



<http://portaildoc.univ-lyon1.fr>

Creative commons : Paternité - Pas d'Utilisation Commerciale -  
Pas de Modification 2.0 France (CC BY-NC-ND 2.0)



<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/2.0/fr>



Université Claude Bernard  Lyon 1

INSTITUT DES SCIENCES ET TECHNIQUES DE LA READAPTATION

Directeur Professeur Xavier PERROT

Etude de la variabilité des réglages en fonction des  
méthodes de test utilisées et des caractéristiques  
anatomiques

MEMOIRE présenté pour l'obtention du

DIPLOME D'ETAT D'AUDIOPROTHESISTE

Par

SAUTON Audrey

Autorisation de reproduction

LYON, le 18 Octobre 2019

Directeur de l'Enseignement  
**Stéphane GALLEGO**

N° 816



Président  
**Pr Frédéric FLEURY**

Vice-président CFVU  
**M. CHEVALIER Philippe**

Vice-président CA  
**M. REVEL Didier**

Vice-président CS  
**M. VALLEE Fabrice**

Directeur Général des Services  
**M. VERHAEGHE Damien**

## Secteur Santé

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

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

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

Institut des Sciences Pharmaceutiques  
et Biologiques  
Directrice  
**Pr VINCIGUERRA Christine**

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

Institut des Sciences et Techniques de la  
Réadaptation  
Directeur  
**Dr Xavier PERROT**

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



---

## Secteur Sciences et Technologies

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

Directeur

**M. VANPOULLE Yannick**

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

Directeur

**M. LEBOISNE Nicolas**

Ecole Supérieure du Professorat et de l'Éducation

Directeur

**M. CHAPEYRON Pierre**

UFR de Sciences et Technologies

Directeur

**M. DE MARCHI Fabien**

POLYTECH LYON

Directeur

**Pr PERRIN Emmanuel**

IUT LYON 1

Directeur

**M. VITON Christophe**

Ecole Supérieure de Chimie Physique Electronique de Lyon (ESCPE)

Directeur

**M. PIGNAULT Gérard**

Observatoire astronomique de Lyon

Directeur

**Mme DANIEL Isabelle**

## Remerciements

Je tiens tout d'abord à remercier et adresser ma gratitude à Monsieur Eric RAUBER pour sa disponibilité, son soutien et son implication pour le bon déroulement de la réalisation de mon mémoire tout au long de ces seize semaines.

Merci de m'avoir fait confiance et de m'avoir soutenue tout au long de ce stage.

Je tiens également à remercier toute l'équipe d'Amplifon Croix Rouse, Claire RAUBER, Nelson ARAUJO, Elisabeth FELIX, Paola GERMOND, Arnaud FONTFREYDE de m'avoir si bien accueillie et soutenue tout au long de mon stage tout en m'apportant des connaissances fondamentales.

Merci à Jean Etienne Grosfilley pour l'intérêt qu'il a porté à cette étude et pour le temps qu'il m'a accordé.

Je remercie Stéphane GALLEGO pour son aide et sa disponibilité.

Enfin, je tiens à adresser ma sincère reconnaissance à mes parents et mon frère pour leur aide, leur soutien et leur bienveillance et tout particulièrement à Louis pour son aide précieuse et son implication tout au long de la réalisation de ce mémoire.

## Résumé

Nous nous sommes demandés si l'anatomie du conduit auditif (sa longueur, sa hauteur au niveau de l'espace inter coude, sa largeur au niveau de l'espace inter coude, sa longueur de l'espace inter coude et sa section) avait un impact sur les différents réglages donnés par l'audiométrie tonale, l'audiométrie in-situ et la mesure in-vivo. En effet, ce paramètre est aujourd'hui pris en compte surtout pour une adaptation et un maintien idéal de l'appareil sur l'oreille du patient et non à des fins de réglages dans la plupart des cas.

Nous allons donc au cours de ce travail essayer de comprendre quelle influence ces caractéristiques vont avoir sur les réglages des aides auditives en nous basant sur les spécificités anatomiques des conduits des sujets de notre population étudiée.

Nous étudierons dans un premier temps l'anatomie du conduit auditif externe (CAE) ainsi que son acoustique. Nous regarderons ensuite le fonctionnement de l'Audiométrie Tonale, de l'audiométrie in-situ et de la Mesure In Vivo (MIV). Nous exposerons ensuite l'étude qui à été menée au cours de ce stage et nous finirons par étudier les résultats et par les discuter.

## Sommaire

<b>Sommaire .....</b>	<b>1</b>
<b>Liste des abréviations .....</b>	<b>3</b>
<b>Liste des illustrations .....</b>	<b>4</b>
<b>Introduction.....</b>	<b>5</b>
<b>I. Anatomie et acoustique du conduit auditif externe .....</b>	<b>6</b>
1. Anatomie .....	6
2. Acoustique .....	8
<b>II. Les différents tests étudiés.....</b>	<b>16</b>
1. L'audiométrie tonale liminaire .....	16
a. Définition .....	16
b. Matériel et réalisation .....	17
c. Intérêt .....	18
d. Limites.....	18
2. L'audiométrie In Situ .....	19
a. Définition .....	19
b. Matériel et réalisation .....	19
c. Intérêts.....	20
d. Limites.....	20
3. La mesure In Vivo .....	21
a. Définition .....	21
b. Matériel et réalisation .....	22
c. Intérêts.....	27
d. Limites.....	27
<b>III. Etude .....</b>	<b>29</b>
1. Objectif de l'étude .....	29
2. Population testée .....	29

<b>3. Protocole</b> .....	<b>31</b>
a. Discussion et otoscopie.....	31
b. Prise d’empreinte.....	31
c. Mesure de la longueur des conduits auditifs .....	33
d. Audiométrie tonale, audiométrie in situ et mesure in vivo .....	34
<b>IV. Etude statistique</b> .....	<b>37</b>
<b>1. Critères anatomiques étudiés</b> .....	<b>37</b>
<b>2. Résultats</b> .....	<b>38</b>
Régression linéaire .....	39
- Longueur inter-coudes .....	39
- Longueur du conduit auditif .....	40
- Hauteur du conduit au niveau de l’isthme inter-coudes .....	42
- Largeur du conduit au niveau de l’isthme inter-coudes .....	43
- Section de l’isthme .....	45
<b>V. Discussion</b> .....	<b>47</b>
<b>Conclusion</b> .....	<b>52</b>
<b>Bibliographie</b> .....	<b>53</b>

## Liste des abréviations

GBM : Génie Biomédical

dB HL : dB Hearing Level (*Niveau d'audition*), « décibel du rapport pondéré par une courbe normalisée pour les audiogrammes ».

CAE : Conduit Auditif Externe

OE : Oreille Externe

HP : Haut Parleur

dB : Décibel

HF : Hautes Fréquences

REUG : Real Ear Unaided Gain

REAG : Real Ear Aided Gain

REIG : Real Ear Insertion Gain

GNO : Gain Naturel de l'Oreille

MIV : Mesure In Vivo

IS : In Situ

AT : Audiométrie Tonale

## Liste des illustrations

<u>Figure 1</u> : Schéma de l'oreille. (S. Cheval, 2010).....	6
<u>Figure 2</u> : coupe transversale conduit auditif externe (S. Cheval, 2010).....	7
<u>Figure 3</u> : Résonnances de l'oreille externe (W. Staab, 2014).....	14
Courbe réalisée à l'azimut 45° sur un plan horizontal .....	14
<u>Figure 4</u> : Positionnement du tube sonde pour l'étalonnage .....	24
(2018 GN Otometrics A/S) .....	24
<u>Figure 5</u> : Ecart en dB entre la mesure au niveau du tympan et celle au niveau de la sonde en fonction de la distance de la sonde par rapport au tympan (Dirks D. D. et al., 1987) .....	25
<u>Figure 6</u> :Pistolet mélangeur pour pate à empreinte (Dental addict, 2018).....	32
<u>Figure 7</u> : Scanner 3D pour les empreintes d'oreille .....	33
<u>Figure 8</u> : Stylets Lyrics pour mesure de profondeur du CAE. ....	34
<u>Figure 9</u> : Aurical Aud (GN Otometrics A/S, 2018).....	35
<u>Figure 10</u> : Aurical FreeFit (2018 GN Otometrics A/S).....	36
<u>Figure 11</u> : Etude influence caractéristiques anatomiques 1/5.....	39
<u>Figure 12</u> : Etude influence caractéristiques anatomiques 2/5.....	41
<u>Figure 13</u> : Etude influence caractéristiques anatomiques 3/5.....	42
<u>Figure 14</u> : Etude influence caractéristiques anatomiques 4/5.....	44
<u>Figure 15</u> : Etude influence caractéristiques anatomiques 5/5.....	45
<u>Figure 16</u> : Tableau des coefficients de détermination $r^2$ en fonction des caractéristiques anatomiques .....	46
<u>Figure 17</u> : Niveaux de gain moyen (en dB re) : niveau de signal mesuré au niveau de la sonde avec 3 positionnements de sonde différents, d'après Dirks et al. (1996) .....	49

## Introduction

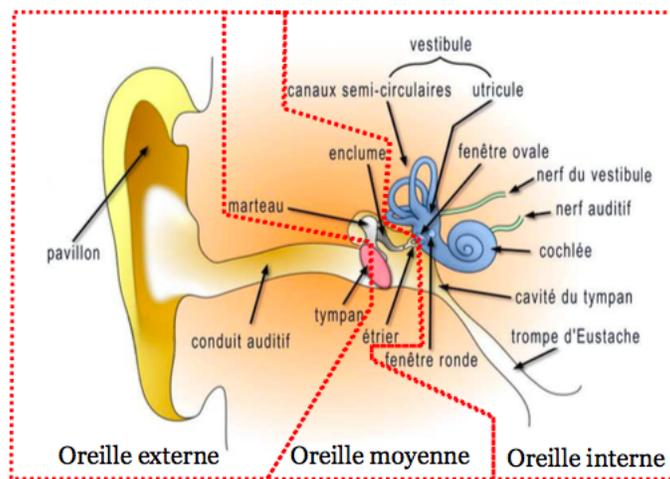
Etant étudiante en double diplôme audioprothésiste/ingénieure biomédical, j'ai effectué mon stage de 4<sup>ème</sup> année d'ingénieur GBM et de 3<sup>ème</sup> année d'audioprothèse au sein du laboratoire Amplifon Croix-rousse. Ce stage de 16 semaines a servi de support à mon mémoire de recherche diplômant de 3<sup>ème</sup> et dernière année d'audioprothèse. Dans ce but, et après plusieurs réunions avec mon maitre de stage Mr Rauber et Mr Gallego, Directeur de l'école d'audioprothèse, je décidais d'étudier l'impact de l'anatomie des conduits auditifs externes de mes patients sur les réglages en gain conseillés suite à 3 tests fondamentaux d'audioprothèse. En effet, l'Audiométrie Tonale, l'Audiométrie In situ et la Mesure In-vivo sont des outils précieux pour l'évaluation de la perte auditive et l'adaptation de l'aide auditive. Chacune de ces méthodes à un apport certain quant à l'évaluation de différents paramètres propres à chacun. Dans ce but, nous reviendrons sur les caractéristiques principales de l'oreille externe. Nous développerons ensuite les spécificités des trois tests cités précédemment puis discuterons du déroulement et des résultats de l'étude menée.

## I. Anatomie et acoustique du conduit auditif externe

### 1. Anatomie

L'oreille est l'organe de l'audition, le siège du sens de l'ouïe. Elle se décompose en trois parties distinctes : l'oreille externe, l'oreille moyenne et l'oreille interne.

Chaque partie a un rôle dans la transmission, l'intégration et la « compréhension » d'un son. Le sujet de ce mémoire concernant exclusivement les caractéristiques anatomiques de l'oreille externe, nous développerons par la suite uniquement les particularités de cette dernière.



*Figure 1 : Schéma de l'oreille. (S. Cheval, 2010)*

Le son qui arrive au niveau de la cochlée, au sein de l'oreille interne, n'est pas le même que celui arrivant au niveau du pavillon.

L'oreille externe a plusieurs rôles dans cette modification, ce qui va nous intéresser plus particulièrement puisque cela va impacter les réglages des aides auditives.

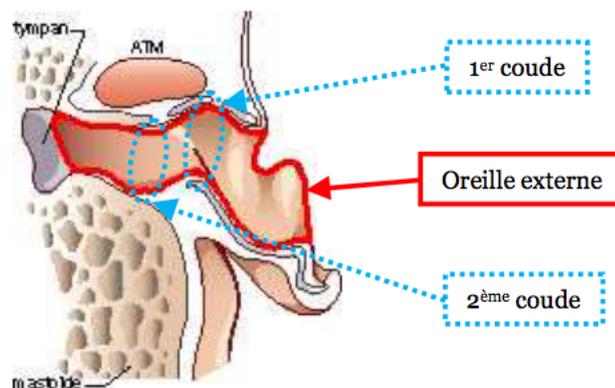
L'oreille externe est constituée de deux parties distinctes :

- Le pavillon, il s'agit de la partie visible de l'organe de l'audition qui a pour fonction de diffracter les ondes et de les canaliser au niveau du conduit. En faisant varier progressivement la section du conduit, il a pour objectif d'effectuer une adaptation d'impédance. Le pavillon sera donc un premier facteur anatomique influençant sélectivement l'intégration des différentes fréquences d'onde sonore.

Il a également un rôle de protection afin d'éviter l'intrusion, par exemple, d'insectes au sein du conduit auditif. Il a enfin un rôle pour la localisation des sons et pour notre orientation spatiale.

- Le canal auditif (également appelé conduit auditif externe) : Il prolonge le pavillon jusqu'au tympan et a un rôle de résonateur pour le signal acoustique.

Nous retrouvons les caractéristiques du conduit auditif au sein de l'Encyclopédie Medico-Chirurgicale Orl (De Sevin et al., 1995).



*Figure 2 : coupe transversale conduit auditif externe (S. Cheval, 2010)*

Comme présenté en *figure 2*, il présente deux parties distinctes. Le tiers externe est fibrocartilagineux tandis que les deux tiers internes sont osseux. L'ensemble est recouvert d'une fine épaisseur de peau.

La partie externe du CAE est délimitée par le bord antérieur de la conque, zone anatomique séparant le pavillon du conduit auditif ayant la forme d'entonnoir. A l'opposé, le CAE se termine par le tympan qui représente l'interface entre l'oreille externe et l'oreille moyenne.

Selon De Sevin et al. (1995), le diamètre du conduit auditif varie en moyenne entre 5 et 9 mm en fonction des segments et dispose d'une longueur d'environ 25mm. Concernant ses différents segments, nous ne pouvons apparenter le CAE à un tube rectiligne puisqu'il présente deux inflexions notables. Ces dernières, que nous appelons des coudes, forment 3 zones distinctes : en amont et en aval des 2 coudes ainsi qu'un segment inter-coudes. Nous noterons également la présence d'un rétrécissement au centre de ces deux inflexions.

L'ensemble des caractéristiques morphologiques va donc être amené à modifier la perception que nous nous faisons des différents sons de notre milieu environnant. Mais à quels processus physiques faisons-nous appel ?

## 2. Acoustique

De manière générale, lorsqu'une onde acoustique parvient au niveau de l'oreille, celle-ci se voit canalisée puis amplifiée par l'oreille externe. Le pavillon jouera à ce moment le rôle d'adaptateur d'impédance afin de transmettre efficacement le signal perçu d'un espace étendu à un espace réduit.

Dès cet instant, le conduit auditif peut être approximé par un tube ouvert/fermé de longueur  $L$  et l'onde sonore à une onde progressive se propageant dans la direction  $x$ , orienté de la conque vers le tympan. Cette dernière se traduit alors par une surpression  $p(x,t)$  tel que la pression totale de l'air s'écrive :

$$P(x, t) = P_{atm} + p(x, t)$$

On supposera la perturbation  $p(x, t) \ll P_{atm}$  (approximation acoustique).

Afin d'étudier les phénomènes internes, nous définissons la relation entre la pression  $p(x, t)$  et la vitesse  $v(x, t)$  de cette onde progressive par :

$$\frac{p(x, t)}{v(x, t)} = \pm \rho_0 C \begin{cases} \text{signe " + " lorsque l'onde se propagera vers les } x \text{ croissants} \\ \text{signe " - " lorsque l'onde se propagera vers les } x \text{ décroissants} \end{cases}$$

Avec  $\rho_0$  masse volumique de l'air et  $C$  la célérité du son dans l'air valant 343 m/s.

Le produit  $\rho_0 C$  sera noté  $Z$  et appelé impédance acoustique du milieu

Soit notre onde sonore incidente progressive et sinusoïdale se propageant dans le CAE de masse volumique  $\rho_{01}$  avec une célérité  $C_1$ . On peut alors écrire la surpression correspondante :

$$P_i(x, t) = P_0 e^{i(\omega t - k_1 x)} \text{ avec } k_1 = \frac{\omega}{C_1}$$

En  $x=0$ , l'onde incidente arrive à l'interface avec tympan, de masse volumique  $\rho_{02}$  et de célérité  $C_2$  et perpendiculaire à la direction de déplacement  $x$ . Cela donne alors naissance en  $x=0$  de deux nouvelles ondes progressives :

- Une onde réfléchie dans le milieu 1  $\underline{p}_r(x, t)$
- Une onde transmise dans le milieu 2  $\underline{p}_t(x, t)$

Supposant les deux milieux linéaires, ces deux nouvelles ondes ont la même pulsation que l'onde incidente. De même, on supposera que les amplitudes de ces dernières seront proportionnelles à celle de l'onde incidente.

Cela nous amène donc à définir les coefficients de réflexion et de transmission pour les amplitudes des différentes ondes de surpression :

$$\underline{r} = \frac{\underline{p}_r}{\underline{p}_i} \text{ et } \underline{t} = \frac{\underline{p}_t}{\underline{p}_i}$$

Dans le cadre de l'approximation acoustique, l'amplitude de déplacement des tranches de fluide est très faible devant la longueur d'onde des ondes présentes dans le CAE. La résultante des forces appliquées à l'interface sera donc nulle nous donnant la condition de continuité de la surpression suivante :

$$\underline{p}_i + \underline{p}_r = \underline{p}_t$$

De même, ces faibles déplacements devant être égaux de part et d'autre de l'interface, cela nous donne la condition de continuité de vitesse suivante :

$$\underline{v}_i + \underline{v}_r = \underline{v}_t$$

Ces deux conditions de continuité nous permettent d'établir la relation entre le coefficient de réflexion (puisque les impédances des milieux sont réelles) suivant :

$$r = \frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \text{ avec } \underline{p}_r = r \underline{p}_i$$

Un coefficient de transmission est également déduisible de ces conditions mais ne nous sera pas d'utilité dans ce rapport, nous concentrant essentiellement sur l'oreille externe.

Au sein du CAE, notre milieu incident, nous observons désormais une superposition des ondes  $\underline{p}_i(x, t)$  et  $\underline{p}_r(x, t)$ , se propageant à la même célérité, puisqu'elles sont dans le même milieu, et disposant de la même pulsation  $\omega$  mais en sens inverse.

Leur superposition  $\underline{p}_1(x, t) = \underline{p}_i(x, t) + \underline{p}_r(x, t)$  n'a plus la structure d'une onde progressive. Afin d'étudier cette onde, nous allons assimiler notre tympan à un mur rigide d'impédance  $Z_2 \gg Z_1$ , imposant par la précédente condition de continuité une vitesse de déplacement  $v_{\text{incidente}} + v_{\text{réfléchie}}$  nulle en  $x=0$ .

Nous définissons également  $r' = \frac{v_r}{v_i} = -\frac{p_r}{p_i}$  le coefficient de réflexion en vitesse, nous donnant :

$$\underline{v}_i + \underline{v}_r = \underline{v}_1 = 0 \leftrightarrow \underline{v}_r = -\underline{v}_i \rightarrow r' = -1 \text{ soit } r = 1$$

En reprenant la formule ci-dessus nous obtenons

$$r = \frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} = 1 \text{ ssi } Z_1 \ll Z_2$$

Cette condition se vérifiant ici nous déduisons alors

$$\underline{p}_1(x, t) = \underline{p}_i(x, t) + \underline{p}_r(x, t) = 2p_0 \cos(\omega t) \cos(k_1 x)$$

$$\underline{v}_1(x, t) = \underline{v}_i(x, t) + \underline{v}_r(x, t) = 2 \frac{p_0}{Z_1} \sin(\omega t) \sin(k_1 x)$$

A  $t$  fixé, nous observons alors que nous obtenons deux sinusoïdes de période  $\lambda = \frac{2\pi}{k_1}$ .

Contrairement aux ondes progressives initiales, cette onde ci ne se déplace pas puisqu'elle ne dispose pas de la dépendance spatio-temporelle  $-Ct$  ou  $x + Ct$ .

Ne se propageant pas, elle vibre donc sur place puisque son amplitude en  $2p_0 \cos(\omega t)$  varie sinusoïdalement à la pulsation  $\omega$ .

Les maximums de vibration se retrouveront toujours aux mêmes endroits : les ventres de vibration. L'onde de surpression étant décalée de  $\frac{\pi}{2}$  (quadrature) par rapport à l'onde de vitesse, en un ventre de vibration nous trouverons un nœud de vitesse et inversement.

Les nœuds de vitesse seront donc aux positions où  $\sin(k_1 x) = 0$  soit :

$$k_1 x = n\pi \text{ soit } x = n \frac{\lambda}{2}$$

Cette caractéristique impose donc à deux nœuds successifs d'une même vibration d'être séparés de  $\frac{\lambda}{2}$ . De même deux nœuds successifs de vibrations différentes seront séparés de  $\frac{\lambda}{4}$ .

Dans le cas de notre conduit auditif, l'extrémité fermée imposera un nœud de vitesse (cf ci-dessus) et l'extrémité ouverte imposera donc un nœud de surpression. Soit pour notre conduit de longueur  $L = n\frac{\lambda}{2} - \frac{\lambda}{4}$  ce qui implique pour

la fréquence :

$n$  : rang de l'harmonique  
 $c$  : célérité  
 $L$  : longueur du tube  
 $f$  : fréquence

$$fn = (2n - 1)f_1 \text{ avec } f_1 = \frac{c}{4L}$$

$f_1$  sera appelé fondamentale et ses multiples entiers seront ses harmoniques. Nous voyons donc ici qu'un « tuyau sonore » sélectionnera ses fréquences. Si une vibration arrive au niveau de l'oreille avec un spectre très large, seules les fréquences respectant la condition de résonance ci-dessus auront une amplitude significative, les autres seront filtrées. L'onde résultante, soit celle arrivant au niveau du tympan, dépendra alors de la fréquence mais également de l'anatomie du conduit auditif de chacun (la condition ci-dessus dépend par exemple de la longueur  $L$  du conduit).

Sur la *figure* ci-dessous, nous pouvons visualiser les fréquences de résonance du pavillon en vert [4], de la conque en bleu [3] ainsi que du conduit auditif en rouge [5]. A cela viennent s'ajouter l'influence du torse, du cou et de la nature sphérique de la tête. Nous pouvons également visualiser en trait plein noir la résonance globale de l'oreille

externe. Dans ce cas nous observons un pic principal à la fréquence 2700Hz. Concernant la fréquence de ce pic, nous retrouvons au sein des études réalisées par Wiener (1946), Shaw (1974), Hellstrom (1995), Stinson (1989), Shaw (1965), des résultats se situant entre 2,4kHz et 3kHz. Nous pouvons donc déjà remarquer une importante variation d'une étude à l'autre dépendant des individus étudiés. En effet, et d'après Kruger et al. (1987), ce comportement acoustique présente une grande variabilité entre les individus et évolue durant l'enfance avant de se stabiliser entre 7 et 10 ans. L'évolution de cette fréquence étant liée à l'évolution de l'oreille externe de l'enfant, cela démontre une nouvelle fois le rôle prépondérant de la morphologie du conduit auditif sur sa fréquence de résonance.

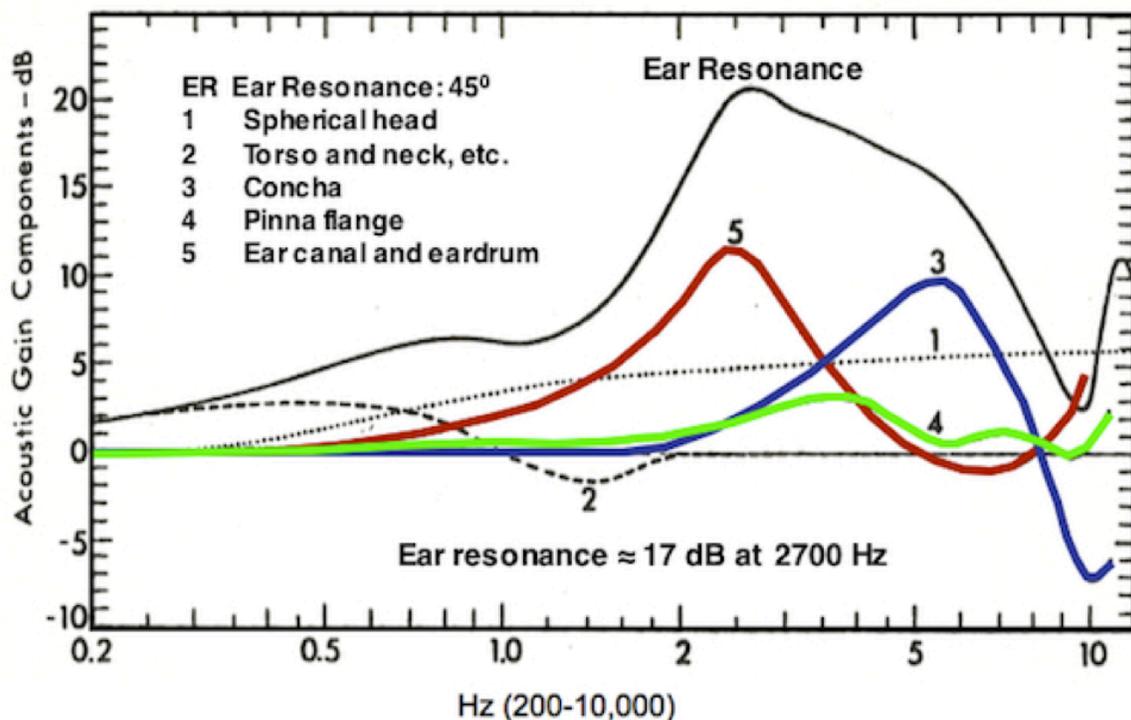


Figure 3 : Résonances de l'oreille externe (W. Staab, 2014)

Courbe réalisée à l'azimut 45° sur un plan horizontal

Ayant démontré l'influence de la longueur du conduit sur les fréquences de résonance au sein de celui-ci, étudions maintenant son influence sur le réglage d'aides auditives.

## II. Les différents tests étudiés

### 1. L'audiométrie tonale liminaire

#### a. Définition

L'audiométrie tonale est une méthode d'exploration subjective de l'audition. Il s'agit d'une méthode universelle. Elle est utilisée par les médecins ORL afin d'effectuer un diagnostic de surdité et par les audioprothésistes comme base pour l'adaptation d'appareils auditifs.

Elle va permettre de diagnostiquer l'origine de la perte auditive : surdité de transmission (au niveau de l'oreille externe ou moyenne) ou surdité neurosensorielle (au niveau de l'oreille interne).

Afin de permettre cette différenciation, elle comprend l'audiométrie aérienne (vibration du tympan induite par une onde sonore se propageant dans le milieu aérien permettant de tester l'oreille externe, moyenne et interne) et osseuse (perception d'une vibration sonore par la mastoïde, testant uniquement l'oreille interne et les voies auditives).

L'audiométrie tonale consiste à mesurer les seuils à partir desquels une simulation sonore est perçue (seuil de perception), attribuée et intégrée par les voies auditives et le cerveau. Pour ce faire, différentes fréquences, déterminées par le constructeur du module audiométrique et dépendant du choix de l'audioprothésiste, seront présentées aux patients à différents niveaux de stimulation. Le niveau de stimulation sera progressivement augmenté jusqu'à détection par le patient.

Le signal sonore utilisé peut être de plusieurs natures : le son pur ou wobulé, continu ou pulsé ainsi que les stimuli vocaux qui pourront être utilisés dans différents cas.

Les intensités des stimuli au casque en dB HL ont été normalisées avec un coupleur 6cc qui correspond à une valeur moyenne du volume de la conque et du conduit auditif (Norme ISO 389-1, 2017).

### **b. Matériel et réalisation**

L'audiométrie tonale est réalisée à l'aide d'un module audiométrique, dans notre cas celui de chez Aurical.

Il comprend :

- Un casque : TDH39.
- Un module audiométrique
- Un bouton poussoir pour recueillir les réponses (facultatif)

Les mesures sont réalisées dans une cabine insonorisée afin d'éviter tous bruits parasites.

Une otoscopie est réalisée avant chaque test afin de s'assurer de l'absence de cérumen ou de corps étranger dans le conduit auditif pouvant modifier les résultats du test. Une fois les consignes expliquées au patient, le casque est positionné sur les oreilles de sorte qu'il ne vienne pas obstruer le conduit auditif externe.

Nous pouvons alors débuter le test où nous testerons plusieurs fréquences de 1000Hz à 8000Hz par octave et demi octave (1000, 1500, 2000, 3000, 4000, 6000, 8000) puis de 750Hz à 125Hz (750, 500, 250, 125). Chaque fréquence est testée plusieurs fois afin de s'assurer de l'exactitude des réponses. A chaque fois que le sujet perçoit une succession de « bip » il le signale en appuyant sur le bouton poussoir ou en levant la main. Nous obtenons alors un audiogramme sur lesquels nous visualisons la perte auditive en dB HL.

### **c. Intérêt**

Cette mesure a pour but de tester de manière simple et rapide l'intégrité des voies auditives et de connaître l'origine d'une éventuelle surdité. Elle permet au médecin de mettre en place un diagnostic et à l'audioprothésiste de déterminer les caractéristiques de la compensation auditive idéale selon le degré de perte auditive de l'individu. Il s'agit d'un test systématiquement utilisé pour l'appareillage.

### **d. Limites**

Lors de ce test, plusieurs paramètres doivent cependant être pris en compte. Il s'agit d'un test subjectif, il est donc important de s'assurer de l'exactitude des réponses données par le sujet.

De plus, d'un point de vue acoustique, l'audiométrie tonale liminaire aérienne est effectuée à l'aide d'un transducteur tel que le casque TDH39. Le stimulus est émis au niveau de l'entrée du conduit auditif. On connaît alors l'intensité du son présenté au niveau de l'entrée du CAE et non directement au niveau du tympan. On peut se poser la question de la prise en compte de ce delta sur les préréglages effectués avec cette mesure.

Le casque délivre des intensités en dB HL qui ont été normalisées sur un coupleur 6cc censé correspondre au volume de la conque, du conduit auditif externe et du casque, comme l'a expliqué Delerce (2011). Cependant cela ne représente pas le volume réel du patient, les fabricants ont donc dû apporter des corrections coupleur – oreille

« estimées » afin de convertir la perte auditive en dB HL en seuil d'audition en dB SPL. Les seuils d'auditions sont déterminés par « x » dB SPL au tympan.

## 2. L'audiométrie In Situ

### a. Définition

*In situ* est une expression latine signifiant « sur place ». En audiologie, cela correspond aux mesures effectuées au travers de l'aide auditive mise en place dans le conduit auditif.

Cette mesure est une audiométrie tonale liminaire avec un transducteur différent, puisque celui-ci est intégré au système d'aide auditive. Elle se déroule de la même manière que l'Audiométrie tonale au casque à la seule différence que les intensités des stimuli en dB HL ont été normalisées avec un coupleur 2 cc qui correspond au volume résiduel du conduit auditif externe restant entre l'émetteur de l'aide auditive et le tympan. (Norme ISO 389-1, 2017)

### b. Matériel et réalisation

L'audiométrie in situ est réalisée à travers les appareils auditifs via les logiciels fabricants correspondants. Aujourd'hui, une grande majorité des fabricants d'appareils auditifs ont inclus une possibilité d'audiométrie in situ au sein de leur logiciel.

Elle est réalisée au sein d'une cabine insonorisée afin d'éviter une nouvelle fois les bruits parasites. Une otoscopie préalable est réalisée systématiquement afin de contrôler l'absence de cérumen et d'objets étrangers au sein du CAE.

L'appareil est ensuite mis en place. Il est vivement recommandé que la mise en place soit effectuée par le patient, en mettant son aide auditive dans sa position habituelle.

Après vérification de la mise en place par l'audioprothésiste, le test peut alors débuter, suivant la même procédure que l'audiométrie tonale au casque. Les différentes fréquences sont testées afin d'obtenir la perte auditive. Les fréquences ne sont pas les mêmes et peuvent être différentes d'un fabricant à l'autre. Cela dépend notamment de la plage d'application de l'écouteur de l'appareil.

Nous obtenons alors un audiogramme en dB HL.

### **c. Intérêts**

La mesure in situ est intéressante puisque le volume estimé au niveau du tympan, pour le calcul des seuils d'audition en dB SPL fait à partir de l'audiogramme, sera plus petit (2cc contre 6cc pour l'audiométrie au casque) limitant de ce fait les approximations de volume. L'estimation des seuils d'audition en dB SPL s'en trouvera plus précise. De plus, l'appareil étant positionné directement en position de fonctionnement, l'impact d'un potentiel mauvais positionnement du transducteur est limité.

### **d. Limites**

La mesure in situ étant un test subjectif, elle dépend de la réponse du sujet testé dans la même mesure que l'audiométrie tonale liminaire. Cela nécessite donc de tester plusieurs fois une même fréquence afin d'avoir la certitude des résultats obtenus.

Une limite en fréquence et en intensité due au transducteur peut également être présente.

A noter que l'audiométrie in situ est spécifique à la mesure de seuil de conduction aérienne puisque la mesure des seuils de conduction osseuse n'est pas réalisable. De plus, le masquage n'étant pas possible, la mesure in situ n'est pas réalisée en cas de pertes asymétriques trop importantes. Lors d'une perte asymétrique supérieure à 50 dB,

nous pouvons en effet observer un phénomène de transfert transcranien. Dans ce cas, la meilleure oreille permettrait de répondre positivement durant le test de l'oreille déficiente, faussant la mesure.

### 3. La mesure In Vivo

#### a. Définition

*In vivo* provient du latin « au sein du vivant » et consiste donc, en audiologie, à étudier ce qui se passe directement à la jonction entre le conduit auditif externe et le tympan.

La mesure in vivo est décrite, dans le précis d'audioprothèse du Collège National tome III, comme une méthode objective permettant d'apporter des renseignements complémentaires aux tests subjectifs (tonale et in situ dans notre cas). En effet, il s'agit de la seule mesure permettant de connaître précisément ce qui se passe au niveau du tympan.

Nous obtiendrons alors des informations sur le conduit auditif, ses fréquences de résonances et l'impact de l'appareil après mise en place. L'audioprothésiste peut également s'en servir pour vérifier le couplage électroacoustique appareil-oreille dans les conditions d'utilisation de celui-ci.

La mesure in-vivo nécessite de travailler avec une méthodologie d'appareillage en parallèle (NAL, DSL, etc..) qui sont des propositions de réglages normalisées d'un fabricant à l'autre. Cette nécessité se justifie dans la mesure où ce test in vivo n'est pas une méthode d'appareillage mais est davantage une vérification de la justesse des réglages. Le principe, que nous développerons ci-dessous, étant de venir mesurer les

pressions acoustiques aux abords du tympan et ainsi d'obtenir des valeurs directement en dB SPL.

### **b. Matériel et réalisation**

La mesure in vivo est réalisée à l'aide d'un module de la chaîne de mesure qui est composé de :

- Un haut-parleur intégré qui émet en champ libre le stimulus
- Un microphone de référence qui viendra se placer à l'entrée du conduit auditif et permettra de définir l'intensité sonore en entrée du conduit et de surveiller constamment le niveau de sortie des HP par un système de rétrocontrôle
- Un microphone de mesure auquel nous viendrons ajouter un tube sonde qui permettra de recueillir les mesures au fond du conduit
- Un système de maintien du dispositif sur l'oreille

Les résultats seront directement retranscrits sur l'ordinateur.

Pour la réalisation des mesures, plusieurs paramètres importants doivent être pris en compte, tout d'abord, la position du sujet par rapport à la source :

- Le sujet doit se situer entre 0,5 et 1m de la source
- Il doit se trouver à un azimut de 0° à 45° du haut-parleur

Les conditions de mesures idéales sont d'après Dodele et al. (1999) :

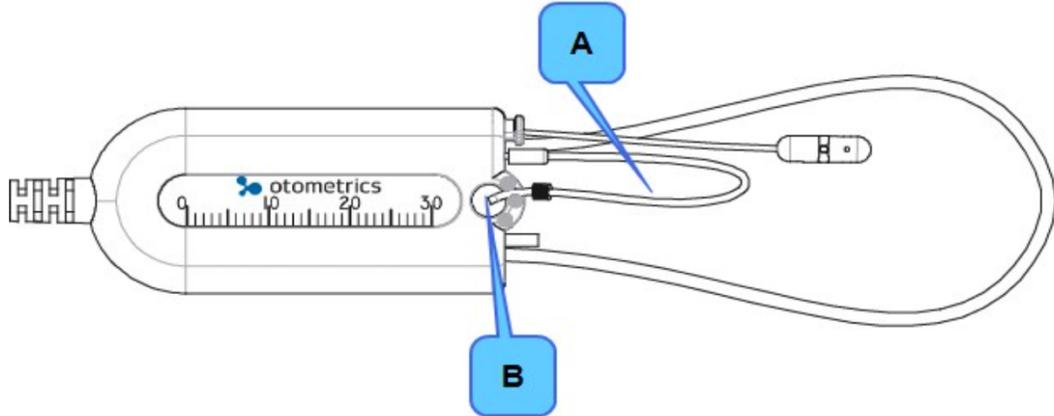
- Une pièce peu résonnante, avec un niveau de bruits parasites le plus faible possible, bien qu'il soit pris en compte lors des mesures.
- Il ne doit pas y avoir d'obstacle entre le patient et la source. Le patient doit rester relativement silencieux et immobile face à la source.

- Une fois le patient installé dans ces conditions une otoscopie de contrôle doit systématiquement être réalisée. Elle permettra dans un premier temps de s'assurer de l'absence de cérumen ou de corps étrangers dans le conduit auditif externe ce qui pourrait influencer sur les résultats.

Cela permet également d'observer l'anatomie du conduit et les éventuelles « anomalies » permettant d'anticiper la mise en place de la sonde.

- Un tube sonde neuf est dans un premier temps mis en place et calibré dans la position de réalisation des tests. Cela permet de rendre le tube sonde acoustiquement invisible dans les résultats des tests.

Il est pour cela placé au niveau du microphone de référence comme représenté sur la *figure 4*. Un calcul de la différence entre la captation du microphone de référence et du microphone de mesure sera réalisé.

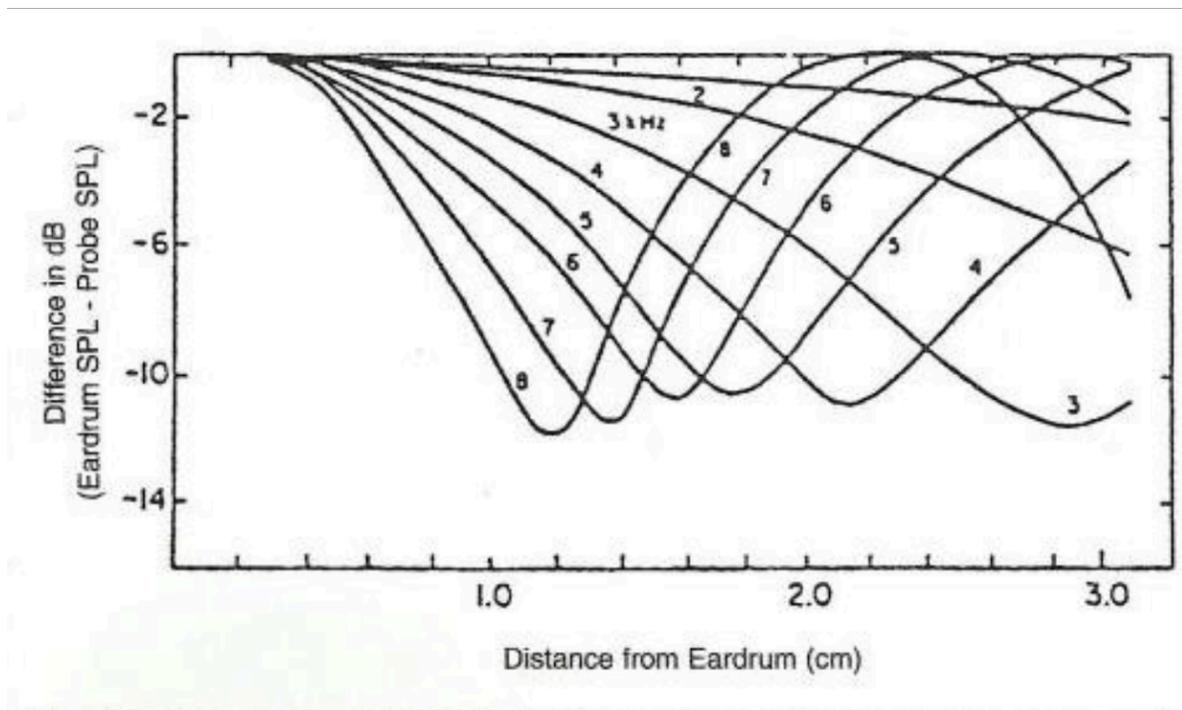


- A. Tube sonde
- B. Emplacement de test pour l'étalonnage du tube sonde

*Figure 4 : Positionnement du tube sonde pour l'étalonnage*

*(GN Otometrics A/S 2018)*

Après la réalisation de cette calibration, le tube sonde est inséré délicatement dans le conduit du patient de sorte qu'il se trouve à moins de 5mm du tympan dans la partie inférieure du conduit auditif. Cette distance a été établie afin d'avoir le moins de différence de mesures possible, en particulier sur les fréquences aigues de 4kHz à 8kHz. (Dirks et al., 1987) et comme démontré en *figure 5* page suivante.



*Figure 5 : Ecart en dB entre la mesure au niveau du tympan et celle au niveau de la sonde en fonction de la distance de la sonde par rapport au tympan (Dirks et al., 1987)*

Cette représentation graphique montre l'impact du positionnement de la sonde par rapport au tympan sur les mesures sur différentes fréquences. Selon Dirks & Kincaid (1987) ces variations peuvent être de 2 à 12 dB avec un impact plus important sur les HF. Un positionnement à moins de 5 mm du tympan permet donc de ne pas diminuer en précision de mesure toutes fréquences confondues.

Une fois le positionnement du tube sonde terminé, les mesures peuvent alors commencer. L'intensité du signal sera choisie de sorte que l'intensité sonore de ce dernier se trouve à minima 5dB au-dessus du bruit de fond afin que celui-ci n'interfère pas durant les mesures. Plusieurs types de signaux sont proposés par les logiciels spécialisés. Dans notre cas un signal ISTS (International Speech Test Signal) sera

utilisé. Ce signal a été développé de sorte à ne pas être affecté par les traitements des aides auditives ni par les caractéristiques linguistiques. Il est basé sur des signaux de paroles de langues et de locuteur différents (6 langues et 6 locutrices).

Durant la mesure in vivo, plusieurs tests peuvent être effectués. Nous ne détaillerons ici que ceux utilisés au cours de cette étude :

- Mesure du REUG (Real Ear Unaided Gain) ou GNO (Gain Naturel de l'Oreille)

Cette mesure est réalisée oreille nue, soit sans la pose d'aides auditives. Il s'agit de la différence entre le niveau de pression acoustique au fond du conduit auditif et le niveau mesuré par le microphone de référence. En fonction de la fréquence, elle permet de mesurer les résonances du conduit auditif et s'exprime en dB SPL. Il s'agit d'une mesure propre à chacun puisque les caractéristiques anatomiques du conduit auront un impact sur les résultats obtenus.

Elle est réalisée avec un balayage de fréquences « classique » puisque dans ce cas, l'appareil n'étant pas installé, il n'y a pas encore de traitement de signal. Ce dernier ne pourra donc perturber l'acquisition du test.

- Mesure du REAG (Real Ear Aided Gain)

Il s'agit d'une mesure réalisée avec l'aide auditive en place et en fonction. Elle calcule la différence de niveau de pression mesurée en fond de conduit auditif et celui du microphone de référence.

Elle nous apporte des informations sur le gain en dB au tympan, aides auditives en place. Cela permet donc de cibler les plages de fréquences où l'appareil va apporter une amplification.

- REIG (Real Ear Insertion Gain)

Le REIG est un calcul de la différence entre les niveaux acoustiques mesurés à proximité du tympan, oreille appareillée et oreille nue. Il s'exprime en dB relatif. Il correspond au gain délivré par l'aide auditive seule et considère le GNO.

$REIG = REAG \text{ (Real Ear Aided Gain)} - REUG \text{ (Real Ear Unaided Gain)}$ .

C'est à partir de cette mesure que nous travaillerons dans la suite de notre étude pour obtenir les cibles de la méthode d'appareillage choisie (ici la méthode DSL V5.0).

### **c. Intérêts**

La méthode in vivo est une mesure objective ne nécessitant pas la participation du sujet. Cela réduit les erreurs dues à la compréhension et l'intégration des consignes. De plus, les mesures réalisées prennent en compte les caractéristiques propres au sujet : l'anatomie du conduit auditif, l'effet d'ombre de la tête et du torse, etc... Elle permet une visualisation en condition réelle des réactions tympaniques aux stimuli externes, tout en prenant en compte les caractéristiques de l'aide auditive : présence d'un évent ou non, visualisation de l'étanchéité, positionnement de l'appareil, etc....

### **d. Limites**

La mesure in vivo est difficilement réalisable chez les enfants ou les sujets présentant des difficultés à rester calme. Elle n'est également pas toujours réalisable puisqu'elle

nécessite que le conduit respecte certaines consignes. Il ne doit pas être obstrué par une accumulation de cérumen ou disposer de particularités morphologiques pouvant rendre les résultats non reproductibles ou la pose de la sonde impossible.

### III. Etude

#### 1. Objectif de l'étude

L'objectif de notre étude est d'estimer l'influence de l'anatomie du conduit auditif (hauteur, largeur, distance entre les coudes) sur les pré-réglages donnés par les 3 tests suivant :

- L'audiométrie tonale liminaire aérienne
- L'audiométrie tonale liminaire in-situ
- La mesure in-vivo

Pour cela les différents tests, ainsi qu'une mesure des conduits auditifs de chaque sujet, ont été réalisés sur des sujets préalablement choisis. Le but étant d'étudier s'il existe une corrélation entre le degré de divergence des réglages obtenus par le biais des 3 tests et les caractéristiques morphologiques du patient.

#### 2. Population testée

Le recrutement a été effectué dans le centre Amplifon à la Croix Rousse. Une « extraction patient » a au préalable été réalisée avec plusieurs critères (âge, année d'appareillage, ville, etc..) dans la base de données du laboratoire. Un second tri avec les critères suivants :

- Possession d'appareils auditifs possédant la mesure in situ
- Appareil disposant d'un embout sur mesure ou étant à adaptation sur mesure
- Pas d'antécédents de sécrétion de cérumen importante
- Pas d'antécédents d'intervention chirurgicale au niveau de l'organe de l'audition

- Surdité neurosensorielle uniquement.

Le recrutement des participants a été réalisé sur la base du bénévolat et du volontariat. La demande de participation à l'étude a été effectuée par courrier expliquant la non obligation de participation, l'objectif de l'étude et le déroulement du rendez-vous. 31 patients nous ont rappelés pour participer à notre étude.

Sur les 31 rendez-vous effectués, 12 patients ont dû être exclus de l'étude pour l'une des causes suivantes :

- Intervention chirurgicale du conduit auditif externe (tympaoplastie, ossiculoplastie, mastoïdectomie, etc...)
- Présence d'une surdité de transmission
- Tympan(s) endommagé(s) (perforation, otite moyenne, sclérose, etc..)
- Présence d'exostoses modifiant les caractéristiques du conduit
- Présence d'une obstruction du conduit auditif
- Présence d'un écoulement de l'oreille
- Conduit auditif avec inflammation
- Patient présentant un rhume ou une rhinite

19 sujets adultes malentendants ont participé à notre étude, avec un total de 31 conduits étudiés : 15 oreilles droites et 16 oreilles gauches.

La population étudiée est âgée de 50 à 79 ans pour une moyenne de 71,3 ans.

Tous sont atteints d'une d ficiency auditive bilatérale d'origine neurosensorielle. Tous les sujets étaient d j   appareillés avant l'étude.

### 3. Protocole

Habituellement fixé à une vingtaine de minutes, nous avons fixé le temps de rendez-vous à 45min – 1h pour mener cette étude. Les rendez-vous se sont déroulés en plusieurs étapes détaillées ci-dessous. Tous les éléments suivants à l'exception de la discussion et de l'otoscopie ont été réalisés dans un ordre aléatoire de sorte à ne pas influencer les résultats obtenus.

#### **a. Discussion et otoscopie**

Nous avons commencé par expliquer le déroulement de l'entrevue plus en détail ainsi que l'objectif de l'étude. L'objectif était de s'assurer du consentement du patient et de répondre aux diverses inquiétudes ou interrogations.

Une anamnèse, retraçant les antécédents médicaux et l'historique du patient, a été réalisée systématiquement afin de s'assurer qu'aucun évènement ou opération chirurgicale n'ait pu modifier l'intégrité du conduit.

Pour finir, nous avons vérifié scrupuleusement par une otoscopie l'absence de déformation anatomique, de corps étrangers ou de cérumen rendant impossible l'étude.

#### **b. Prise d'empreinte**

Une prise d'empreinte de chaque oreille a été effectuée systématiquement, nous permettant de recueillir plusieurs informations clés sur le conduit auditif :

- Largeur et hauteur au niveau de l'isthme (partie du conduit auditif se trouvant entre les 2 coudes), permettant de définir la surface de sa section
- La distance inter-coudes

Pour se faire, la prise d’empreinte suit le protocole ci-dessous :

- Mise en place d’une protection tympanique en fond de conduit afin de protéger le tympan
- Après vérification par otoscopie du bon positionnement de la protection, nous pouvons injecter la pâte à empreinte dans le CAE. La prise d’empreinte est réalisée systématiquement au-delà du deuxième coude avec une pâte 50:50 et injectée avec un pistolet mélangeur identique à celui de la *figure 6*.



*Figure 6 : Pistolet mélangeur pour pâte à empreinte*

*(Dental addict, 2018)*

- Nous retirons quelques minutes plus tard, l’empreinte de l’oreille.

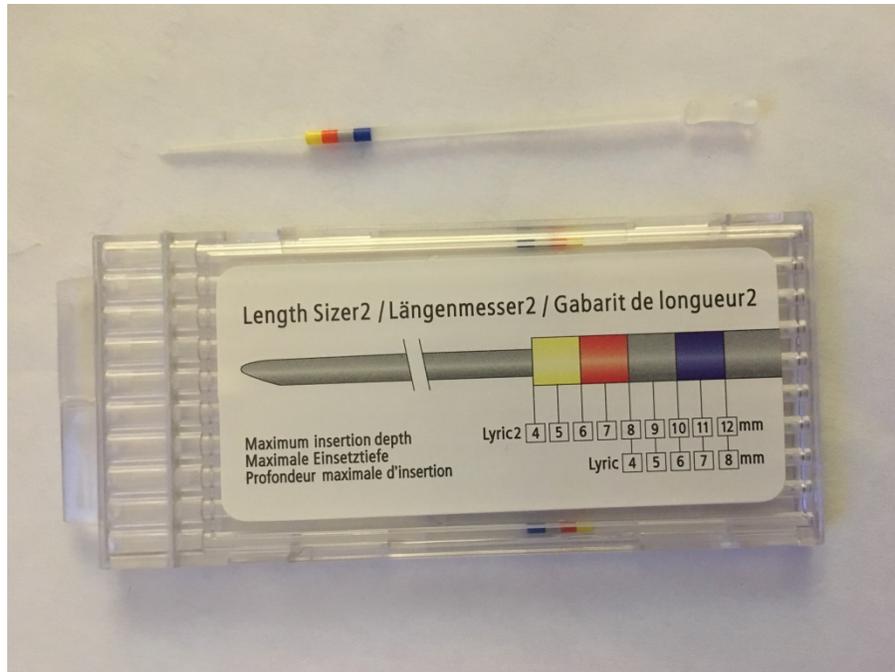
Ces empreintes ont été ensuite scannées avec le scanner d’empreintes monoscan de chez Smart Optics de la *figure 7*. Cette numérisation des empreintes nous a permis des mesures plus précises des caractéristiques des conduits grâce à une visionneuse de fichiers STL.



*Figure 7 : Scanner 3D pour les empreintes d'oreille*

### **c. Mesure de la longueur des conduits auditifs**

La prise d'empreinte ne nous permettant pas d'obtenir la longueur du conduit auditif, nous nous sommes servis des stylets lyrics de chez Phonak pour obtenir cette mesure de longueur. L'objectif étant d'insérer le stylet jusqu'à ce que celui-ci vienne toucher le tympan. Les segments de couleur que nous visualisons sur la figure 8 vont alors nous donner une indication sur la longueur du conduit auditif externe.

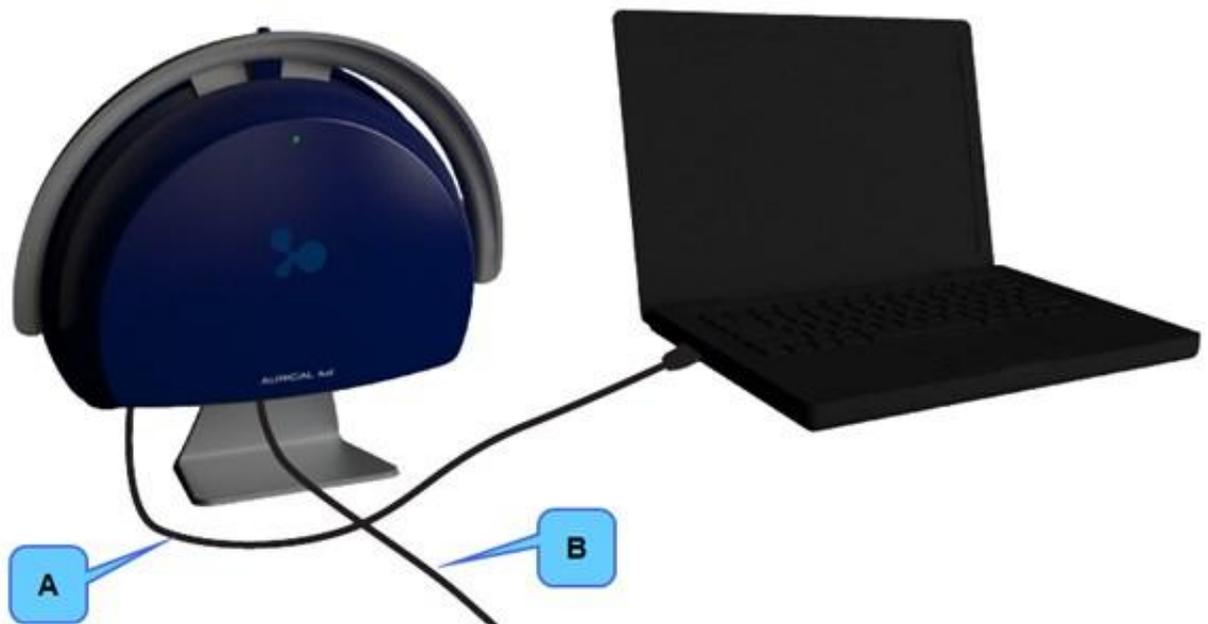


*Figure 8 : Stylets Lyrics pour mesure de profondeur du CAE.*

#### **d. Audiométrie tonale, audiométrie in situ et mesure in-vivo**

Ensuite 3 mesures sont réalisées de manière aléatoire dans une cabine audiométrique simple sur la suite du rendez-vous :

- Une audiométrie tonale liminaire accompagnée d'une mesure des seuils d'inconfort. Cette dernière consiste en l'estimation des intensités sonores maximales supportées et non douloureuses pour le patient. Ces seuils sont pris en compte dans l'élaboration des cibles de réglages de la méthode DSL v5.0. L'audiométrie tonale au casque (tout comme la mesure in-vivo) a été effectuée via la chaîne de mesure intégrée Aurical à l'aide du module audiométrique (Aurical Aud) présente sur la figure 9



*Figure 9 : Aurical Aud (GN Otometrics A/S, 2018)*

Aux dispositifs présents sur la figure ci-dessus viennent s'ajouter le casque TDH39 et le bouton poussoir

- Une audiométrie tonale in situ réalisée à travers les aides auditives.  
4 marques ont été testées aléatoirement en fonction des patients volontaires : Widex, Signia, Rexton et Beltone. Chaque sujet testé possédant au moins un appareil d'une de ces marques.
- La mesure in-vivo par les mêmes dispositifs que l'audiométrie tonale auxquels nous avons connecté le module in-vivo Aurical FreeFit que nous retrouvons sur la figure 10 page suivante



*Figure 10 : Aurical FreeFit (2018 GN Otometrics A/S)*

Chaque examen est ensuite enregistré et permettra par la suite d'obtenir les pré-réglages recommandés en fonction des différents résultats.

## IV. Etude statistique

### 1. Critères anatomiques étudiés

Comme démontré dans la partie II.2., nous pouvons observer des phénomènes de transformation du signal au niveau du tympan en schématisant celui-ci à un mur infini perpendiculaire à la direction de propagation du signal sonore. Cependant le conduit auditif étant fermé et tortueux, ce type de phénomène sera rencontré bien avant la profondeur maximale du CAE. En raison des localisations variées des récepteurs et émetteurs utilisés pour les différents tests, nous cherchons à estimer l'impact des phénomènes énoncés précédemment sur les différentes cibles données par chaque test.

Nous avons donc sélectionné 5 critères anatomiques qui pouvaient influencer les résultats des 3 tests étudiés :

- Longueur inter-coudes
- Longueur du conduit auditif
- Hauteur du conduit au niveau de l'isthme inter-coudes
- Largeur du conduit au niveau de l'isthme inter-coudes
- Section de l'isthme

## 2. Résultats

Nous avons décidé de nous concentrer sur deux fréquences caractéristiques qui nous semblaient, suite à l'étude théorique, avoir le plus de probabilité d'être impactées par les caractéristiques anatomiques : 1000Hz et 3000Hz.

Pour les étudier, nous avons procédé de la manière suivante :

Nous avons commencé par faire le calcul de la différence des cibles obtenues avec la mesure in-vivo, l'audiométrie in situ et l'audiométrie tonale deux à deux sur le 3000Hz et le 1000Hz et pour des intensités identiques moyennes.

Par exemple, nous avons comparé les cibles :

- À 3000Hz obtenues grâce à l'audiométrie tonale avec celle obtenues avec l'audiométrie in situ en faisant AT - IS.
- À 3000Hz obtenues grâce à la mesure in-vivo avec celle obtenues avec l'audiométrie tonale en faisant AT- MIV.
- À 3000Hz obtenues grâce à la mesure in-vivo avec celle obtenues avec l'audiométrie in situ en faisant IS - MIV.

Et nous avons effectué la même chose à 1000Hz.

Nous avons ensuite, et ce pour chaque caractéristique anatomique, tracé la droite de régression de ces différences deux à deux afin d'analyser s'il existait une corrélation significative entre les différences anatomiques et les différences de cibles.

## Régression linéaire

Nous avons effectué une analyse graphique en fonction de chacune des caractéristiques anatomiques étudiées.

### - Longueur inter-coudes

La figure 11 représente la différence de gain entre les tests deux à deux pour les fréquences 1000Hz et 3000Hz en fonction de la hauteur inter-coude.

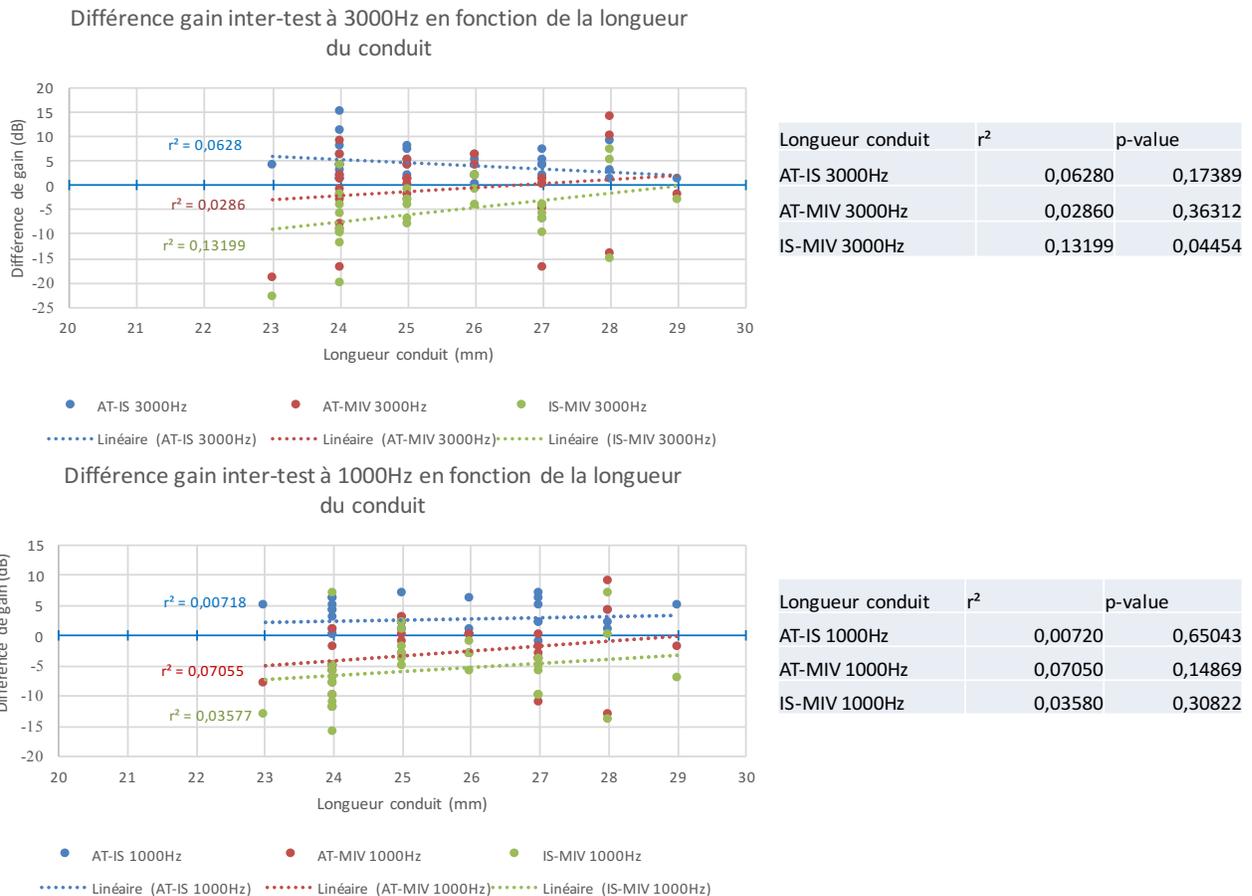


*Figure 11 : Etude influence caractéristiques anatomiques 1/5*

Pour ce premier paramètre étudié, nous pouvons observer visuellement dans un premier temps qu'il semble ne pas y avoir de relation linéaire entre les différences de réglages cibles et cette caractéristique anatomique, tant à 1000Hz qu'à 3000Hz. En nous penchant sur nos  $r^2$ , extrêmement faibles, nous confirmons cette hypothèse en notant également des p-value extrêmement élevées, nous empêchant de conclure à une quelconque corrélation.

- *Longueur du conduit auditif*

La figure 12 représente la différence de gain entre les tests deux à deux pour les fréquences 3000Hz et 1000Hz en fonction de la longueur du conduit auditif.



*Figure 12 : Etude influence caractéristiques anatomiques 2/5*

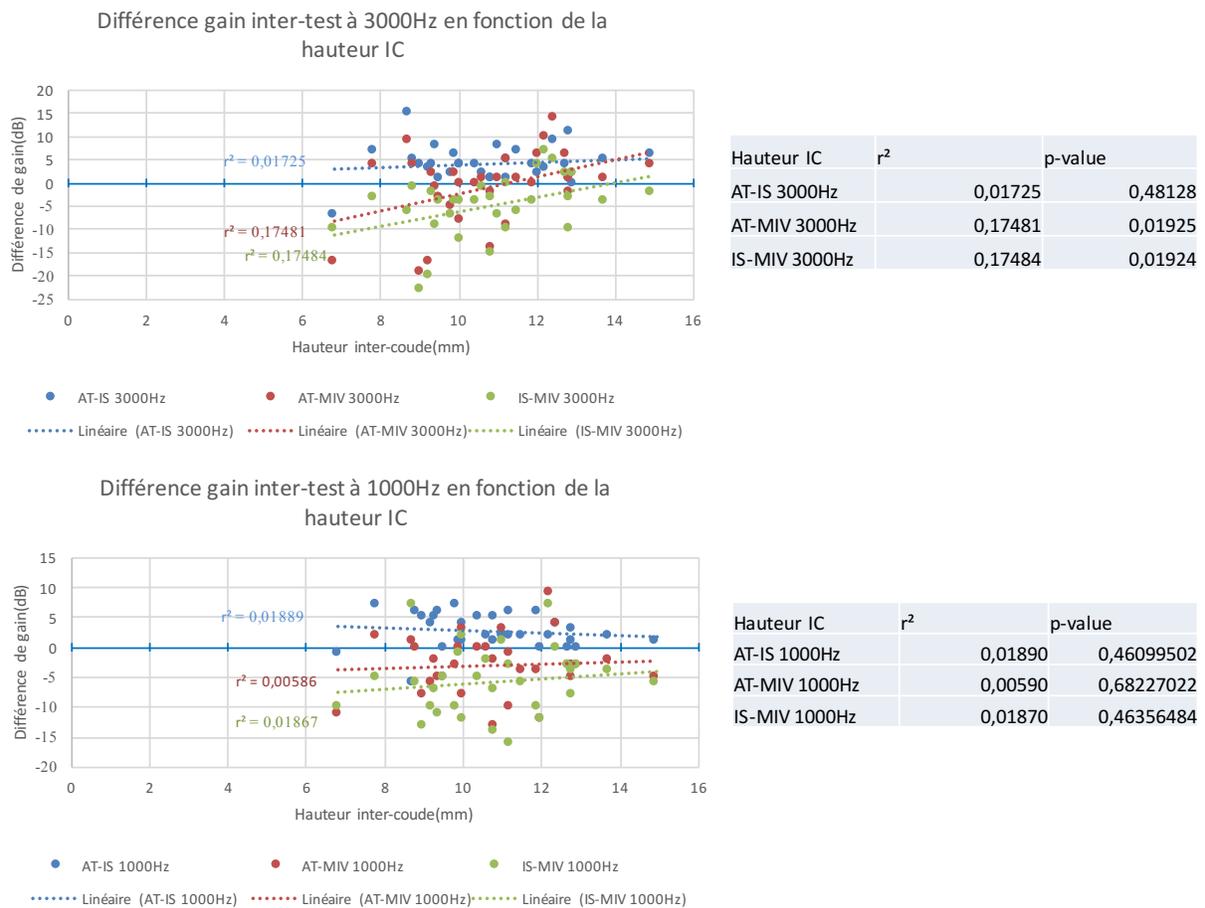
Lors de l'étude graphique de ce paramètre, nous remarquons qu'il semblerait y avoir une droite présentant une pente plus importante sur 3000 Hz pour la différence de réglages entre la mesure in-vivo et l'audiométrie in situ. En regardant notre  $r^2$  associé, nous constatons que celui ci vaut 0,13, et ayant une p-value de 0,045, ce qui signifie que 13% de la variance peut être expliquée par ce paramètre, et que les 87% restant sont attribuables à d'autres facteurs.

Nous observons donc une influence significative ( $p < 0,05$ ) de la longueur du conduit auditif sur les pré-réglages donnés par la mesure in-vivo et l'audiométrie in situ à 3000Hz.

Sur les autres différences et ainsi que les mesures à 1000 Hz, la corrélation n'est pas significative ( $p > 0,05$ ).

- *Hauteur du conduit au niveau de l'isthme inter-coudes*

La figure 13 représente la corrélation entre les différences de gains entre les tests deux à deux en fonction de la hauteur du conduit au niveau de l'isthme inter-coudes.



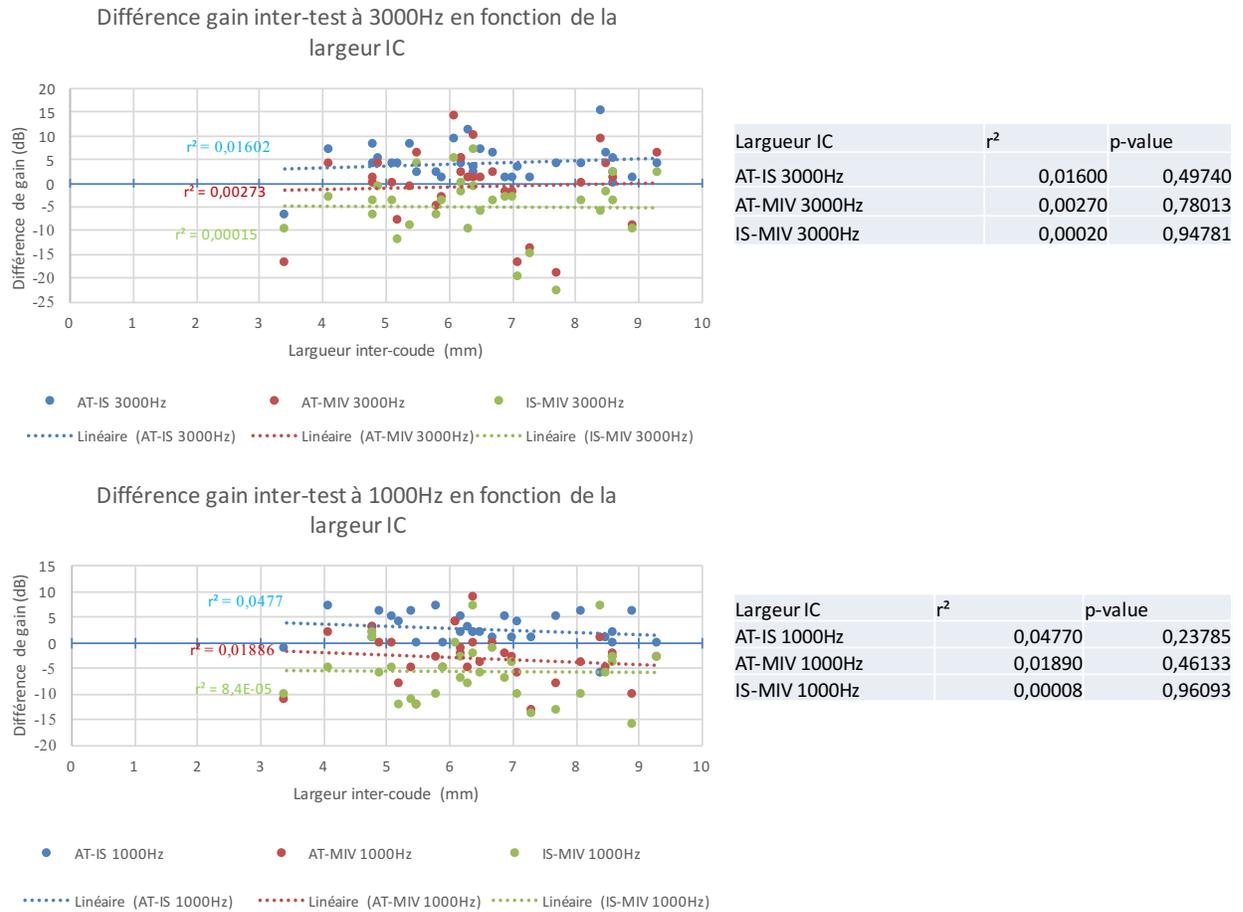
*Figure 13 : Etude influence caractéristiques anatomiques 3/5*

Il existe une corrélation significative ( $p < 0,05$ ) entre la hauteur inter-coude et les différences de réglages entre audiométrie tonale vs la mesure in-vivo et entre la mesure in-vivo vs l'audiométrie in situ, à 3000 Hz. En effet nous remarquons deux droites avec

des pentes plus importantes. Le  $r^2$  de ces deux différences sont très proches avec pour valeurs respectivement 0,17481 et 0,17484 et des corrélations significatives ( $p < 0,05$ ). Cela signifie que la variance est expliquée à 17,5 % par la hauteur du conduit auditif au niveau de l'isthme. Nous n'observons par contre aucune corrélation significative ( $p > 0,05$ ) sur nos mesures à 1000Hz.

- *Largeur du conduit au niveau de l'isthme inter-coudes*

La figure 14 représente la différence des gains en fonction de la largeur inter-coude pour les fréquences 1000 Hz et 3000 Hz.



*Figure 14 : Etude influence caractéristiques anatomiques 4/5*

Pour ce paramètre, il ne semble y avoir aucune corrélation sur les courbes de pré-réglages. En effet, nous obtenons pour les deux fréquences des courbes relativement plates avec des  $r^2$  faibles. De plus, les corrélations ne sont pas significatives ( $p > 0,05$ ).

- Section de l'isthme

La figure 15 représente la différence des gains entre les tests deux à deux à 1000Hz et à 3000Hz en fonction de la section inter-coude.



*Figure 15: Etude influence caractéristiques anatomiques 5/5*

L'influence de la section inter-coude sur les différences entre les réglages avec les trois tests ne semble pas être importante sur les fréquences testées. En effet, nous observons des  $r^2$  faibles ( $r^2 < 0,013$  à 3000Hz et  $r^2 < 0,043$  à 1000Hz) et les corrélations ne sont pas significatives ( $p > 0,05$ ).

Nous avons utilisé le coefficient de corrélation de Pearson pour nos mesures qui est indépendant des unités de mesures des variables. Il en autorise donc la comparaison. Il nous permet de quantifier la liaison entre deux variables X et Y, de manière à mettre en évidence le sens de la liaison et son intensité.

Nous retrouvons dans le tableau ci-dessous un résumé des coefficients de détermination  $r^2$ , avec  $r$  le coefficient de corrélation de Pearson, pour les différentes caractéristiques que nous avons obtenues, les valeurs surlignées indiquent les corrélations significatives ( $p > 0,05$ ) :

Caractéristiques anatomiques	Test tests	Longueur inter coude	Longueur du CAE	Hauteur inter coude	Largeur inter coude	Section inter coude
Coefficient de détermination $r^2$ à 3000 Hz	AT- IS	0,05440	0,06280	0,01725	0,01600	0,00030
	AT - MIV	0,00008	0,02860	0,17481	0,00270	0,00810
	IS - MIV	0,01530	0,13199	0,17484	0,00020	0,01370
Coefficient de détermination $r^2$ à 1000 Hz	AT - IS	0,01480	0,00720	0,01890	0,04770	0,04300
	AT - MIV	0,00310	0,07050	0,00590	0,01890	0,00520
	IS - MIV	0,01240	0,03580	0,01870	0,00008	0,00180

*Figure 16 : Tableau des coefficients de détermination  $r^2$  en fonction des caractéristiques anatomiques*

## V. Discussion

Dans cette étude nous avons mis en avant qu'il existait un réel impact du conduit auditif et de sa forme sur les pressions acoustiques arrivant au tympan comme l'ont démontré par exemple Jirsa et Norris (1978). Ces derniers ont en effet prouvé que plus la taille du conduit auditif externe est importante au plus la pression acoustique arrivant au tympan sera faible. Comme vu à la figure 3, nous savons aujourd'hui que le maximum de résonance du conduit auditif externe se déplacera le long de l'axe fréquentiel, en fonction des caractéristiques anatomiques du conduit. Cela explique par exemple la différence de fréquence de ce pic entre un homme et une femme.

De plus, Saunders et Morgan (2003) avaient mis en évidence que, pour une même audiométrie réalisée au casque sur plusieurs sujets, nous pouvions observer des seuils SPL en fond de conduit auditif différents mettant une fois de plus en avant l'impact de l'anatomie du conduit auditif sur la pression acoustique arrivant au tympan.

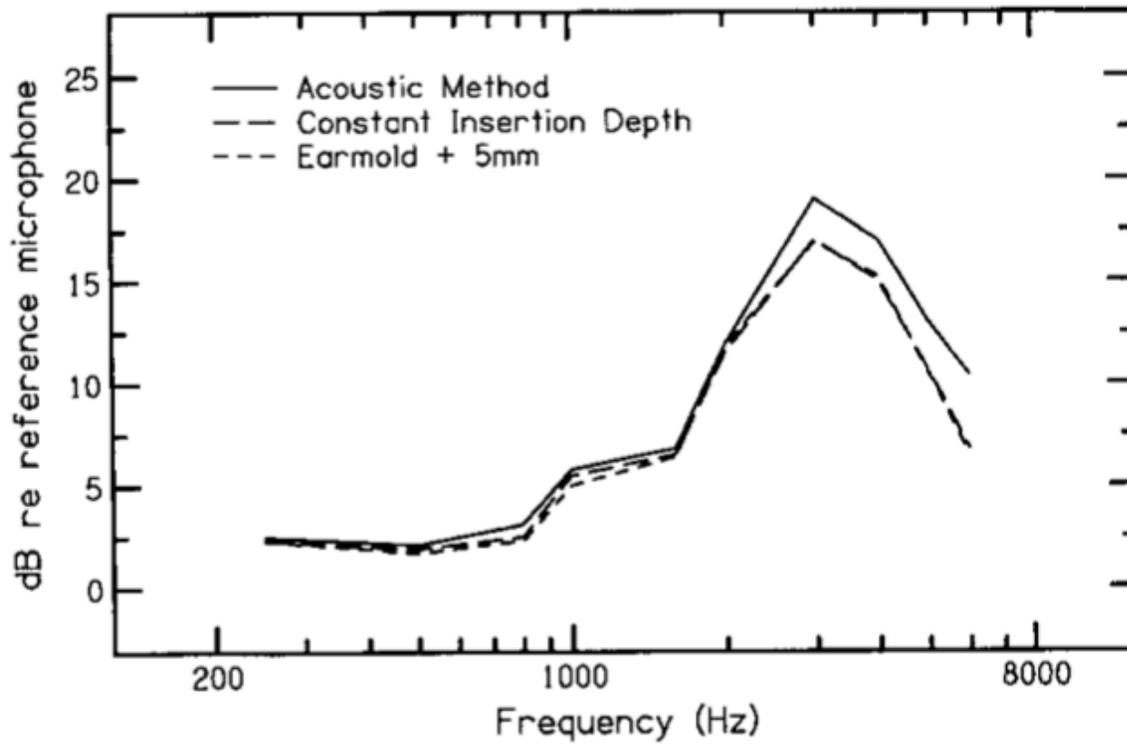
Lorsque nous nous sommes intéressés à la prise en compte de l'impact des caractéristiques anatomiques du conduit auditif externe sur les pré réglages recommandés, nous nous sommes rendu compte que deux paramètres influençaient ceux-ci significativement : la hauteur inter coude et la longueur du conduit auditif. Au vu de nos résultats préliminaires, ces deux caractéristiques semblent disposer d'un impact sur les réglages obtenus à 3000Hz plus important que les autres paramètres testés. En effet, sur cette fréquence nous avons une corrélation significative ( $p < 0,05$ ) pour l'impact

de la hauteur inter coude sur les pré réglages entre l'audiométrie in situ et la mesure in vivo et entre l'audiométrie tonale et la mesure in vivo. Nous avons également une corrélation significative pour l'impact de la longueur du conduit auditif externe sur les pré réglages entre l'audiométrie in situ et la mesure in vivo. Nos  $r^2$  de la hauteur inter coude étant respectivement de 0,17484 et 0,17481, cela explique donc 17,4% de la variance. Le  $r^2$  significatif concernant la longueur du conduit auditif étant quant à lui de 0,13199, cela explique 13,2% de la variance.

Nos résultats nous montrent donc une corrélation significative sur trois de nos valeurs calculées en faveur d'un impact des différences anatomiques interindividuelles sur les cibles de pré réglages. Ces corrélations sont significatives systématiquement entre la mesure in vivo et un des autres tests utilisés. En effet, cela irait dans le sens de ce que nous retrouvons dans la littérature, selon laquelle la mesure in-vivo serait une méthode permettant de prendre en compte l'anatomie du conduit auditif.

De plus, il est intéressant de voir que malgré le fait que les cibles pour la mesure in-vivo soient basés sur l'audiométrie tonale, les gains ne sont pas les mêmes et peuvent varier en partie, en fonction des différences anatomiques.

Cependant, il est important de prendre en compte la possible variabilité des résultats obtenus à l'aide de la mesure in vivo. En effet, plusieurs études montrent que la position du tube et le choix de recueil des pressions acoustiques en fond de conduit peuvent faire varier significativement les valeurs recueillies, comme le montre la figure 17 extraite de Dirks et al. (1996).



*Figure 17 : Niveaux de gain moyen (en dB re) : niveau de signal mesuré au niveau de la sonde avec 3 positionnements de sonde différents, d'après Dirks et al. (1996)*

Selon Dirks & Kincaid, durant leur première étude de 1987, ces variations peuvent être de 2 à 12 dB avec un impact plus important sur les hautes fréquences.

Nous avons dans notre cas choisi un positionnement de sonde à 5 mm du tympan ce qui est préconisé dans le but de ne pas diminuer en précision de mesure, toutes fréquences confondues.

La différence obtenue entre les cibles de préréglages peut également s'expliquer par d'autres paramètres anatomiques. Ayant dû faire une sélection de ces critères anatomiques pour mener à bien cette étude, il est possible qu'un paramètre plus influençant soit existant. Les paramètres étudiés ici étaient ceux nous paraissant les plus prépondérants. Il serait intéressant par exemple, de pouvoir étudier l'impact du volume du conduit auditif externe sur ces préréglages. Cependant, lors de notre étude, cela ferait rentrer en compte beaucoup d'incertitudes puisque nous ne sommes pas parvenus à trouver un moyen fiable et facilement réalisable de mesurer le volume de celui-ci. Il aurait donc fallu que nous passions systématiquement par le calcul pour le trouver, propageant certaines incertitudes.

Enfin, nous n'avons obtenu aucune valeur significative sur le 1000Hz en faveur d'une corrélation entre les différences de réglages et les différences anatomiques. Comme l'a montré W. Staab (2014), le conduit auditif aurait une résonance maximale à 2700 Hz (avec un gain maxima de 17 dB environ), et une résonance plus faible à 1000Hz (gain d'environ 5 dB). Ce qui pourrait expliquer l'impact sur le 3000 Hz mais pas sur le 1000Hz.

Afin de poursuivre ce travail, il nous paraît aujourd'hui important d'élargir au maximum la population étudiée, afin de valider ou non les résultats obtenus ici. Il serait également intéressant de réaliser cette étude avec une méthode de mesure des paramètres anatomiques plus précise. En effet, lors de cette étude, les mesures caractéristiques ont une marge d'erreur de l'ordre du mm ce qui reste important. Il serait également intéressant d'étendre cette étude statistique à l'ensemble des fréquences testées. Cela afin d'étudier l'influence des différents critères anatomiques en fonction de la fréquence testée. Enfin, l'étude de nouveaux paramètres anatomiques est à considérer dans le but d'enrichir ce travail.

## Conclusion

L'objectif de cette étude était de connaître l'influence de certaines caractéristiques anatomiques sur des formules de préréglages basées sur l'audiométrie tonale, l'audiométrie in situ et la mesure in-vivo.

Lors de nos différents tests, nous avons ainsi pu voir qu'il existait une réelle différence sur les préréglages en fonction de la méthode choisie. Il était alors intéressant d'essayer de comprendre si ces différences étaient dues aux variabilités anatomiques, prise en compte ou non pour le calcul de la cible.

Au vu de nos résultats, il semblerait que la hauteur inter coude et la longueur du conduit auditif aient un impact sur les résultats de nos différents tests. Pour valider cela, il serait intéressant de reproduire cette étude sur un plus grand nombre d'individus, sur les différentes fréquences non testées et enfin de nous intéresser à l'impact du volume du conduit avec une méthode de mesure anatomique fiable et reproductible.

Cette étude pourrait être intéressante pour l'audioprothésiste afin de comprendre dans un premier temps les sources de variabilité entre les différents préréglages, si celles-ci sont dues aux caractéristiques anatomiques, mais également dans le but d'adapter et de choisir le meilleur compromis pour les réglages en fonction des différents paramètres dont il dispose.

Le Maître de Mémoire

Eric RAUBER

VU et PERMIS D'IMPRIMER

LYON, le 18 Octobre 2019

Le Directeur de L'Enseignement

Stéphane GALLEGO

## Bibliographie

Cheval.S. Influence des caractéristiques anatomiques du conduit auditif sur son comportement acoustique. Université de Rennes I – Faculté de Médecine Ecole d'Audioprothèse Joseph Exupere Bertin, 2010, pp.9-12.

Collège National d'Audioprothèse. Précis d'Audioprothèse. Le contrôle immédiat d'efficacité prothétique TOME III – Chapitre II – In *Précis d'Audioprothèse*. L'appareillage de l'adulte. Les Editions du Collège National d'Audioprothèse, 2006, pp.27-62.

De Sevin.E, Andrieu-Guitrancourt.J, Dehesdin.D. Anatomie de l'oreille externe. Encyclopédie Médico-Chirurgicale, Elsevier, Paris, 1995, pp.3-7.

Delerce.X. Mesure in vivo et précision audiométrique au tympan. Audio infos, Octobre 2011, n°164. pp 2-6.

Dental addict. Pistolet mélangeur [en ligne]. Disponible sur <<https://dental-addict.be/fr/omnipratique/16054-pistolet-melangeur-turboflex-rs-le-pistolet-melangeur.html>>

Dirks.D.D, Kincaid.G.E. Basic acoustic considerations of ear canal probe measurements Ear and Hearing. Ear Hear, oct 1987, vol 8, n°5, pp-60S-67S.

Dirks.D.D, Ahlstrom.J.B, Eisenberg.L.S. Comparison of Probe Insertion Methods on Estimates of Ear Canal SPL. J. Am. Acad. Audiol. , 1996, vol 7, pp.31-38.

Dodele.L, Dodele.D. La mesure in vivo et in vivo stimulé. Les cahiers de l'Audition, sept/oct 1999, vol 12, n°5, pp.9-23.

GN Otometrics A/S. AURICAL Aud, Guide de l'utilisateur. 2018, p.6.

GN Otometrics A/S. AURICAL FreeFit Module PMM OTOSuite Module Conseils et Simulations OTOSuite, Guide de l'utilisateur. 2018, p.10.

Hellström.P.A. The relationship between sound transfer functions and hearing levels. Hear Res. Aug 1995, vol 88, n°1-2, pp.54-60.

ISO 389-1. Acoustics – Reference zero for the calibration of audiometric equipment – Part 1: Reference equivalent threshold sound pressure levels for pure tones and supra-aural earphones. ISO 389-1, 2017.

Jirsa.R and Norris.N, The relationship of acoustic gain to aided threshold improvement in children, The Journal of Speech AND Hearing Disorders, 1978, vol 43, pp.348-352.

Kruger.B, Ruben.R.J. The Acoustic Properties of the Infant Ear. A preliminary report. Act Otolaryngol. May-Jun 1987, vol 103, n°5-6, pp.578-585.

LD Pro, Scanners 3D. [en ligne] LD PRO, 2019. Disponible sur <<https://ldpro.fr/scanners-3d/>>

Lemasson.J.B. La mesure in vivo, pourquoi, comment ? Les feuillets techniques d'Audio infos. Audio infos, 2015, partie I, n°199, pp.42-44.

Lemasson.J.B. Les mesures in vivo, la mesure du niveau de sortie. Les feuillets techniques d'Audio infos. Audio infos, 2015, partie III, n°201, pp.74-76.

Lemasson.J.B. Les mesures in vivo, le gain d'insertion. Les feuillets techniques d'Audio infos. Audio infos, 2015, partie IV, n°202, pp.55-57.

Saunders.G.H and Morgan.D.E. Impact of hearing aid targets of measuring thresholds in dBHL versus dB SPL. Int J Audiol, 2003, vol 42, pp.319-326.

Shaw.E.A.G. Transformation of sound pressure level from the free field to the eardrum in the horizontal plane. J Acoust Soc Am. 1974, vol 56, n°6, pp.1848-1861.

Shaw.E.A. Ear canal pressure generated by a free sound field. J Acoust Soc Am. Mar 1966, vol 39, n°2, pp.465-470.

Staab.W. The Human Ear Canal VIII | Wayne Staab, PhD. Wayne's World, Hearing Health & Technology Matters [en ligne]. Jui 2014. Disponible sur <<http://hearinghealthmatters.org/waynesworld/2014/human-ear-canal-viii/>>

Stinson.M.R, Lawton.B.W. Specification of the geometry of the human ear canal for the prediction of sound-pressure level distribution. J Acoust Soc Am. Jun 1989, vol 85, n°6, pp.2492-2503.

Wiener.F.M, Ross.D.A. The pressure distribution in the auditory canal in a progressive sound field. J Acoust Soc Am. 1946, vol 18, n°2, pp.401-408.

Zanier.S, Brulard.P, Charvet.A.M, Boudjada.N, Debrion.S, Faivre.J, Grenier.B, Mayaffre.H. Poly de cours n°1 : Vibrations et Ondes. Université Grenoble Alpes. 2016.

