de stage et maître de mémoire **Monsieur Romain BONAZZA** pour son accompagnement et son investissement durant l'élaboration de cette étude. Je le remercie d'avoir accepté de m'accueillir au sein du centre Audition Conseil Charpennes ainsi que de m'avoir aidée et soutenue tout au long de la réalisation de ce mémoire.

Un grand merci à **Madame Annie MOULIN** pour la mise à disposition du matériel et à **Monsieur Christophe MICHEYL** pour sa constante disponibilité, la richesse de ces explications et son implication indéniable.

Mes remerciements vont également à mon responsable de mémoire **Monsieur David COLIN**, à **Monsieur Fabien SELDRAN** et à **Monsieur Jean-Baptiste LEMASSON** qui ont été d'une aide précieuse pour la réalisation de ce mémoire.

C'est avec beaucoup de reconnaissance que j'adresse mes remerciements aux **patients du centre de Charpennes** qui ont accepté de donner de leur temps pour participer à cette étude. Merci à eux pour leur patience et leur implication durant la réalisation des tests.

Je remercie également **l'équipe pédagogique du département d'audioprothèse de l'Université Lyon 1** pour la qualité des enseignements délivrés. Un grand merci à **Madame VILLALON** pour sa disponibilité sans faille.

Enfin, je remercie **mes proches** qui n'ont jamais cessé d'être présents pour moi à chaque épreuve.

Sommaire

I. Résumé 1

II. Introduction 2

III. Partie théorique 3

A. Rappel physique et biophysique de l'oreille externe et moyenne 3

1. Anatomie et physiologie 3
2. Résonnance et amplification 5

B. Objectif : le SPLogramme 19

1. Terminologie et signification 20
2. Première méthode : CDD + RECD 22
3. Deuxième méthode : REDD 24
4. Relation entre RECD et REDD 25

IV. Partie expérimentale 26

A. Objectif de l'étude 26

B. Considérations éthiques 26

C. Population étudiée 26

1. Groupes 26
2. Critères d'inclusion et d'exclusion 27

D. Hypothèses 28

E. Matériel utilisé 28

F. Méthode 29

V. Résultats 34

A. Seuil auditif moyen de l'échantillon testé 34

B. Variabilité interindividuelle des mesures d'oreille réelle 34

C. Réflectance et volume de la cavité résiduelle 37

D. Corrélations 40

VI. Discussions 43

A. Influence des dimensions de la cavité résiduelle et de l'impédance tympanique sur le RECD et REDD 43

B. Patients avec une pathologie de l'oreille moyenne 44

C. Limites de l'étude 45

VII. Conclusion 47

VIII. Bibliographie 48

IX. Annexes 54

I. Résumé

Ce mémoire a eu pour objectif d'évaluer l'utilité des mesures des caractéristiques de la cavité résiduelle pour mieux comprendre les réglages audioprothétiques. Nous nous sommes alors demandés s'il était possible d'expliquer la variabilité interindividuelle du RECD et du REDD sur la base des variations interindividuelles du volume de la cavité résiduelle.

Pour répondre à cette problématique, nous avons, dans un premier temps, évalué les réflectances des oreilles de nos sujets grâce au module MEPA3. A partir de ces mesures, le volume d'air de la cavité résiduelle et le volume du tympan dans les basses fréquences ont alors pu être calculés, nous permettant ainsi d'obtenir le volume total de la cavité résiduelle.

Dans un second temps, certaines mesures d'oreille réelle ont été réalisées. Ainsi, à travers le logiciel Otosuite de Natus, nous avons mesuré le RECD des oreilles de nos participants puis nous avons utilisé la Verifit 2 pour évaluer leur REDD à l'aide des inserts.

Finalement, nos résultats ont confirmé l'influence des caractéristiques de la cavité résiduelle sur le RECD et le REDD et donc sur le SPL au tympan.

Concrètement, le SPL au tympan tend à diminuer avec l'augmentation du volume de la cavité résiduelle comprenant le volume d'air et le volume du tympan.

II. Introduction

Lors de l'adaptation des aides auditives, plusieurs approches peuvent être réalisées pour proposer au patient un réglage adapté à sa perte d'audition.

Parmi elles, certains audioprothésistes décident d'opter pour la mesure in vivo. Utilisée conjointement à une méthodologie d'appareillage telle que NAL-NL2 ou DSL V5 par exemple, la mesure *In vivo* permet de mesurer objectivement le niveau de pression sonore à proximité du tympan (en anglais "SPL" signifiant Sound Pressure Level). De cette façon, l'audioprothésiste peut identifier avec précision les fréquences auxquelles le patient présente des difficultés et ajuste alors les aides auditives en conséquence. Ainsi, avec cette approche "sur mesure", on pourrait penser qu'en s'accolant aux cibles, notre réglage serait la solution adaptée pour le patient et que l'audibilité de la parole serait par conséquent garantie.

Néanmoins, il arrive parfois que nous ayons du mal à obtenir les résultats attendus.

Oui, la perception sonore dépend du SPL au tympan réel, mais ce dernier est-il une information suffisante pour parvenir à un réglage à la fois confortable et efficace ? N'y a-t-il pas d'autres éléments à analyser pouvant influencer cette variable ? Avons-nous pris en compte toutes les caractéristiques uniques de la cavité résiduelle du patient ? Qu'en est-il de l'impédance de l'oreille ?

Ainsi, l'objectif principal de ce mémoire est d'évaluer l'utilité des mesures des caractéristiques de cavité résiduelle pour mieux comprendre les réglages audioprothétiques.

III. Partie théorique

A. Rappel physique et biophysique de l'oreille externe et moyenne

1. Anatomie et physiologie

Le système auditif est organisé en 3 parties : l'oreille externe, moyenne et interne.

L'oreille externe se compose du pavillon, du conduit auditif externe et prend fin au niveau du tympan faisant le lien avec l'oreille moyenne. A ce dernier viennent s'articuler les 3 plus petits os du corps humain, le marteau, l'enclume et l'étrier permettant la transmission du son jusqu'à la fenêtre ovale, le début de l'oreille interne. L'oreille moyenne loge également la trompe d'Eustache, un canal assurant l'équilibre des pressions.

Le pavillon correspond à la partie visible à l'œil nu de l'oreille. Sa forme de coquille, ou de cornet acoustique, lui donne la configuration optimale pour recueillir les sons et les diriger vers le conduit auditif externe. Par sa structure cartilagineuse, le pavillon possède des reliefs qui lui attribuent trois fonctions regroupées sous le nom d'effet pavillonnaire. Le pavillon a tout d'abord une fonction de protection. Sa configuration permet d'éviter que certains objets pénètrent dans le conduit auditif externe et l'endommage. Sa deuxième fonction est d'amplifier les signaux sonores par l'intermédiaire de la conque aux alentours de 5000 Hz. Enfin, le pavillon joue un rôle majeur dans la localisation des sons de fréquences supérieures à 2000 Hz (Pujol, 2016).

Selon Aage R. Møller (2012), le conduit auditif externe (CAE), d'1⁄3 cartilagineux et de 2⁄3 osseux, correspond à un canal relativement court et courbé sous forme de S

d’en moyenne 25 mm de long et de 6mm de diamètre. Stinson et Lawton (1989) rapportent, eux, des longueurs de méats acoustiques allant de 27 à 35 mm pour des sujets adultes américains. En ce qui concerne le diamètre des CAE, dans la littérature, on retrouve également des variations avec des valeurs comprises entre 6 et 10 mm. Pour cette étude, nous choisissons de prendre 7,5 mm comme valeur moyenne du diamètre du CAE.

Concernant le rôle du méat acoustique externe, il permet également l’amplification du son mais, lui, aux alentours de 2000 Hz (Pujol, 2016).

L’élément créant une séparation entre l’oreille externe et la cavité de l’oreille moyenne est le tympan. Mince, élastique et résistante, de forme ovale et de couleur gris perle, la membrane tympanique vibre en réponse à l’onde sonore propagée par le conduit auditif externe.

Directement reliée au tympan par le marteau, la chaîne ossiculaire de l'oreille moyenne est mobilisée pour communiquer ces vibrations à une cavité remplie de liquide, la cochlée (Ugarteburu et al, 2022). L’oreille moyenne a alors pour fonction d'assurer le transfert des ondes sonores du milieu aérien du conduit auditif externe au milieu liquidien de la cochlée sans qu’il n’y ait de perte d’énergie acoustique. En effet, le milieu aérien de l’oreille externe a une impédance acoustique (résistance d’un milieu au passage d’une onde sonore) basse par rapport au milieu liquidien des fluides cochléaires qui lui a une impédance acoustique élevée. Ainsi, la chaîne des osselets joue le rôle essentiel d’adaptateur d’impédance sans lequel 99,9% de l’énergie acoustique transmise serait réfléchie. Cette perte correspondrait à environ 30 dB. (Dancer et al, 2018). Pour éviter ce phénomène, l’oreille moyenne joue le rôle d’amplificateur de pression par rapport de surface entre la membrane tympanique et la fenêtre ovale. En effet, la surface du tympan (56,7mm^2) est supérieure à celle de la

fenêtre ovale (3,2mm^2). D'où le rapport des surfaces de : 56,7 / 3,2 = 17,7. De cette façon, la pression qui s'exerce sur la fenêtre ovale est 17,7 x plus forte que celle qui s'exerce sur le tympan. De plus, l'oreille moyenne joue aussi le rôle d'amplificateur de force grâce à l'effet levier des osselets égale à un facteur 1,3. Ainsi, ces deux mécanismes conjugués, nous obtenons une amplification de l'ordre de 17,7 x 1,3 = 23 (Gelfand, 2016). De cette façon, l'oreille moyenne compense la différence entre l'impédance de l'air et celle des fluides en jouant un rôle d'amplification du son avec un gain proche de 30 dB, cette valeur pouvant légèrement varier d'un auteur à un autre. Cependant, l'oreille moyenne saine n'est pas un conducteur parfait de toutes les fréquences sonores, certaines fréquences recevant plus de gain que d'autres en fonction de l'impédance de l'oreille moyenne elle-même (AlMakadma et al, 2023).

Au sein de l'oreille moyenne, se trouve également la trompe d'Eustache, canal permettant la communication entre la caisse du tympan et le pharynx, notamment le nasopharynx. Elle a pour fonction d'égaliser les pressions entre l'oreille moyenne et la pression atmosphérique (Gelfand, 2016).

Ainsi, l'organe de l'audition collecte les ondes sonores par l'intermédiaire de l'oreille externe et plus particulièrement du pavillon. Propagées dans le conduit auditif externe, ces dernières font vibrer le tympan qui va, lui, transmettre cette vibration à la chaîne ossiculaire. Le marteau, l'enclume et l'étrier s'articulent alors et amplifient le son jusqu'à la fenêtre ovale, entrée de l'oreille interne. Puis, la cochlée convertit les vibrations sonores en impulsions nerveuses pour les conduire, à travers le nerf auditif, au cerveau. Ce dernier, se trouvant à la fin de cette chaîne transmissionnelle, a pour fonction de traiter le signal reçu (Pujol, 2016).

2. Résonnance et amplification

Comme nous l'avons vu précédemment, ce système de transmission du son

(pavillon, conduit auditif externe, oreille moyenne) induit des transformations au niveau du signal. De ce fait, le son, qui parvient à l'oreille interne, n'est pas identique au signal à proximité du pavillon. En effet, suivant les conditions anatomiques et physiologiques de l'oreille externe et moyenne, un son d'une fréquence déterminée sera plus ou moins amplifié. Par exemple, avec le vieillissement se produisent certaines modifications de l'oreille externe pouvant avoir un impact sur l'amplification de l'onde sonore, telles qu'une perte d'élasticité, une production accrue de cérumen, une croissance accrue des poils dans le conduit auditif externe et une augmentation de la taille du pavillon et de celle du conduit auditif externe. Dans l'oreille moyenne, on peut observer une rétraction de la membrane tympanique ainsi que des modifications arthritiques des articulations entre les osselets (Bastos et al, 2012).

a) Résonnance naturelle de l'oreille

La résonance naturelle de l'oreille découle de l'apport de différentes structures comme le décrit l'étude de Shaw en 1974 :

- Les phénomènes de résonance du pavillon étant très complexes, nous savons néanmoins, que ce dernier apporte une amplification de 3 dB entre 3 et 6 kHz.
- L'amplitude de résonance de la conque est, elle, de l'ordre de 10 dB à 5,5 kHz.
- Enfin, le conduit auditif externe amplifie le son sur une gamme comprise entre 2 et 3 kHz avec une amplitude d'environ 15 dB.

Cette amplification due à la résonance naturelle du conduit s'explique grâce à la physique des tubes, plus particulièrement la résonance de quart de longueur d'onde. En effet, le conduit auditif externe peut être modélisé comme un tube rempli d'air avec une extrémité ouverte et l'autre fermée par la membrane tympanique.

Ainsi, on peut associer ce modèle au tube de Kundt. Lorsque des ondes acoustiques sont émises par une source sonore à proximité de ce tube, des ondes stationnaires se

forment. En effet, l'onde incidente se réfléchit sur la membrane tympanique (dans le cas de notre conduit auditif) et se propage ensuite dans la direction opposée. On obtient alors la superposition de l'onde incidente et l'onde réfléchie (ayant chacune la même amplitude et la même fréquence) donnant alors un effet d'interférence. De ce fait, des résonances apparaissent avec des nœuds (point où l'onde est toujours nulle) et des ventres de pression (point où l'onde passe par un maximum). Chaque nœud ou ventre est séparé d'une distance correspondant au quart de la longueur d'onde. Si L est la longueur du tube, elle doit satisfaire à l'égalité L = λ /4, ce qui implique que les ondes sonores ayant une longueur d'onde quatre fois supérieure à la longueur du conduit seront le plus amplifiées.

Dans le conduit auditif, les ondes sonores se comportent de la même façon. La résonance principale provient ainsi du mode quart d'onde. En effet, seules les fréquences de résonance de quart de longueur d'onde sont situées dans la bande passante de la parole et ont un impact dans le gain prothétique. Les autres résonances ont des fréquences trop élevées. (Castermans et al, 2001 ; Raveau, 2008 ; Delcle, 2012)

Ainsi, calculons la résonance d'un CAE de taille standard :

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

Si L = 25 mm et v = 340 m.s-1 alors la fréquence de résonance est égale à 3400 Hz.

De toutes ces résonances, en résulte une amplification globale avec une bande passante large dont le pic de résonance, d'environ 25 dB, est situé pour les adultes aux environs de 3000 Hz selon Shaw (1974).

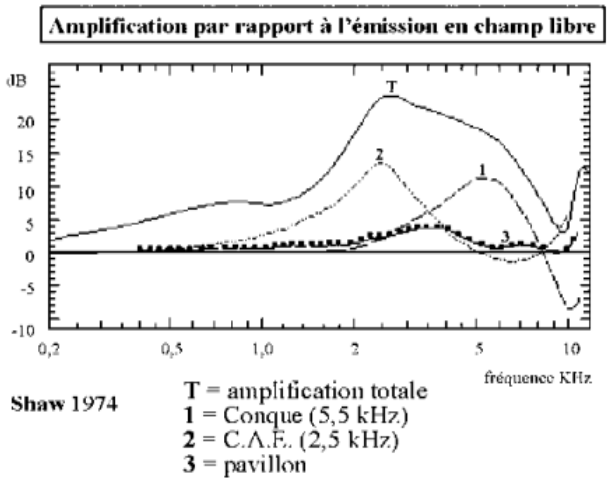


Figure 1: Influence des éléments de l'oreille externe sur sa résonnance naturelle d'après Shaw (1974)

Cette résonance de l'oreille est également appelée Gain Naturel de l'Oreille (GNO), (en anglais REUG : Real Ear Unaided Gain) et il correspond à la différence entre la pression acoustique à la proximité du tympan et celle au niveau du micro de référence. Chez les enfants, plusieurs études ont montré un REUG différent de celui des adultes dû à la différence de taille du CAE. Le pic de résonance est alors décalé vers les aigus à mesure que la longueur du conduit diminue (Kruger, 1987).

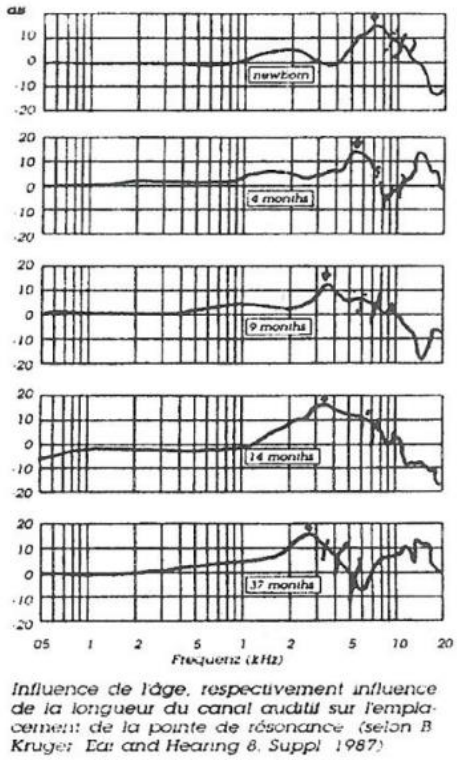


Figure 2: Gain naturel de l'oreille chez les enfants en fonction de leur âge

b) Caractéristique du CAE couplé à un embout

L'insertion d'un embout ou d'un dôme standard obture plus ou moins le méat acoustique externe et la conque en fonction du diamètre de l'évent, de la longueur et de l'étanchéité de l'embout. La résonance naturelle de l'oreille se trouve alors modifiée. Cette nouvelle configuration est comparable au résonateur d'Helmholtz.

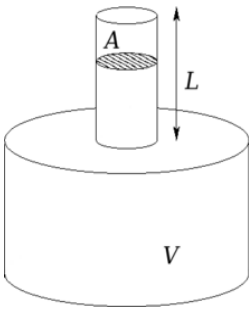
(1) Le résonateur d'Helmholtz

Le principe du résonateur d'Helmholtz peut se simplifier à une cavité cylindrique fermée, de volume V, reliée à l'extérieur par un tube court et étroit de longueur L et de section A, que l'on appelle col du résonateur.

Au contact d'une source extérieure, le résonateur entre en vibration. Les ondes sont ainsi soumises à un régime d'oscillations forcées qui absorbent l'énergie sonore et en ressortent de façon amplifiée à la fréquence de résonance du résonateur (Bossard et

al, 2020). Cette dernière dépend de la section du col et du volume de la cavité. Ainsi, en faisant varier ces paramètres, on modifie la fréquence propre du résonateur (Lecocq, 2007).

Pour calculer cette fréquence de résonance, une formule simple a été déterminée :



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

Figure 3: Schéma d'un résonateur d'Helmholtz (Wikipedia – Résonnance acoustique, 2023)

A présent, si l'on reprend notre conduit auditif couplé à un embout, on associe parfaitement ce modèle à celui du résonateur d'Helmholtz.

En effet, la cavité résiduelle comprise entre le tympan et l'embout correspond au cylindre du résonateur (de volume V) et l'évent est associé au col. L'introduction d'un embout plus ou moins long (L), avec un évent plus ou moins important (A), va donc influencer les caractéristiques acoustiques de la cavité résiduelle et de ce fait modifier la résonance du conduit auditif externe.

Ainsi, pour observer les caractéristiques acoustiques d'une cavité résiduelle et quantifier ses effets, la mesure in vivo est de nos jours le meilleur moyen de vérification. Pour ce faire, nous utiliserons la mesure du REOG (Real Ear Occluded Gain) permettant d'évaluer la perte d'insertion provoquée par l'embout par rapport au gain naturel de l'oreille. (Lemasson, 2022)

(2) La cavité résiduelle, ses caractéristiques uniques jouant un rôle sur le SPL au tympan

La cavité résiduelle est définie comme incluant la partie du conduit auditif externe allant du tympan (inclus) jusqu'à la sortie de l'écouteur sur la surface externe de l'embout ou dôme.

Comme vu précédemment, de nombreux paramètres influencent la résonance de cette cavité et par la même occasion le niveau de pression sonore délivré au tympan par l'aide auditive. Dans le domaine de l'audioprothèse, il s'agit là d'un réel problème car le niveau SPL au tympan est une variable acoustique primordiale, directement reliée au niveau d'amplification prothétique (principal facteur de l'efficacité prothétique) et ainsi au niveau de sortie des appareils auditifs. Par conséquent, il est important pour les audioprothésistes de comprendre les différents facteurs qui peuvent influencer cette variable.

Parmi eux, plusieurs caractéristiques constituant le volume de la cavité résiduelle jouent un rôle déterminant dans les variations du SPL au tympan entre oreilles :

- La longueur de la cavité résiduelle (déterminée par la longueur totale du CAE moins la profondeur de l'insertion de l'embout)
- Le diamètre de cette même cavité

Néanmoins, ces deux éléments ne sont pas les seuls à influencer le SPL au tympan. En effet, on peut décomposer la cavité résiduelle en deux parties. D'un côté, se trouve le volume d'air enfermé à l'intérieur des parois de la cavité et de l'autre on a la terminaison qui correspond au tympan, ce dernier possédant des propriétés acoustiques déterminées à la fois par la membrane tympanique elle-même mais aussi par ce qu'on y trouve derrière c'est-à-dire l'oreille moyenne et interne.

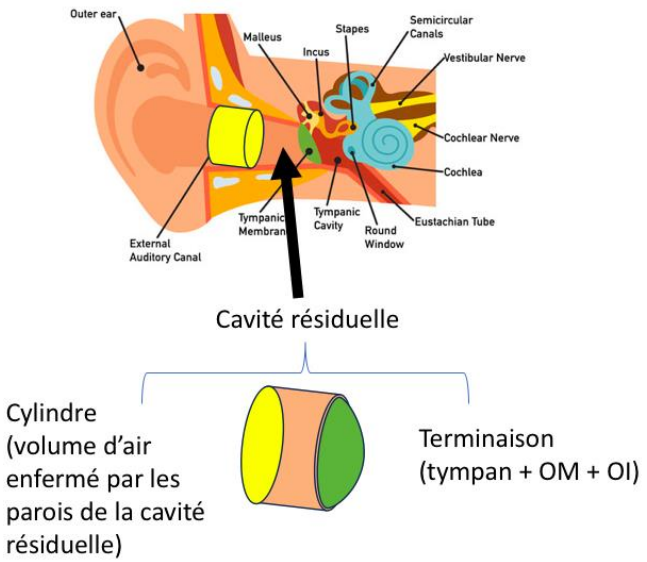


Figure 4: Cavité résiduelle = Volume d'air + Volume du tympan (Micheyl, 2024)

De cette façon, la troisième caractéristique sur laquelle il faut se pencher est l'impédance du tympan.

Dans cette étude, nous mesurerons ces caractéristiques, sur les différents patients testés, dans le but de comprendre pourquoi la réponse au tympan mesurée dans une oreille est plus ou moins élevée ou de forme différente de celle attendue sur la base des modèles acoustiques utilisés dans les logiciels fabricants d'appareillage.

Concernant la longueur de la cavité résiduelle de l'oreille, elle est d'autant plus réduite que l'embout est long provoquant ainsi une pression exercée sur le tympan plus importante et une réponse plus élevée de l'oreille sur les hautes fréquences.

Ce phénomène résulte de la loi de Boyle et Mariotte qui énonce que la pression augmente lorsque le volume diminue (Vliet, s. d.) (figure 5). De ce fait, en appliquant cette formule au conduit auditif externe, on comprend qu'un volume réduit entre l'extrémité de l'aide auditive et le tympan produit un niveau de pression sonore plus élevé pour un niveau égal d'émission.

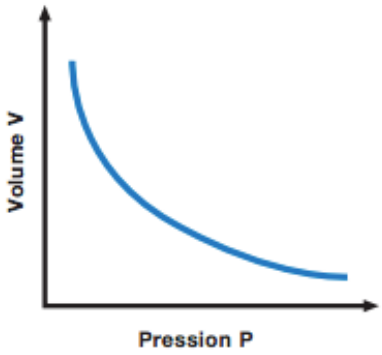


Figure 5: Représentation de la loi Boyle et Mariotte (Vliet, s. d.)

A titre d'exemple, le KEMAR (Knowles Electronic Manikin for Acoustic Research), utilisant la norme pour simulateur d'oreille occluse IEC 711, possède un volume de cavité résiduelle de 1,26cc chez l'adulte appareillé (Jønsson, 2003).

Cette valeur, inférieure à celle du coupleur 2cc utilisé dans les chaînes de mesures traditionnelles, induit une augmentation d'un peu moins de 6 dB du niveau de pression acoustique suite à la diminution de volume de la cavité. En effet, pour une cavité simple terminée par une paroi rigide, un doublement de volume entraîne une baisse de 6 dB du niveau de pression acoustique (Bontemps, 2021).

Aussi, d'après Staab (1996), « le petit volume résiduel est essentiel pour générer la plus grande pression sonore globale, fournir l'accent maximal sur les hautes fréquences et faciliter la réduction maximale de l'effet d'occlusion ». En effet, Staab illustre ces propos à travers la figure 6 en mettant en évidence, en raison d'une insertion profonde, une augmentation d'environ 5 dB sur les fréquences graves et de 12 dB sur les fréquences aiguës.

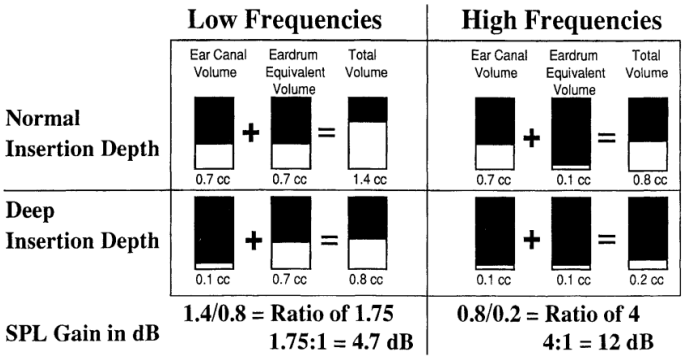


Figure 6: Augmentation de la pression acoustique en basses fréquences et hautes fréquences en fonction de la profondeur d'insertion (Staab, 1996)

Passons maintenant à la 2ème caractéristique de la cavité résiduelle pouvant avoir un impact sur le SPL au tympan : le diamètre.

A travers l'œuvre de De Jonge (1996), nous constatons que plus la cavité résiduelle est courte et étroite plus le SPL en sortie au tympan est élevé. En revanche, plus la cavité résiduelle est longue et large plus le SPL au tympan est faible. Néanmoins, cet effet est plus important sur les hautes fréquences : les cavités résiduelles plus larges perdent davantage en intensité sur les fréquences aiguës que sur les graves (figure 7).

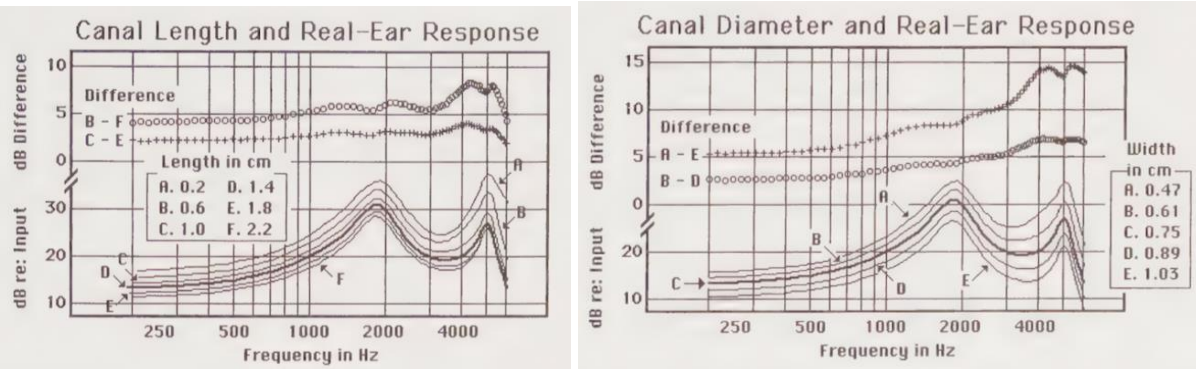


Figure 7: Les effets de la longueur et du diamètre de la cavité résiduelle (de l'extrémité d'un intra auriculaire au tympan) sur la réponse de l'oreille réelle (De Jonge, 1996)

Enfin, la caractéristique la plus délicate qu'il nous reste à définir est l'impédance du tympan laquelle est elle-même influencée par l'impédance de l'oreille moyenne et interne.

Introduit pour la première fois dans les années 60 et début 70, le terme d'impédance tympanique caractérise la résistance du tympan au passage d'une onde sonore. Schématiquement, elle est caractérisée par 2 éléments : la compliance du tympan (souplesse) et son inertance (masse acoustique du tympan et des osselets).

Pour les individus ne présentant pas de pathologie de l'oreille moyenne ou du tympan, la compliance de ce dernier est telle que son volume équivalent est d'environ 0,65 cc en basses fréquences (BF) (Micheyl, 2024). En effet, le volume équivalent du tympan n'est pas constant sur toutes les fréquences. La compliance tympanique n'étant présente BF, un tympan standard se comporte acoustiquement comme une paroi rigide (forte inertance) en hautes fréquences constituant ainsi un volume quasiment nul.

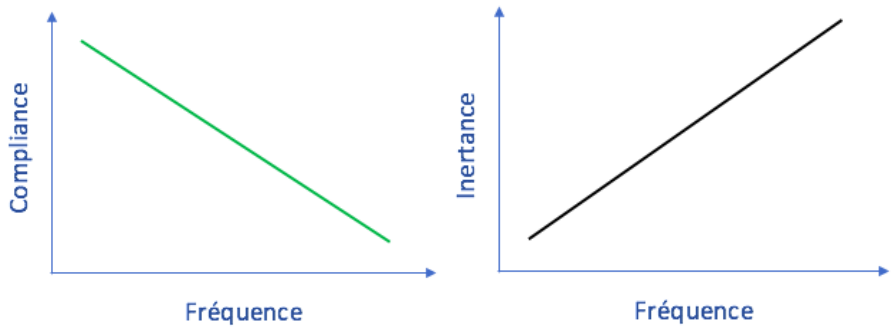


Figure 8: Corrélation compliance/fréquence et inertance/fréquence (Micheyl, 2024)

En associant ces deux éléments, se forme alors un résonateur caractérisé par une impédance minimale dans les médiums.

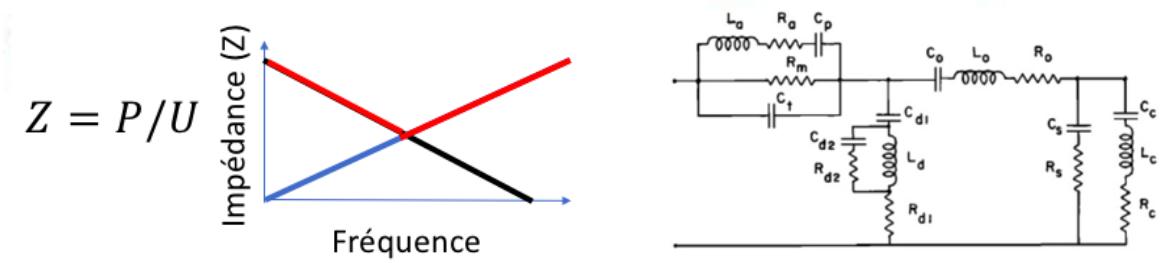


Figure 9: Représentation de l'impédance du tympan (Micheyl, 2024)

Ainsi, on comprend que c'est au niveau des fréquences médianes que la pression devrait être la plus faible et que le son serait le mieux transmis à travers le tympan (Zwislocki, 1962).

Parallèlement, il est important de noter que la complexité du conduit auditif externe et la forme du tympan rendent difficile la détermination précise de l'impédance du tympan et de l'oreille moyenne et interne attachée. C'est pourquoi dans la littérature (Rosowski et al, 2013 ; Rosowski et Wilber, 2015), on parle plutôt d'immitance acoustique, terme combinant l'impédance et l'admittance.

L'admittance est définie comme correspondant à l'inverse de l'impédance, c'est-à-dire que plus l'impédance est faible plus l'admittance sera forte et donc le signal sonore aura plus de facilité à "passer". L'impédance acoustique et l'admittance sont des grandeurs liées qui dépendent du rapport entre la transmission du son (la pression acoustique) *P*(f) et le débit sonore (la vitesse volumique du son dans le CAE) *U*(f). Lorsqu'elles sont définies au niveau du tympan, l'entrée de l'oreille moyenne, ces quantités aident à déterminer le travail effectué par le son, dans le mouvement du tympan et des osselets. Ainsi, on retrouve comme formule pour l'impédance : Z_a(f) = *P*(f) / *U*(f) et pour celle de l'admittance Y_a(f) = 1 / Z_a(f).

De manière tout à fait analogue à l'impédance électrique, l'impédance acoustique rend compte de la réaction du support (tympan) à une sollicitation physique (onde acoustique). Ainsi, de la même façon que la loi d'Ohm lie l'intensité du courant

électrique traversant un dipôle électrique à la tension (U = R x i) (Wikipédia : Loi d'Ohm, 2024), la vitesse volumique du son dans le CAE traversant le tympan est liée à la pression acoustique ($P = Z_a \times U$).

D'autres mesures acoustiques de la mobilité de la membrane tympanique liées à l'impédance existent telle que la réflectance.

En effet, dans la mesure où les réflexions se produisent aux limites où l'impédance acoustique change on peut affirmer que la réflectance acoustique a un lien avec l'impédance acoustique. Lorsque nous parlons de réflectance acoustique, nous devons faire la distinction entre la réflectance de pression et la réflectance de puissance ou d'énergie.

La réflectance de la pression acoustique R (f, x) compare la pression acoustique complexe (amplitude et phase) dans l'onde se déplaçant vers la terminaison (l'onde incidente) avec la pression acoustique dans l'onde réfléchie depuis la terminaison.

La réflectance de puissance $\Re$ (f, x), quant à elle, décrit le rapport entre la puissance de l'onde réfléchie et celle de l'onde incidente. Elle est égale au carré de l'amplitude de la réflectance de pression : $\Re (f, x) = | R (f, x) |^2$. Cette réflectance est constante sur toute la longueur des tubes, tant que les pertes sont négligeables.

Après avoir passé en revue les trois caractéristiques de notre cavité résiduelle, on comprend donc que 2 volumes distincts se forment avec d'un côté le volume d'air « cylindre » et de l'autre le volume du tympan.

En estimant la longueur du CAE (2,9cm), celle de l'insertion de la mousse (1,35cm) et le diamètre de la cavité résiduelle (0,75cm), le volume du « cylindre » correspondrait une valeur proche de 0,7cc quand celle du tympan serait de 0,65cc dans les basses fréquences uniquement (Micheyl, 2024).

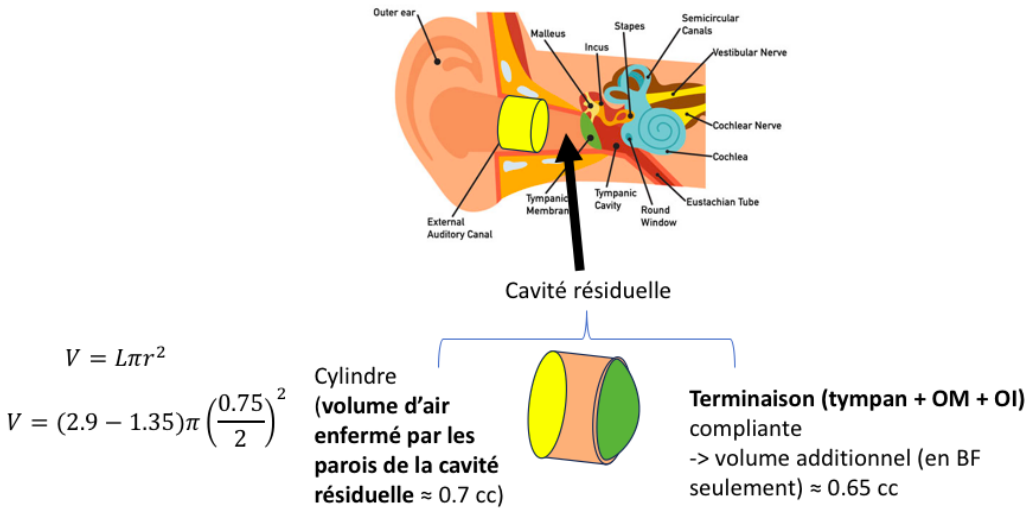


Figure 10: Exemple de calcul de volume de cavité résiduelle pour un patient ne présentant pas de pathologie d'oreille moyenne (Micheyl, 2024)

Ainsi, en comparant le volume d'un coupleur 2cc et celui d'une oreille « réelle », on note une différence en dB plus importante sur les HF que sur les BF.

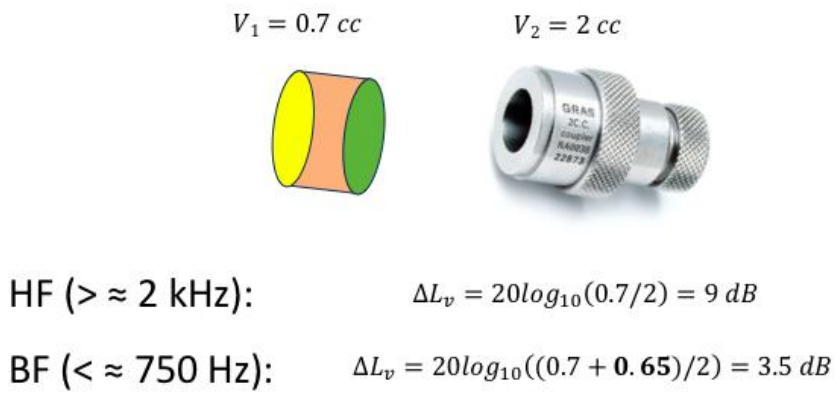


Figure 11: Influence de la longueur d'un volume sur le niveau de pression au tympan en basses fréquences et en hautes fréquences (Micheyl, 2024)

Ces dernières années, plusieurs techniques ont été développées dans le but d'évaluer la fonction auditive et faciliter le diagnostic de la perte auditive transmissionnelle.

On retrouve par exemple la tympanométrie, méthode objective permettant d'évaluer la compliance du tympan et d'observer les réactions de la chaîne ossiculaire face aux variations de pressions dans le CAE en envoyant un son pur de 226 Hz. Y est également associé l'étude du réflexe stapédien qui permet de vérifier la contraction du muscle du stapes lors d'une stimulation auditive supérieure à 80 dB HL (Pujol, 2016).

Plus récemment, est apparue l'immittance acoustique à large bande dont le rôle est également de s'intéresser aux mesures de l'oreille moyenne. A l'aide de cette technique nous obtenons en quelques secondes des mesures caractérisant l'oreille moyenne sur une large gamme de fréquences, sans avoir à modifier la pression dans l'oreille (à la différence de la tympanométrie) (Mimosa Acoustics, s. d.). Dans le cadre de cette étude, c'est ce système que nous utiliserons pour l'analyse de la puissance de l'oreille moyenne, entre autres à travers la mesure de la réflectance de puissance.

B. Objectif : le SPLogramme

Aujourd'hui, la majorité des audioprothésistes réalisent leurs audiométries en dB HL au casque puis récoltent les performances acoustiques des aides auditives à travers le logiciel fabricant en dB SPL. Malheureusement, la corrélation de ces données ne peut être appréciable avec rigueur que si l'unité de mesure est la même. En effet, si suite à la réalisation de l'audiométrie tonale, aucune mesure complémentaire prenant en compte les variabilités interindividuelles de l'oreille du patient n'est prise en compte, l'équivalent SPL au tympan affiché par les logiciels « fabricant » sera basé uniquement sur des moyennes statistiques. Cette conversion

plutôt hasardeuse pourrait entrainer un risque de l'ordre de 5 dB dans le cas d'une audiométrie aux inserts, de 10 dB ou plus dans le cas du casque et jusqu'à 20 dB pour les jeunes enfants testés au casque (Delerce, 2020). De ce fait, connaitre la valeur des seuils en dB SPL au tympan permettrait aux audioprothésistes de pouvoir par la suite les comparer plus justement avec les performances de l'aide auditive à travers un même graphique : le SPLogramme.

1. Terminologie et signification

Le SPLogramme se définit comme étant un graphique qui représente l'énergie sonore au tympan en dB SPL déclenchant une sensation auditive (Delerce, 2009). A travers ce graphique, l'audiométrie réalisé en dB HL est transformée en dB SPL dans le but d'une utilisation pour la mesure des niveaux de sortie avec les appareils auditifs.

Ainsi, on peut par exemple y retrouver la mesure du REUG vu précédemment et la mesure REAG (Real Ear Aided Gain) aussi appelé « gain in vivo » qui correspond à la différence entre la mesure de pression acoustique au tympan oreille appareillée et celle du microphone de référence (Lemasson, 2022). Sont également présents sur ce graphique le seuil auditif du patient et son inconfort (Figure 12). L'espace entre ces deux courbes représente le champ dynamique résiduel auditif du malentendant. C'est dans cette zone que l'audioprothésiste doit ajuster le gain de l'appareillage pour placer la dynamique de la parole dans le champ auditif résiduel du malentendant (méthode DSL : Desired Sensation Level). C'est d'ailleurs la méthode de préréglage DSL qui est à l'origine de la notion de SPLogramme, prenant les variabilités du conduit auditif externe comme point de référence. Ce graphique est en effet utilisé pour relever les paramètres nécessaires à l'application de cette méthode comme le seuil d'inconfort vu précédemment.

En plus de ces données, on retrouve également sur cet outil les courbes de sorties en dB SPL mesuré au tympan sur oreille appareillée pour les niveaux de parole faible, moyen et fort ainsi que le OSPL 90 (courbe de réponse en fréquence en sortie pour un niveau d'entrée de 90 dB SPL).

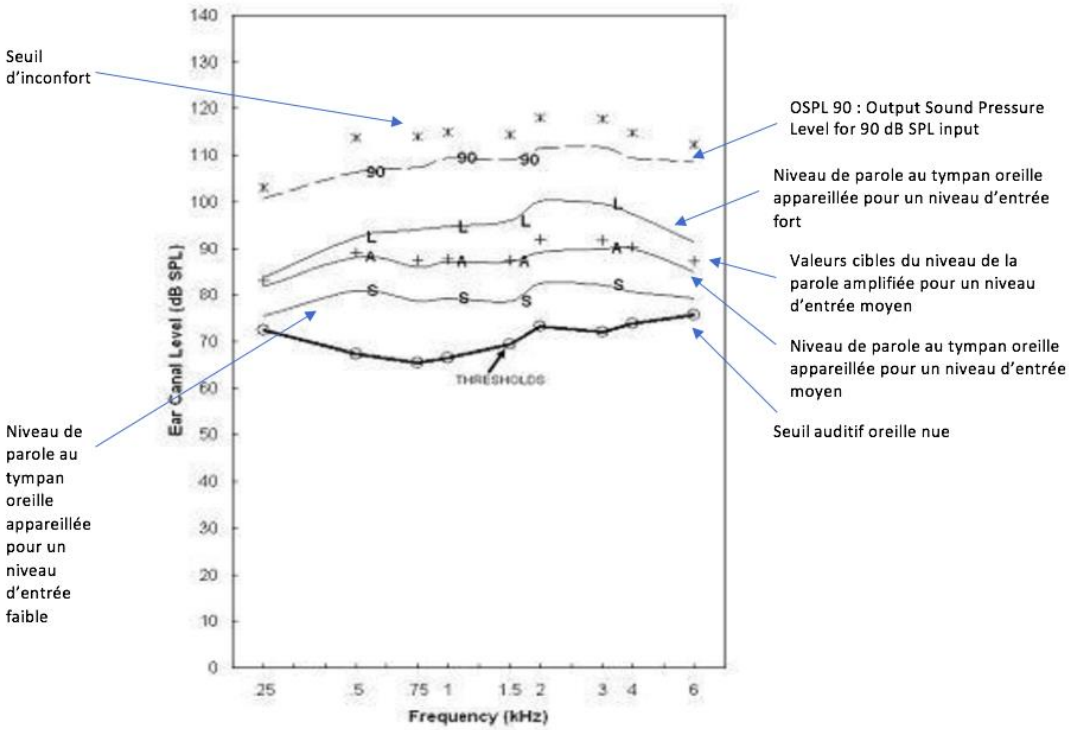


Figure 12: Exemple de SPLogramme pour un patient atteint d'une perte auditive moyenne (http://www.dslio.com)

De cette façon, l'utilisation du SPLogramme prendrait ainsi tout son sens en permettant à l'audioprothésiste une facilité de lecture et de corrélation entre les différents éléments à analyser. Mais alors, comment y parvenir ?

Pour pouvoir analyser le niveau de sortie/gain des aides auditives et le seuil d'audition du patient sur un même graphique (le SPLogramme), il est nécessaire de convertir les niveaux de seuils auditifs du patient (étant en dB HL) en dB SPL.

Pour ce faire, une série d'étapes existe. Elles sont représentées à travers la figure 13. Dans cette configuration, le sommet du triangle représente les niveaux mesurés tandis que les côtés du triangle, eux, représentent les transformations effectuées pour passer d'un niveau mesuré à un autre.

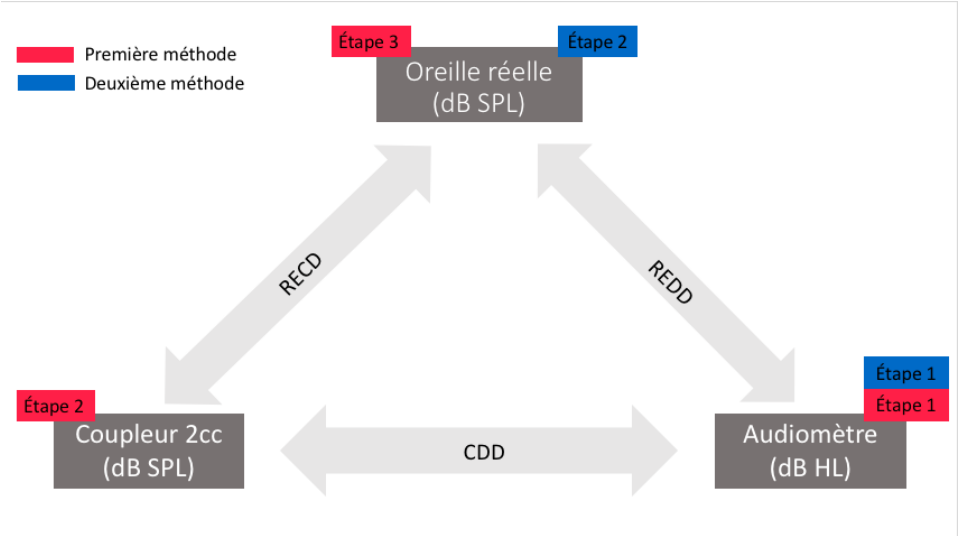


Figure 13: Relations entre les mesures électroacoustiques (Gustafson, S. et al, 2013)

2. Première méthode : CDD + RECD

Si on lit le triangle dans le sens des aiguilles d'une montre, dans un premier temps, l'audioprothésiste réalise la mesure des seuils auditifs de son patient en effectuant une audiométrie tonale aux inserts : c'est l'étape 1 (figure 13). Le choix de ce transducteur n'est pas lié au hasard. Etant étalonné sur le coupleur 2cc, c'est avec ce transducteur que nous devons travailler pour être cohérent avec les mesures suivantes. Utiliser le casque serait une erreur car il est, lui, étalonné sur un coupleur 6cc différent du matériel que nous utilisons dans le cadre de ce mémoire. Ainsi, une fois cette première étape réalisée, on obtient un audiogramme avec les seuils d'audition du patient en dB HL.

A partir de ce moment-là, l'objectif va alors être de réussir à convertir ces résultats étant en dB HL en dB SPL mesurés au tympan pour obtenir un SPLogramme.

Pour y parvenir, on arrive à l'étape 2 (figure 13). Cette étape consiste à convertir les résultats obtenus à travers l'audiomètre en dB HL en dB SPL équivalent dans un coupleur 2cc (2cc SPL). Mis au point par Romanow en 1942 et normalisé en 1959, le coupleur 2cc (de volume 2cm3) est le coupleur le plus utilisé par les audioprothésistes ce jour. Son rôle est de simuler l'oreille humaine, plus particulièrement sa cavité résiduelle, mais il ne tient pas compte des structures anatomiques individuelles de l'oreille humaine telles que l'impédance du tympan. Pour revenir à notre objectif, c'est au cours de l'étape 2 que le CDD (Coupler to Dial Difference) intervient. Il s'agit de la différence entre le coupleur 2cc et la valeur affichée à l'audiomètre pour un son pur envoyé à 0 dB HL. Cette grandeur ne dépend que du matériel utilisé et de son étalonnage, elle sera donc constante d'un patient à l'autre. Le CDD est analogue au RETSPL défini par les normes, mais pour un audiomètre qui n'aurait pas nécessairement été étalonné. Si l'audiomètre a été étalonné précisément, CDD et RETSPL sont égaux, sous réserve que le coupleur utilisé soit le même (Durand, 2010). Ainsi, comme le montre l'illustration suivante (figure 14), on obtient le 2cc SPL en ajoutant aux seuils HL le CDD.

Figure 14: Obtention du niveau SPL au coupleur 2cc via le CDD (Durand, 2010)

La dernière étape (figure 13) avant d'atteindre notre objectif va être de passer du niveau SPL au coupleur 2cc au niveau SPL oreille réelle du patient (RESPL). Pour ce faire, la fonction de transfert RECD (Real Ear to Coupler Difference) rentre en jeu.

Utilisée également dans le cadre de l'appareillage pédiatrique pour faire les réglages au coupleur afin d'éviter de réaliser la mesure in vivo et donc de maintenir l'enfant statique trop longtemps, cette mesure correspond à la différence entre le niveau de pression acoustique mesuré au tympan et celui dans le coupleur (RESPL - 2cc SPL). Quel que soit l'appareil auditif du patient, l'adaptateur de coupleur à utiliser de préférence est le HA1 (Guyon, 2024). Ainsi, à travers la figure ci-dessous (figure 15), on finit par obtenir le RESPL en ajoutant au 2cc SPL le RECD.

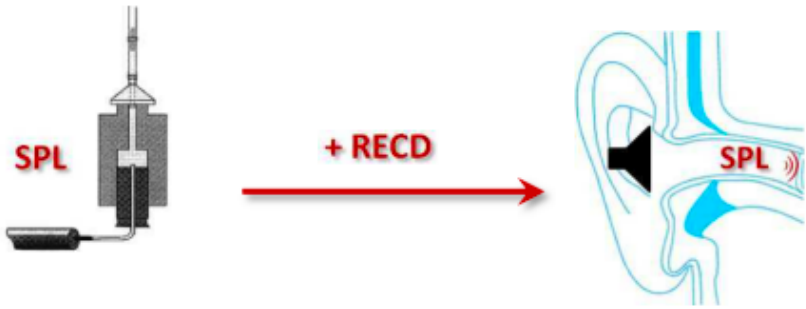


Figure 15: Obtention du seuil SPL au tympan via le RECD (Durand, 2010)

Finalement, pour obtenir un SPLogramme individualisé, une première solution est d'ajouter à la mesure des seuils auditifs en dB HL, le CDD (ou le RETSPL si l'audiomètre a été correctement étalonné) et le RECD mesuré.

Parallèlement, une deuxième solution existe. En effet, pour passer des seuils auditifs en dB HL aux seuils SPL au tympan de façon immédiate sans forcément utiliser les inserts, on peut se résoudre à la mesure du REDD.

3. Deuxième méthode : REDD

Le REDD, ou « Real Ear to Dial Difference » est la différence, en dB et en fonction de la fréquence, entre le niveau SPL mesuré au tympan et le niveau HL sélectionné à l'écran de l'audiomètre. Pour réaliser cette mesure, nous utilisons, dans le cadre de ce mémoire, la chaîne de mesure Audioscan Verifit 2 qui calcule de

manière totalement automatique le REDD à chaque fréquence, dès l'envoi de sons purs continus à 70 dB HL via l'audiomètre (Delerce, 2020).

Ainsi, en ajoutant simplement le REDD aux seuils d'audition du patient mesurés en dB HL par l'intermédiaire du transducteur de notre choix (casque ou inserts), on arrive à convertir ces résultats en dB SPL mesuré au tympan et obtenons alors un SPLogramme (figure 13, 16).

Figure 16: Obtention du seuil SPL au tympan via le REDD (Durand, 2010)

4. Relation entre RECD et REDD

Dans notre étude, nous serons amenés pour chacun de nos participants à comparer leur RECD avec leur REDD. Pour cela un calcul très simple permet de passer facilement d'une mesure à une autre : REDD = RETSPL + RECD.

IV. Partie expérimentale

A. Objectif de l'étude

L'objectif principal de ce mémoire est d'évaluer l'utilité des mesures de la cavité résiduelle du malentendant pour mieux comprendre les réglages audioprothétiques. Spécifiquement, nous examinerons si ces mesures permettent de mieux prédire la réponse au tympan en dB SPL. En effet, il peut arriver qu'on obtienne un dB SPL au tympan différent de celui auquel on se serait attendu. La question ici est de comprendre, à travers les mesures des caractéristiques de cavité résiduelle, ce qui justifie cette discordance pour pouvoir mieux la corriger. Pour ce faire, nous chercherons à voir dans quelle mesure on peut expliquer la variabilité interindividuelle du RECD et du REDD sur la base des variations interindividuelles du volume résiduel.

B. Considérations éthiques

A l'exception de l'impédance de l'oreille, toutes les mesures utilisées dans ce mémoire peuvent être utilisées dans la pratique clinique audioprothétique courante. L'objectif du mémoire n'est pas simplement, ou principalement, d'accumuler des connaissances théoriques, mais de permettre aux cliniciens d'améliorer leurs pratiques grâce à un ajustement de réglages audioprothétiques plus et mieux fondés sur des données et des preuves (mesures électro-acoustiques et psychoacoustiques). Tout ceci a pour but ultime de permettre aux malentendants appareillés de bénéficier de réglages mieux adaptés individuellement, et par conséquent, d'une plus grande efficacité prothétique.

C. Population étudiée

1. Groupes

Pour cette étude, la population étudiée est composée de 32 participants répartis en trois groupes. Chaque volontaire est sélectionné selon des critères bien précis.

Intéressons-nous d'abord au **groupe contrôle (Groupe A)**. Il est constitué de 17 participants sans antécédent ORL avec des CAE de volume standard et dont l'otoscopie n'a pas révélé d'anomalie au niveau des tympans. Cela peut être des patients appareillés sans pathologie particulière, si ce n'est la perte d'audition liée à l'âge, ou bien simplement des participants sans perte auditive acceptant de prêter leurs oreilles pour la réalisation de ce mémoire.

Ensuite, nous avons les individus du **groupe suspect (Groupe B).** Il s'agit là de 9 patients pour lesquelles on suspecte des anomalies possibles au niveau de l'oreille moyenne. Ces doutes sont fondés sur la base de l'anamnèse (otospongiose, otites) et/ou de l'otoscopie (un tympan rétracté ou de couleur inhabituelle).

Enfin, le dernier groupe est formé de 6 patients pour lesquelles une pathologie de l'oreille moyenne a été avérée par l'ORL : il s'agit du **groupe pathologique (Groupe C)**. Pour certains, des opérations pour exostoses ou mastoïdites ont pu avoir lieu et pour d'autres des Rinnes ont pu être mis en évidence à l'audiométrie tonale.

Au cours de cette étude, les participants réalisent l'intégralité des tests, le but étant de s'intéresser aux variations des résultats de mesures entre les groupes puis de comparer la corrélation des mesures entre elles indépendamment des groupes.

2. Critères d'inclusion et d'exclusion

Les participants à l'étude doivent être majeurs et avoir un conduit auditif dégagé. Sera exclu toute personne présentant des acouphènes, une hyper-acousie ou une surdité fluctuante telle que le syndrome de Ménière. De même, les participants ayant une perforation tympanique, une cavité d'évidement ou toute autre anomalie incompatible

avec le port d'appareils auditifs ou à la réalisation de mesure d'oreille réelle (REM) ne pourront participer à cette étude.

D. Hypothèses

Pour répondre à ce sujet, nous avons établi deux hypothèses découlant d'une hypothèse générale : les mesures électroacoustiques du RECD et du REDD, incontestablement reliées au SPL au tympan, sont influencées par les dimensions de la cavité résiduelle et l'impédance tympanique.

Hypothèse 1 : Les mesures électroacoustiques du RECD et du REDD tendent à diminuer avec l'augmentation du volume d'air de la cavité résiduelle.

Hypothèse 2 : Les mesures électroacoustiques du RECD et du REDD tendent à diminuer avec l'augmentation de la compliance du tympan.

Parallèlement, nous énonçons une autre hypothèse concernant les patients du groupe B et C :

Hypothèse 3 : Les mesures des patients présentant un historique inhabituel au niveau de l'oreille moyenne sont sujettes à plus de variabilité et ont tendance à s'écarter de la norme standard.

E. Matériel utilisé

Cette étude, réalisée dans une cabine insonorisée, nécessite le matériel suivant :

- Le système Aurical de Natus prenant en charge l'audiomètre intégré, l'unité PMM (Probe Microphone Measurement) qui permet de réaliser des mesures in-vivo ou oreilles réelles (REM) avec l'outil Aurical Freefit, la chaîne de mesure avec l'Aurical HIT et enfin la vidéo-otoscopie avec l'Aurical Otocam 300.
- Le logiciel Otosuite de Natus

- Le système de diagnostic HearID permettant l'accès au module MEPA3 (module d'immittance acoustique à large bande pour l'analyse de la puissance de l'oreille moyenne) (Mimosa Acoustics) (26) et le matériel permettant de réaliser ces mesures.
- La Verifit 2 de chez Audioscan nous permettant de réaliser la mesure du REDD
- Deux haut-parleurs
- Un casque TDH39
- Des inserts et embouts mousses EARLINK de différentes tailles (3A, 3B)
- Un vibrateur osseux B71
- Deux ordinateurs : un ordinateur fixe pour visualiser et enregistrer les mesures effectuées par le système Aurical et la Verifit 2 et un ordinateur portable dans lequel est téléchargé le système de diagnostic HearID.

F. Méthode

Pour cette étude, nous n'avons pas besoin de faire venir au centre le participant plusieurs fois. Toutes les mesures sont effectuées sur les deux oreilles du participant (sauf pour un patient ayant une oreille cophotique) lors d'un rendez-vous d'1h15.

Dans un premier temps, nous réalisons l'otoscopie à l'aide de l'Otocam 300. Cet examen du conduit auditif externe est primordial pour cette étude. En effet, il permet d'abord de vérifier que l'oreille est bien dégagée mais aussi d'appréhender les dimensions du méat acoustique externe dans le but de choisir, pour la suite des tests, la mousse à insert et l'embout mousse adapté.

Par la suite, nous mesurons les caractéristiques acoustiques de l'oreille moyenne à travers le module MEPA3. Concrètement, la sonde MEPA3 délivre un son dans le conduit auditif externe. Une partie du son est absorbée par l'oreille moyenne

et le reste est réfléchi dans le conduit auditif externe. Le logiciel peut alors mesurer et tracer la réflectance de puissance, nous donnant une indication précieuse sur la transmission du son au sein de l'oreille moyenne mais aussi nous permettant de calculer le volume de la cavité résiduelle de nos participants.

Tout d'abord, après avoir connecté le matériel à l'ordinateur et exécuté le logiciel, la première chose à faire de façon quotidienne est la calibration de la sonde. L'étalonnage est effectué à l'aide de l'ensemble des cavités d'étalonnage illustré à la figure 17.

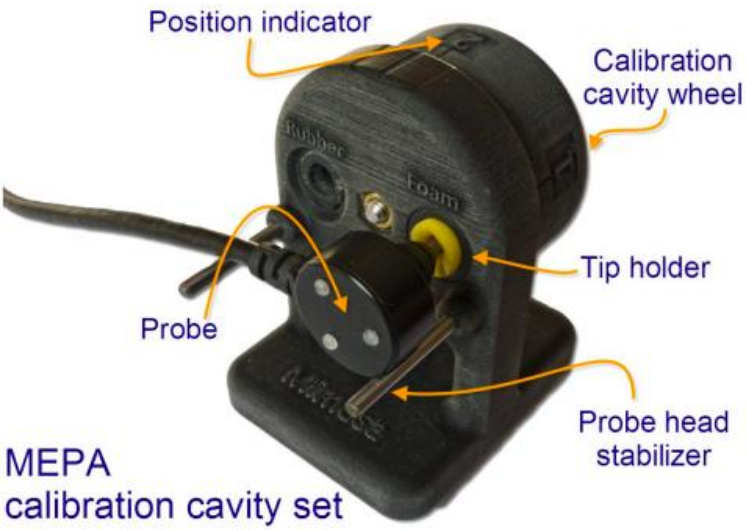


Figure 17: Ensemble de cavité d'étalonnage (31)

Nous commençons, dans un premier temps, à régler la roue à cavité sur la position 0. A ce moment-là, nous insérons un embout mousse dans la sonde puis positionnons la sonde dans le porte embout Foam. L'équipement prêt, la calibration peut alors commencer. Le processus d'étalonnage comprend quatre mesures : une pour chaque position sur la roue de l'ensemble des cavités d'étalonnage. Nous tournons la roue sur la position 1 et suivons les étapes jusqu'à se retrouver en position 4. Pour obtenir une bonne mesure d'étalonnage, le rapport signal/bruit (RSB) large bande doit être d'au moins 40 dB (Mimosa Acoustics, 2014). Une fois les quatre mesures effectuées, nous

ramenons la roue en position 0 et patientons quelques secondes le temps que le programme finisse de calculer les paramètres d'étalonnage du système. On obtient alors un taux de réussite de 100% nous indiquant que l'étalonnage est réussi.

Une fois la sonde calibrée, nous sélectionnons le dossier patient que nous avons créé au préalable dans le logiciel et effectuons l'étalonnage de la pression intra-auriculaire. Différent de l'étalonnage de la sonde qui est réalisé avec l'ensemble des cavités d'étalonnage, l'étalonnage de la pression intra-auriculaire s'effectue avec la sonde et l'embout adapté dans l'oreille du patient. Le choix de la taille de l'embout mousse est essentiel car il donne au logiciel à la fois une estimation du volume mais aussi du diamètre du conduit auditif. Nous installons alors la sonde dans le conduit auditif du participant, lançons la mesure d'étalonnage de la pression intra-auriculaire et veillons à lire, sur le logiciel, un niveau de stimulus d'environ 60 dB SPL et un RSB de 40 dB minimum (Mimosa Acoustics, 2014).

Une fois l'étalonnage de la pression intra-auriculaire terminé, nous pouvons à présent commencer les mesures MEPA. Nous envoyons dans l'oreille du participant le même stimulus que celui utilisé pour l'étalonnage de la sonde et répétons cette mesure 2 fois ; l'objectif étant d'avoir trois résultats identiques sur la même oreille pour confirmer la conformité et la fiabilité du test. Une fenêtre s'affiche alors avec des courbes représentant la réflectance du tympan en fonction des fréquences. Nous les enregistrons dans le dossier du patient et passons au test suivant.

La troisième étape de ce protocole consiste à réaliser certaines mesures in-vivo, nous donnant des informations sur les caractéristiques anatomiques de conduit auditif externe.

Après avoir calibré les tubes sondes, on positionne ces derniers dans l'oreille du participant et effectuons la mesure du REUG.

Par la suite, nous réalisons la mesure du RECD respectant la procédure suivante.

La première étape est celle de la mesure de la réponse du coupleur 2cc. Nous utilisons un embout mousse EARLINK relié au tube RECD, lui-même relié à l'écouteur du collier Free Fit. Cet ensemble est ensuite positionné sur l'adaptateur HA1 lui-même disposé sur notre coupleur 2cc de la HIT.

Nous lançons la mesure pour le côté droit et faisons la même chose à gauche. Une fois terminée, la réponse du coupleur est enregistrée et il n'est plus nécessaire de la refaire pour les participants suivants.

Figure 18: Coupleur HA1 avec embout en mousse EARLINK (logiciel Otometrics)

Une fois la mesure de la réponse du coupleur effectuée, nous réalisons la mesure du RECD directement dans l'oreille du participant en choisissant la mousse EARLINK adaptée à sa taille de conduit. Après avoir inséré la sonde suffisamment proche du tympan (moins de 5 à 6mm) (Moodie et al, 1994), nous pouvons à présent y ajouter la mousse en prenant le temps de vérifier la bonne étanchéité de cette dernière dans l'oreille du participant.

Après avoir réalisé les mesures REM, vient l'étape de l'audiométrie tonale. Pour cela, nous testons la conduction aérienne et la conduction osseuse de nos participants à l'aide des inserts et de mousses à inserts. La mesure des seuils liminaires est alors réalisée avec une précision de 2 dB.

La dernière mesure de ce protocole n'est pas des moindres. Il s'agit du REDD. A travers la chaîne de mesure Audioscan Verifit 2, nous réalisons tout d'abord l'étape hebdomadaire de l'étalonnage des sondes de mesure in vivo. Par la suite, nous reportons les mesures des seuils réalisés aux inserts sur Otosuite dans le module Audioscan Verifit 2. Nous installons les sondes in vivo dans les méats acoustiques externes de notre participant de la même façon que pour la mesure du REUG, puis nous y plaçons les inserts avec la mousse adaptée à son conduit. Une fois le matériel en place, nous pouvons à présent envoyer, à travers notre audiomètre, des sons purs non pulsés à 70 dB HL de 250 à 8000 Hz. De façon complètement automatique, le REDD est alors calculé fréquence par fréquence donnant ainsi une courbe pour chaque oreille.

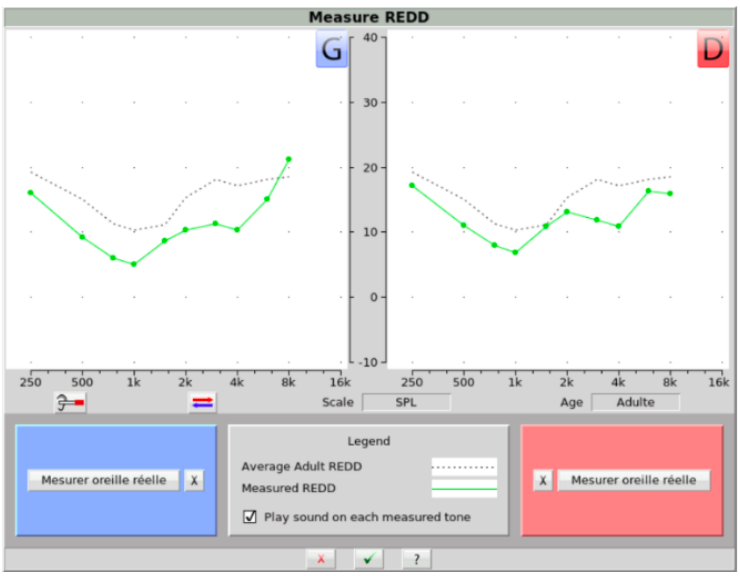


Figure 19 : Mesure du REDD oreille droite et oreille gauche réalisée à travers des inserts (Delerce, 2020)

V. Résultats

Pour rappel, les figures suivantes (sauf précisions) sont le résultat des tests effectués sur l'ensemble de nos participants. Cela constitue un panel de 32 individus, tous testés en binaural sauf le dernier patient ayant une cophose au niveau l'oreille droite. Ainsi, nous étudions un échantillon de 63 oreilles.

A. Seuil auditif moyen de l'échantillon testé

La figure 20 représente les seuils auditifs tonaux moyens de nos participants réalisés aux inserts.

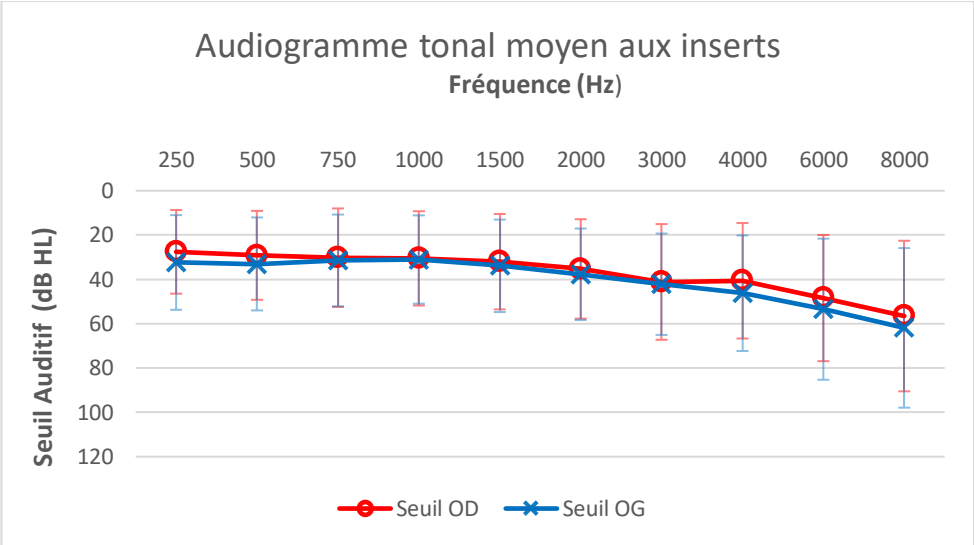


Figure 20 : Seuils auditifs tonaux moyens aux inserts

Au sein de notre échantillon, l'audiogramme tonal moyen révèle une grande variabilité des seuils auditifs sur l'ensemble des fréquences testées.

B. Variabilité interindividuelle des mesures d'oreille réelle

La seconde mesure à analyser est celle du RECD mesuré.

La figure 21 représente les RECD mesurés de l'ensemble de nos participants en fonction des fréquences comprises entre de 200 et 10 000 Hz. Ainsi, à travers cette figure, on observe, malgré le positionnement contrôlé de la sonde et de la mousse lors

de la mesure, d'importantes variations du RECD mesuré d'une oreille à l'autre et parfois même entre les oreilles droite et gauche d'un même individu. Néanmoins, en faisant la moyenne des RECD mesurés, on retrouve une valeur proche du RECD standard (norme ANSI S 3.6) sur l'ensemble des fréquences. Dans les BF, le RECD standard semblerait légèrement au-dessus alors qu'à l'inverse dans les HF ce serait le RECD mesuré moyen qui dominerait.

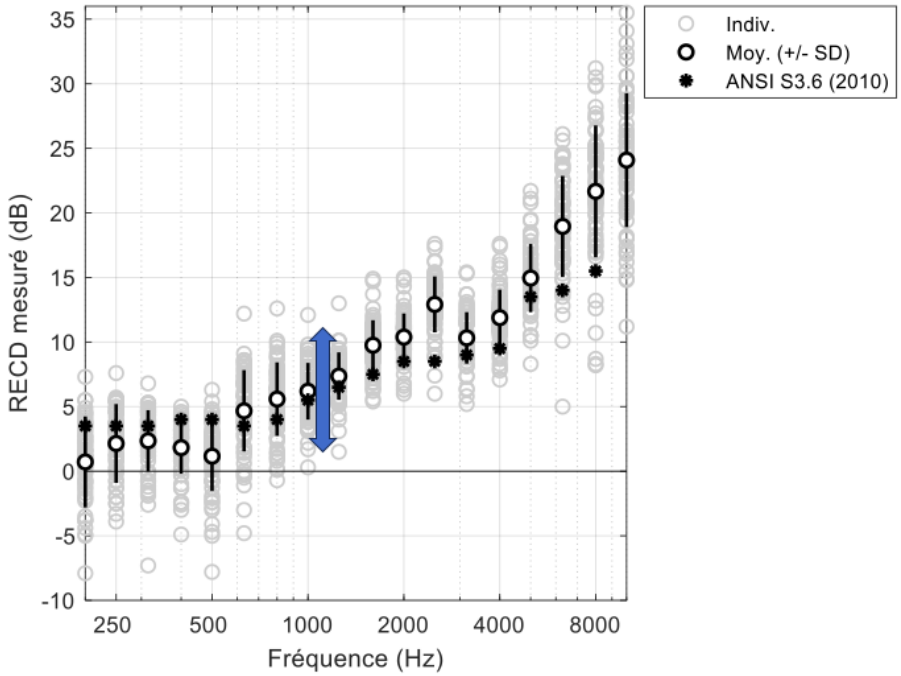


Figure 21: Variabilité interindividuelle du RECD (inserts)

La figure 22 nous montre les REDD mesurés chez les mêmes individus moins le RETSPL, le tout en fonction des fréquences. Nous avons choisi de présenter les résultats de cette façon sur ce graphique de sorte qu'ils soient directement comparables aux RECD illustrés dans la figure 21.

Ainsi, à la lecture de ce graphe, on constate une variabilité interindividuelle similaire au résultat précédent avec d'importantes déviations entre les valeurs individuelles et la moyenne du groupe. De la même façon qu'avec le RECD moyen, la moyenne des REDD mesurés reste proche de la norme ANSI S 3.6. Cependant, on remarque une

valeur de REDD moyen négative à 250 Hz à la différence de la valeur standard qui semble bien supérieure.

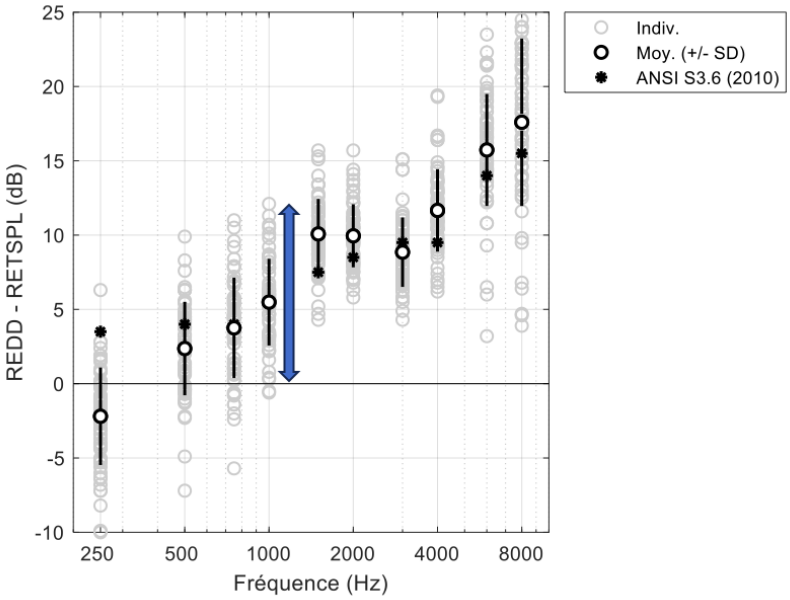


Figure 22: Variabilité interindividuelle du REDD (inserts)

A travers la figure 23 reprenant les résultats précédents, on arrive à lire, sur un intervalle de confiance à 90%, la plage de variation interindividuelle des mesures de RECD et REDD chez nos participants. Concrètement, on note qu'au sein de notre échantillon, ces mesures varient entre 6 et 12 dB selon les fréquences.

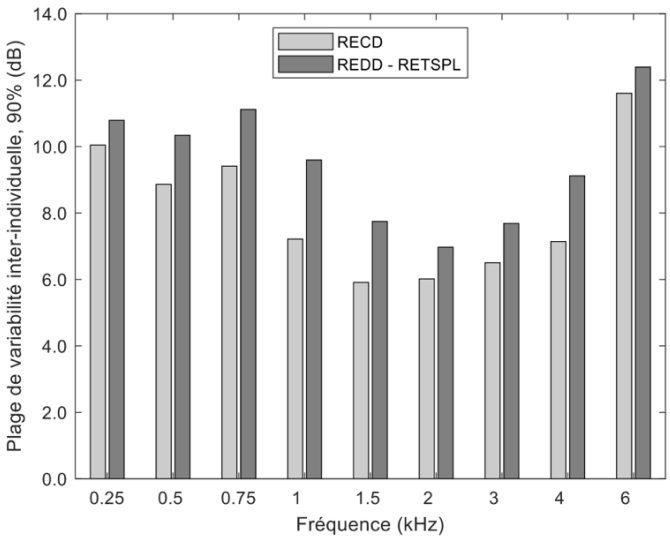


Figure 23: Plage de variation du RECD et du REDD (inserts)

Ainsi, à la lecture de ces trois figures, on comprend qu'une variabilité interindividuelle du RECD et du REDD existe de façon incontestable. La question, à présent, va alors être de savoir si ces variabilités de mesures d'oreille réelle peuvent s'expliquer sur la base des variations interindividuelles de volume résiduel. Pour répondre à cette problématique, il nous faut donc mesurer le volume de la cavité résiduelle de chaque participant. A cette fin, nous avons choisi d'utiliser les mesures d'immitance acoustique à large bande qui nous permettent, à partir de la mesure de réflectance, de calculer un volume.

C. Réflectance et volume de la cavité résiduelle

Comme expliqué précédemment, au sein de notre échantillon de 32 individus, nous avons créé des groupes à partir de l'anamnèse, de l'otoscopie et du compte rendu ORL de chaque participant. Ainsi, la figure 24 nous montre les courbes de réflectance mesurées, à travers le module MEPA3, dans les trois groupes définis.

Concernant les résultats du **groupe A**, en prenant l'intervalle de confiance à 95%, on obtient les courbes de réflectance vertes qui correspondent à des réflectances normales selon la littérature (Zwislocki, 1962). De cette façon, les individus de ce groupe auraient 95% de chance de se trouver dans l'intervalle normatif. De plus, sont également considérés comme ayant une réflectance normale les participants ne dépassant pas 10% de la plage fréquentielle. Ainsi, bien que les sujets du groupe A aient été considérés comme n'ayant pas de pathologie de l'OM, on retrouve malgré tout plus de participants avec une réflectance en dehors de l'intervalle normatif qu'ayant un résultat normal : 11/17 contre 6/17.

Dans le **groupe B**, le même phénomène se produit. Pour 9 participants, 2 ont une réflectance considérée comme normale et 6 ont un résultat en dehors de l'intervalle normatif. Le 9ème individu présente lui une pathologie de l'oreille moyenne

uniquement sur l'oreille gauche. Ainsi, cette dernière serait la cause de la 13ème réflectance anormale et la mesure de l'oreille droite donnerait la 5ème courbe verte de ce groupe.

Enfin, le **groupe C** suit lui aussi la même tendance avec plus de participants en dehors de l'intervalle normatif qu'en dedans. Bien que ce groupe soit constitué de sujets ayant des pathologies d'oreilles moyennes avérées, on relève qu'un patient aurait malgré tout une réflectance normale sur les deux oreilles. Parallèlement, les réflectances des 5 autres individus de ce groupe se trouveraient elles en dehors de l'intervalle normatif.

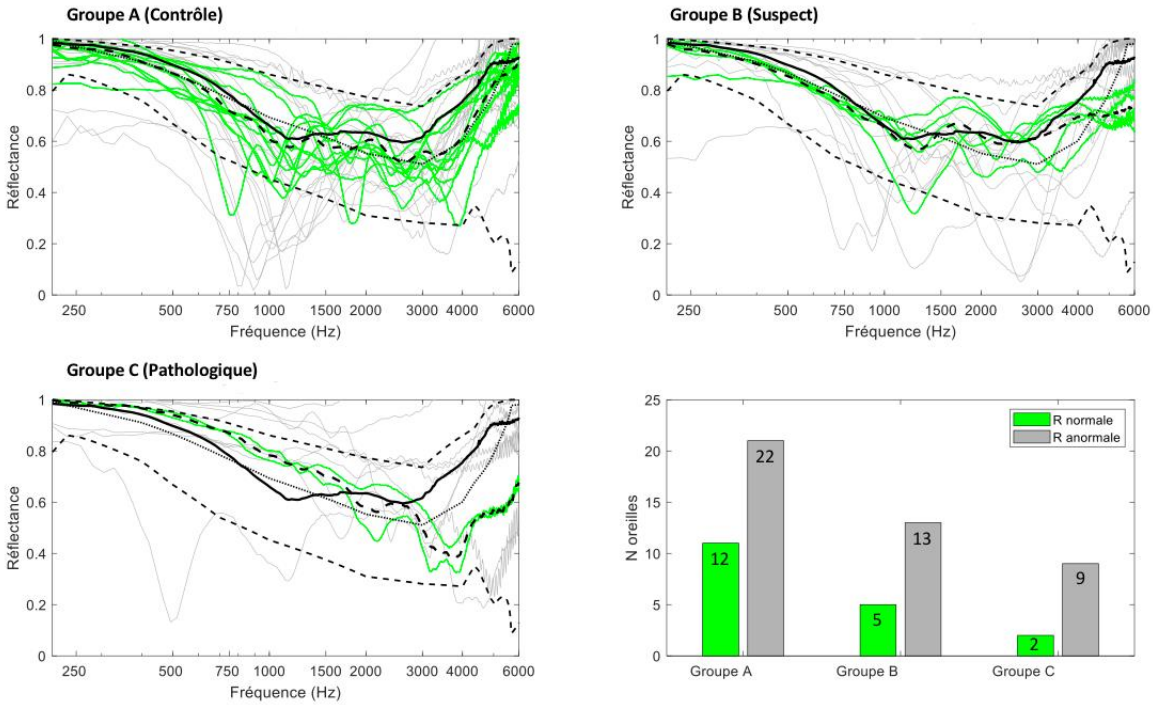


Figure 24: Courbes de réflectance mesurées dans les trois groupes

Suite à ces résultats assez surprenants en particulier au sein du groupe A, nous décidons, plutôt que d'utiliser des groupes donnant des résultats un peu arbitraires, de réunir les données de tous nos participants dans le but d'observer des variations du RECD et REDD lorsque le volume de la cavité résiduelle varie.

Ainsi, la figure ci-dessous représente la réflectance tympanique de l'ensemble de nos participants en fonction des fréquences. En ordonnée, la magnitude de la réflectance, comprise entre 0 et 1, nous indique la proportion de pression acoustique réfléchie au tympan. De ce fait, à la lecture de ce graphique, on constate que nos résultats, proches de la littérature, révèlent une réflectance minimale entre 1000 et 4000 Hz et plus importante en BF et HF. Dans notre échantillon comme dans la littérature, le tympan aurait donc tendance à réfléchir plutôt les BF et les HF et à laisser passer plus facilement les fréquences médiums (correspondant à la bande passante de l'oreille moyenne).

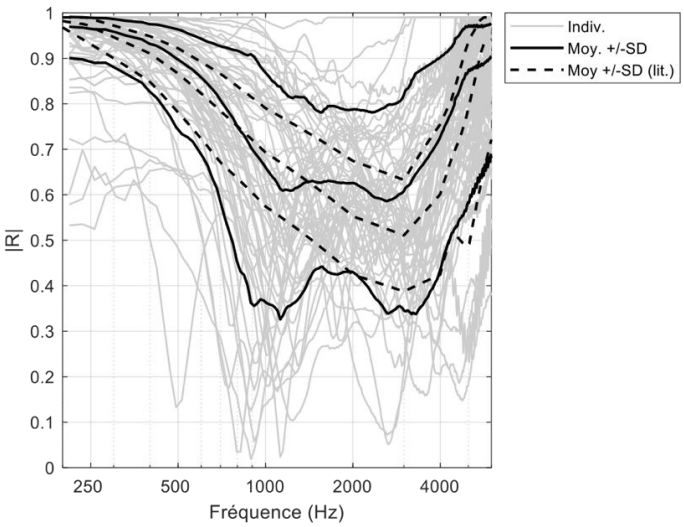


Figure 25: Représentation des courbes de réflectance tympanique tous groupes confondus

A partir de la phase de la réflectance mesurée chez nos participants, nous pouvons à présent estimer la longueur « effective » (acoustique) de leurs cavités résiduelles et par la suite leur volume.

Ainsi, sur l'histogramme représenté figure 26, on peut lire le volume d'air de chaque oreille, représenté par les rectangles blancs, et également le volume du tympan de chaque oreille, représenté lui par les rectangles gris. En associant ces deux volumes, on finit par obtenir la mesure recherchée : le volume de la cavité résiduelle.

Cette figure laisse également apparaitre, les moyennes prédites (dans la partie théorique) des deux volumes constituants celui de la cavité résiduelle : 0,7 cc pour le volume d'air (« cylindre ») et 0,65 cc pour le volume du tympan compliant. Ces moyennes sont représentées sous la forme de droite continue ; noire pour le volume moyen du « cylindre » et grise pour le volume moyen du tympan compliant associé à celui du « cylindre ».

Enfin, les lignes discontinues symbolisent, quant à elles, les moyennes des volumes estimés au sein de notre échantillon.

Finalement, au sein de notre échantillon, on retrouve un volume d'air moyen identique à celui prédit et une moyenne du volume de la cavité résiduelle légèrement supérieure à celle prédite (1,5 cc pour 1,35 prédit).

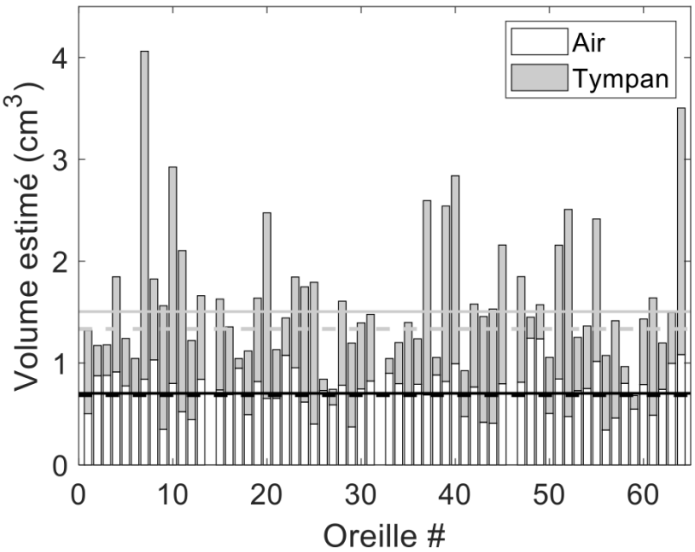


Figure 26: Volumes de la cavité résiduelle pour 63 oreilles

D. Corrélations

Après avoir analysé une à une les mesures effectuées et vérifié la fiabilité de leurs résultats, nous cherchons alors à voir si une corrélation existe entre les mesures

d’oreille réelle du RECD et REDD et le volume de la cavité résiduelle (volume d’air + volume du tympan).

Pour ce faire, nous utilisons la corrélation de Pearson.

Dans un premier temps, nous cherchons à voir, à travers la figure 27, s’il y a une corrélation entre le volume d’air seul de la cavité résiduelle et les mesures RECD, REDD.

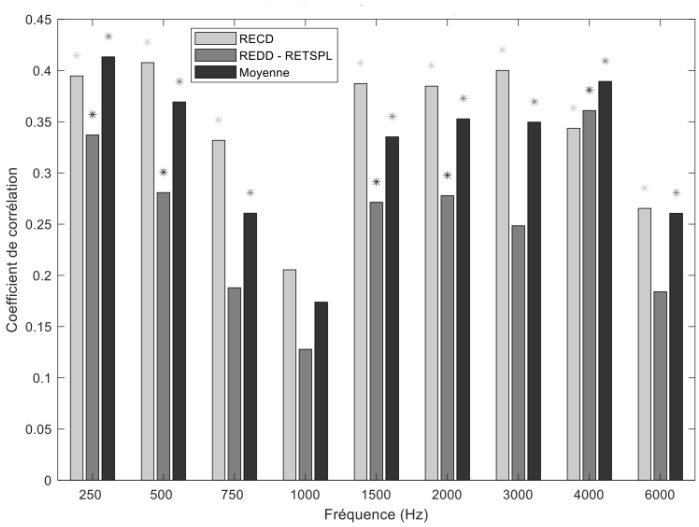


Figure 27: Corrélation entre le volume d'air et le RECD et REDD

Ainsi, une analyse de corrélation montre que la relation entre le RECD et le volume d’air seul est significative sur toutes notre plage de fréquences ($p<0.05$) sauf à 1000Hz où on note une corrélation non significative. Concernant le REDD, sa relation avec le volume d’air est significative sauf à certaines fréquences dont 1000Hz.

Pour le RECD et le REDD, dans les fréquences où la corrélation est significative cette dernière est négative. Le volume d’air de la cavité résiduelle varie alors de manière inversement proportionnelle avec le RECD et REDD représentant le niveau de pression au tympan.

Dans un second temps, nous nous intéressons, à travers la figure 28, à l'éventuelle corrélation entre le volume du tympan seul et les mesures d'oreille réelle.

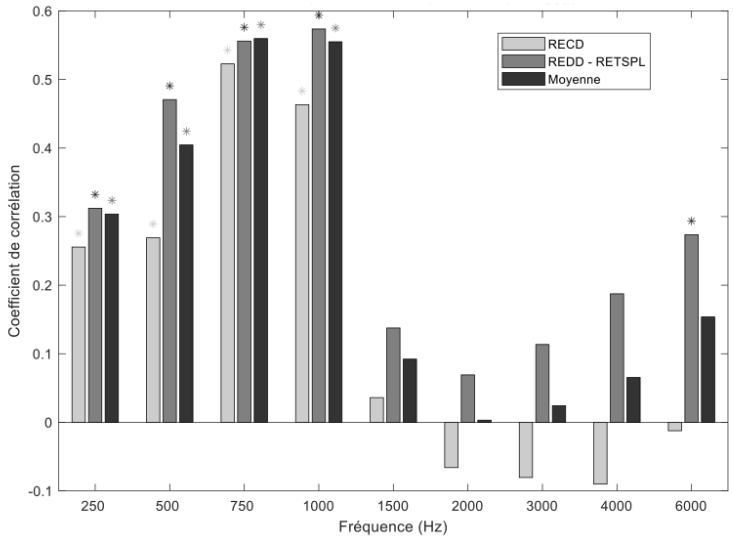


Figure 28: Corrélation entre le volume du tympan et le RECD et REDD (basses fréquences uniquement)

Dans ce cas-ci, une analyse de corrélation montre que la relation entre ces deux variables est significative uniquement entre 250 et 1000Hz ($p<0.05$). En revanche, à partir de 1500 Hz on relève une corrélation non significative.

Dans les BF, la corrélation significative est encore une fois négative, ce qui signifie que le volume du tympan varie de manière inversement proportionnelle avec le RECD et REDD.

VI. Discussions

L'objectif de notre étude est d'évaluer l'utilité des mesures de la cavité résiduelle du malentendant pour mieux comprendre les réglages audioprothétiques. Une question se pose alors : dans quelle mesure peut-on expliquer la variabilité interindividuelle du RECD et du REDD sur la base des variations interindividuelles du volume résiduel ?

Pour répondre à cette problématique, plusieurs hypothèses ont été établies.

A. Influence des dimensions de la cavité résiduelle et de l'impédance tympanique sur le RECD et REDD

Les résultats de notre étude ont permis de répondre à notre première hypothèse traitant de l'impact des caractéristiques de la cavité résiduelle d'un individu sur les mesures d'oreille réelle et donc sur le SPL au tympan.

Ainsi, à travers notre échantillon d'oreilles, nous observons que le volume d'air de la cavité et le volume du tympan influencent les mesures de RECD et REDD.

En effet, le volume d'air de la cavité résiduelle varie de façon inversement proportionnelle au RECD sur toutes les fréquences sauf à 1000Hz. On comprend donc, qu'à l'exception de cette fréquence, plus le volume d'air augmente plus le RECD sera faible. Ceci induit que pour un gros volume d'air de la cavité résiduelle, la pression au tympan (SPL) sera plus basse que pour un volume d'air moins important.

Aussi, d'après notre étude, on obtient la même finalité pour le REDD sur la plupart des fréquences. Cependant, sur les fréquences 750, 1000, 3000 et 6000Hz on ne relève pas de corrélation significative entre le REDD et le volume d'air de la cavité résiduelle. Ce résultat, différent de celui du RECD est difficile à comprendre mais pourrait peut-être s'expliquer par une mauvaise reproductibilité de la mesure. Parallèlement, à la fréquence 1000Hz, la corrélation entre le volume d'air de la cavité et les mesures

d'oreille réelle (aussi bien le REDD que le RECD) est non significative. Pour comprendre ce phénomène, il serait sans doute intéressant de s'interroger sur le lien qu'il pourrait y avoir avec nos mesures de réflectance illustrant une valeur minimale à 1000Hz.

Concernant le volume du tympan, on note une corrélation de cette variable avec le RECD et le REDD uniquement sur les basses fréquences (<1500Hz). Ce résultat parait plutôt logique dans le sens où le tympan est rigide en haute fréquence et compliant en basse fréquence. Sa compliance lui donne alors un volume (0,65 cc) qu'il n'aurait pas en haute fréquence. Ainsi, la variation du volume de la membrane tympanique influencerait le niveau de pression au tympan uniquement dans les BF de par son absence en HF. Concrètement, le SPL au tympan tendrait à diminuer avec l'augmentation de la compliance du tympan.

Conjointement, on observe un pic sur les fréquences 750 et 1000Hz. Ceci pourrait se justifier par nos mesures de réflectance illustrant une valeur minimale dans cet intervalle. La compliance du tympan y serait donc maximale.

Finalement, on comprend que la variation du volume d'air de la cavité résiduelle pouvant être due à la profondeur d'insertion d'un embout par exemple entraine une variation du SPL au tympan sur l'intégralité des fréquences comprises entre 250 et 8000Hz, à l'exception de 1000Hz. La compliance du tympan, quant à elle, jouerait un rôle majeur mais uniquement en dessous de 1500Hz.

B. Patients avec une pathologie de l'oreille moyenne

Initialement, avant de réunir les données de tous nos participants, différents groupes ont été établis : le groupe A constitué d'individus sans pathologie d'oreille moyenne, le groupe B regroupant les participants pour lesquels on suspecte une pathologie et le groupe C avec des patients ayant des pathologies avérées.

On se demande alors si les mesures des patients présentant un historique inhabituel au niveau de l'oreille moyenne (groupe B et C) sont sujettes à plus de variabilité et ont tendance à s'écarter de la norme standard.

Malheureusement, nous ne pouvons pas, à travers cette étude, donner de réponse tranchée sur la question.

En mesurant les réflectances individuelles de nos participants, nous nous rendons compte qu'en effet la majorité des patients du groupe C s'écartent de la norme standard mais qu'un individu, ayant lui aussi une pathologie avérée, a pourtant une réflectance normale. Les résultats du groupe B sont quant à eux très variables du fait de l'incertitude des pathologies de ces participants. Enfin, l'analyse la plus étrange reste celle du groupe A (non pathologique) avec plus de mesures de réflectances en dehors de l'intervalle normatif que de mesures à l'intérieur.

Ces résultats étonnants pourraient s'expliquer par l'insertion de la mousse, la taille utilisée et surtout l'étanchéité de cette dernière.

Finalement, on pourrait conclure, avec des réserves, qu'en moyenne, les patients présentant une pathologie de l'oreille moyenne auraient tendance à s'écarter d'une réflectance standard.

C. Limites de l'étude

Cette étude nous permet alors de démontrer le rôle des caractéristiques de la cavité résiduelle sur les variations interindividuelles du RECD et REDD et donc sur le SPL au tympan. Néanmoins, des limites existent et il est important d'en avoir connaissance pour pouvoir nuancer nos résultats :

- Nous l'avons vu, les mesures du REDD n'ont pas permis d'obtenir une corrélation avec le volume d'air de la cavité résiduelle sur toutes les fréquences. Aussi, en réitérant la mesure plusieurs fois, nous nous sommes rendu compte

que les résultats n'étaient souvent pas identiques. Ainsi, on peut alors se questionner sur la reproductibilité de cette mesure.

- Grâce à cette étude, les résultats obtenus nous ont permis de mieux comprendre la variabilité du SPL au tympan pour mieux adapter l'appareillage à chaque patient mais aucune mesure avec appareil auditif en marche n'a été effectuée. Ainsi, il serait intéressant de poursuivre cette étude avec les mesures d'oreille réelle personnalisées et les aides auditives allumées pour observer des résultats d'intelligibilité du patient avec cette nouvelle adaptation.
- Une question se pose aussi quant à l'étanchéité de la mousse EARLINK pour les mesures de seuils et les mesures d'oreille réelle. En effet, bien que nous ayons choisi une mousse de taille adaptée à chaque oreille participante dans le but d'une obturation parfaite, des fuites acoustiques sont malgré tout présentes en basse fréquence. De la même façon, l'embout mousse choisi pour la mesure de réflectance doit certainement entrainer lui aussi des fuites acoustiques de façon quasi systématique.

VII. Conclusion

L'objectif de cette étude a été d'évaluer l'utilité des mesures des caractéristiques de cavité résiduelle pour mieux comprendre les réglages audioprothétiques. Nous avons alors cherché à savoir si la variabilité interindividuelle du RECD et du REDD pouvait s'expliquer par des variations interindividuelles du volume de la cavité résiduelle. Nos résultats ont confirmé l'influence des caractéristiques de la cavité résiduelle sur le RECD et le REDD et donc sur le SPL au tympan.

En effet, on constate qu'une variation du volume d'air de la cavité résiduelle, pouvant être dû à la profondeur d'insertion d'un embout par exemple, entraine une variation du SPL au tympan sur l'intégralité des fréquences comprises entre 250 et 8000Hz, à l'exception de 1000Hz.

La compliance du tympan, quant à elle, joue un rôle majeur mais uniquement en dessous de 1500Hz avec une corrélation maximale entre 750 et 1000Hz. Concrètement, le SPL au tympan tendraient alors à diminuer avec l'augmentation de la compliance de la membrane tympanique.

Pour aller plus loin, il serait intéressant de poursuivre cette étude en intégrant les mesures d'oreille réelle personnalisées dans les aides auditives des patients et réaliser des tests d'intelligibilité dans le calme et dans le bruit. Cela nous permettrait alors de confirmer l'intérêt de prendre en compte le RECD ou le REDD dans notre adaptation.

On pourrait également se demander si les anomalies observées sur les mesures du RECD (ou REDD) peuvent s'expliquer à travers la réflectance tympanique.

VIII. Bibliographie

AlMakadma, H., Kei, J., Yeager, D., & Feeney, M. P. (2023). Fundamental Concepts for Assessment and Interpretation of Wideband Acoustic Immittance Measurements. Seminars in Hearing, 44(1), 17‑28. https://doi.org/10.1055/s-0043-1763293

Bastos, B. G., Ferrari, D. V., & Blasc, W. Q. (2012). Real ear unaided gain and its relation with the equivalent volume of the external and middle ear. International Archives of Otorhinolaryngology, 16(3), 365-370. https://doi.org/10.7162/S1809-97772012000300011

BONTEMPS, C. (Décembre 2021). Les bases acoustiques : Notions. Majorcom. https://www.majorcom.fr/les-bases-acoustiques-notions/

Bossard, J., Salmon, C., Tartenson, C., Turcan, D., Paillat, S. (Juin 2020). Résonateurs d'Helmholtz.

Castermans, T., Gillis, P., & Melin, S. (2001). Cordes et tubes : Des outils d'analyse pour l'acoustique.

Dancer, A., Rebillard, G. (Janvier 2018). Audition—Oreille—Cochlée ; Oreille. http://www.cochlea.eu

De Jonge, R. (1996). Real-Ear Measures : Individual Variation and Measurement Error. In Hearing Aids : Standards, Options, And Limitations. (Thieme Medical Publishers).

Delcle, S. (Octobre 2012). Étude sur les modifications prothétiques induites par un appareillage à évent spiralé ou nothing. Mémoire d'Audioprothèse. Université de Lyon 1.

Delerce, X. (Décembre 2020). REDD : Le retour !!! Le blog de l'Audiologie Prothétique Xavier DELERCE. https://leblogaudiologie.com/2020/12/30/redd-le-retour/

Delerce, X. (Juin 2009). La réalisation d'un SPLoGram sur Affinity 2. Le blog de l'Audiologie Prothétique. https://leblogaudiologie.com/2009/06/07/lutilisation-dun-splogram-sur-affinity-2/

Durand, N. (Septembre 2010). Conversion des seuils audiométriques HL en leur équivalent SPL au tympan : La mesure de la pression acoustique dans le conduit s'impose-t-elle ? Mémoire d'Audioprothèse. Université de Montpellier 1.

Gelfand, S (Mars 2016). Essentials of Audiology. Fourth Edition. Thieme.

Gustafson, S., Pittman, A., & Fanning, R. (2013). Effects of Tubing Length and Coupling Method on Hearing Threshold and Real-Ear to Coupler Difference Measures. American Journal of Audiology, 22(1), 190-199. https://doi.org/10.1044/1059-0889(2012/12-0046)

Guyon, C-A. (2024). Appareillage Pédiatrique, Cours de 3ème année d'audioprothèse à l'école de Lyon.

Jønsson, S., Liu, B., Nielsen, L. B., & Schuhmacher, A. (2003). Simulation of Couplers.

Kruger, B. (1987). An update on the external ear resonance in infants and young children. Ear and Hearing, 8(6), 333-336. https://doi.org/10.1097/00003446-198712000-00008

Lecocq, B. H. (Décembre 2006). Study of acoustic comportment of cavitary materials. Thèse. Spécialité : Acoustique. Ecole Nationale Supérieure d'Arts et Métiers.

Lemasson, J.-B. (2022). Real Ear Measurement ou Mesure IN VIVO formation Lyon.

Loi d'Ohm. (2024). In Wikipédia. https://fr.wikipedia.org/w/index.php?title=Loi_d%27Ohm&oldid=215219031

Micheyl, C. (2024). Influence de la cavité résiduelle sur le niveau de pression sonore au tympan, Présentation aux Assises ORL Cannes.

Mimosa Acoustics, (2014). HearID 5.1 + MEPA3 Module User's Manual Middle-Ear Power Analysis System

Mimosa Acoustics—Products—MEPA3 : Wideband Acoustic Immittance system for Middle-Ear Power Analysis. (s. d.). https://www.mimosaacoustics.com/products/mepa.html

Møller, A. R. (2012). Hearing: Anatomy, Physiology, and Disorders of the Auditory System, Third Edition, Chap 1. Plural Publishing.

Moodie KS, Seewald RC, Sinclair ST. (1994). Procedure for predicting real-ear hearing instruments performance in young children. Amer J Audiol 3(1):23

Pujol, R. (Novembre 2016). Audition—Oreille—Cochlée ; Oreille. http://www.cochlea.eu

Raveau, E. (2008.). Répercussions sur le gain prothétique tonal des caractéristiques acoustiques du CAE et de son couplage avec l'aide auditive. Mémoire d'Audioprothèse. Université de Rennes 1. https://doi.org/10.1097/00003446-198712000-00008

Résonance acoustique. (2023). In Wikipedia. https://fr.wikipedia.org/w/index.php?title=R%C3%A9sonance_acoustique&oldid=204987239

Rosowski, J. J., Stenfelt, S., & Lilly, D. (2013). An Overview of Wideband Immittance Measurements Techniques and Terminology : You Say Absorbance, I Say

Reflectance.Ear and Hearing, 34,9s.
https://doi.org/10.1097/AUD.0b013e31829d5a14

Rosowski, J. J., & Wilber, L. A. (2015). Acoustic Immittance, Absorbance, and Reflectance in the Human Ear Canal. Seminars in Hearing, 36(1), 11-28. https://doi.org/10.1055/s-0034-1396924

Seldran, F (2022). Audioprothèse, Cas pratiques, Cours de 2ème année d'audioprothèse à l'école de Lyon.

Shaw, E. A. (1974). Transformation of sound pressure level from the free field to the eardrum in the horizontal plane. The Journal of the Acoustical Society of America, 56(6), 1848-1861. https://doi.org/10.1121/1.1903522

Staab, W. (1996). Introduction to Deep Canal Principles. Seminars in Hearing, 17(01), 3-19. https://doi.org/10.1055/s-0028-1089924

Stinson, M. R., & Lawton, B. W. (1989). Specification of the geometry of the human ear canal for the prediction of sound-pressure level distribution. The Journal of the Acoustical Society of America, 85(6), 2492-2503. https://doi.org/10.1121/1.397744

Ugarteburu, M., Withnell, R. H., Cardoso, L., Carriero, A., & Richter, C.-P. (2022). Mammalian middle ear mechanics : A review. Frontiers in Bioengineering and Biotechnology, 10. https://www.frontiersin.org/articles/10.3389/fbioe.2022.

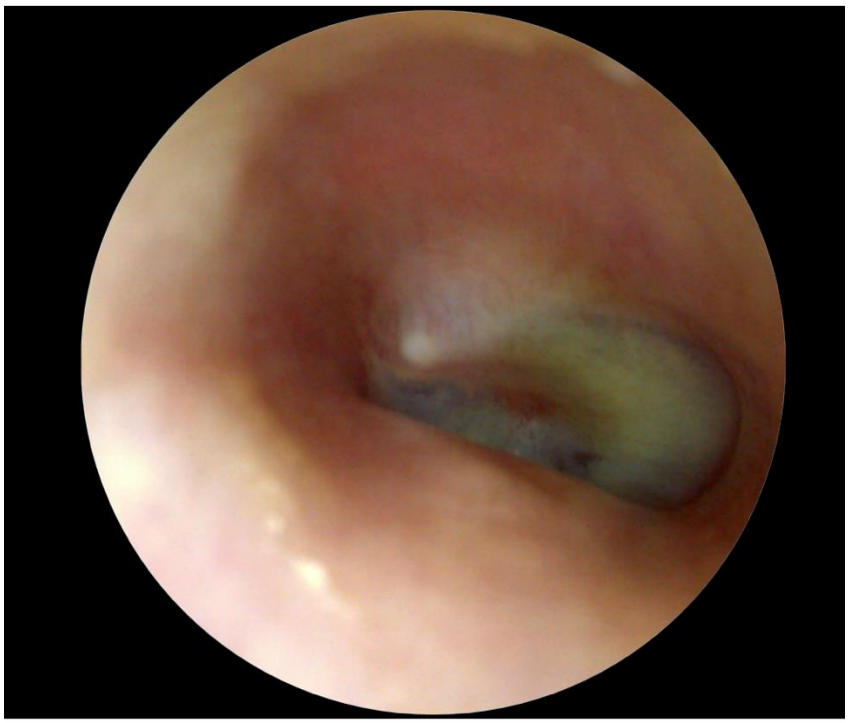
Vliet, D. V., Au.D & Jason A. Galster, & Ph.D. (s. d.). LES INTRA-AURICULAIRES PROFONDS INVISIBLES (IIC).

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

IX. Annexes

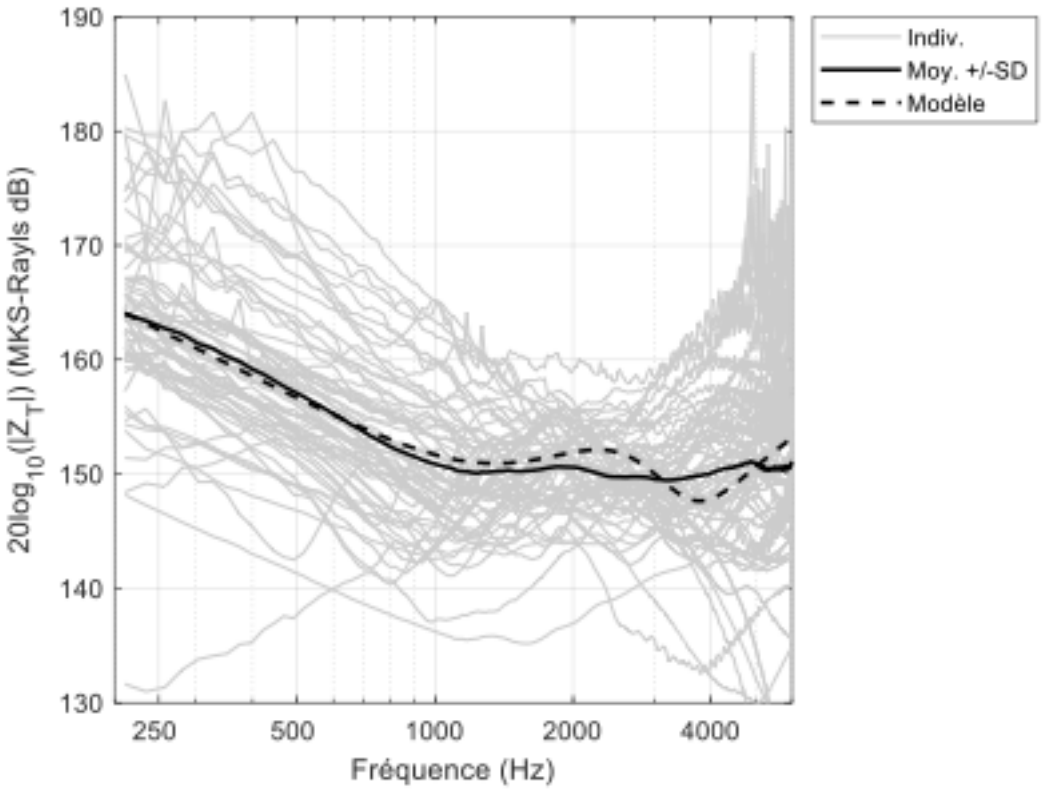
Annexe 1 : Photographie d'un conduit auditif droit d'une patiente ayant subi une mastoidectomie (Groupe C)

Annexe 2 : Photographie d'un conduit auditif gauche d'une patiente pour laquelle on suspecte une anomalie (Groupe B)

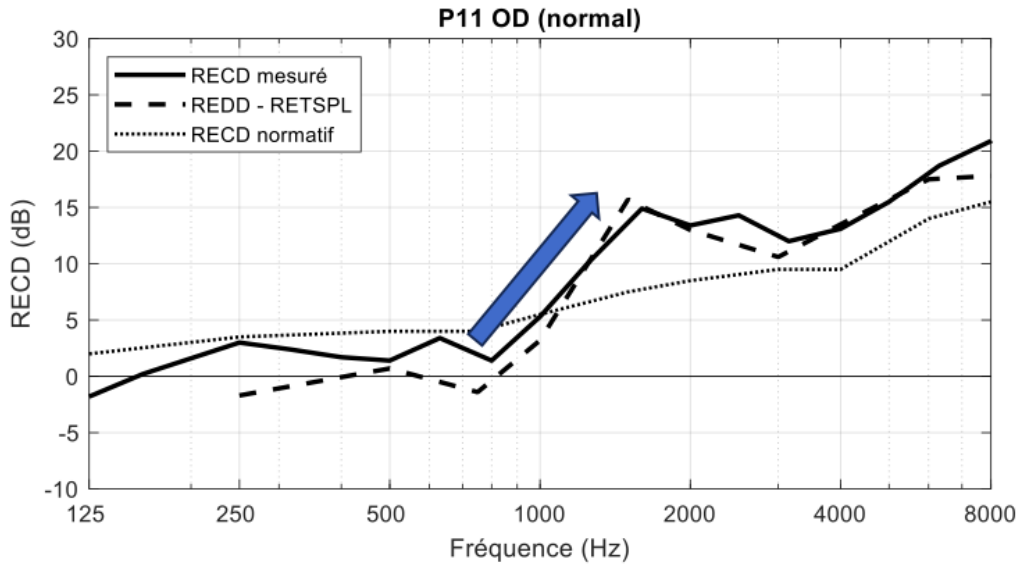


Annexe 3 : Photographie d'un conduit auditif gauche d'une patiente pour laquelle on suspecte une anomalie (Groupe B)

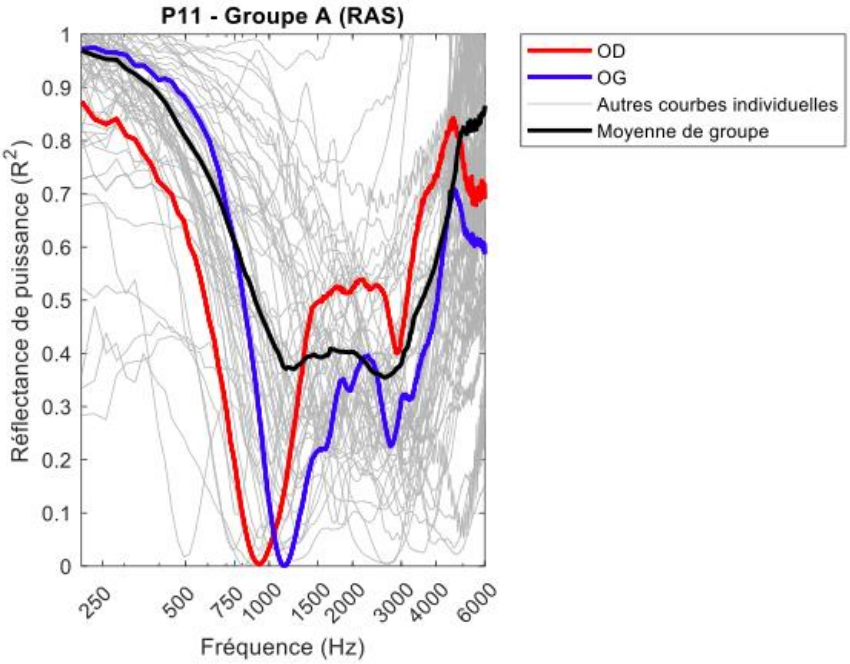
Annexe 4 : Photographie d'un conduit auditif droit d'un patient ayant subi des otites séromuqueuses + diabolos dans l'enfance (Groupe C)



Annexe 5 : Courbes d'impédance tympanique de nos participants



Annexe 6 : Exemple de RECD anormal pour un patient ne présentant pas d'anomalie à l'otoscopie, à l'anamnèse ou au compte rendu ORL (Groupe A)



Annexe 7 : Courbe de réflectance chez le même individu