

SOMMAIRE

INTRODUCTION.....	3
BASES THEORIQUES	5
I- Les caractéristiques acoustiques du Conduit Auditif Externe (CAE).....	6
A- Anatomie et physiologie de l'oreille externe.....	6
B- La résonance	7
C- Caractéristiques de ce volume couplé à un embout.....	13
II- La Mesure In Vivo : une méthode pour prendre en compte les différentes morphologies de conduit et le couplage conduit - aide auditive	16
A- Historique et principe de la Mesure In Vivo (MIV).....	16
B- Explication des termes	17
C- Limites de la MIV	19
D- Conclusion	19
III- Approches des différents moyens de mesure de gain prothétique et comparaison des gains obtenus	20
A- Le gain d'insertion in vivo (GI).....	20
B- Le gain d'insertion simulé (GIS)	20
C- Le gain au 2CC	22
D- Le gain prothétique tonal (GPT).....	22
E- Relation entre le GPT et le GI	22
IV- Conclusion de l'approche théorique	23
ETUDE DE CAS	24
I- Objectifs de l'étude	25
II- Protocole Expérimental.....	25
III- L'échantillon.....	26
IV- Equipement.....	27
IV- Mesure des résonances de conduit par la mesure in vivo.....	28
A- Résonance moyenne de l'ensemble des conduits standards	29
B- Résonances de petits conduits	32

C- Résonances de gros conduits	33
D- Conclusion sur les résonances des conduits intègres	34
E- Résonances de conduits avec perforation tympanique	34
F- Résonances de conduits avec cavité d'évidement	38
G- Conclusion sur les résonances de conduit	43
RESULTATS EXPERIMENTAUX	45
I- Les conduits "intègres"	46
A- Pré-requis : validation du GPT par le GI	46
B- Ecart GPT-GIS suivant chaque morphologie	47
C- Répercussions du couplage embout (ou coque) – conduit	57
D- Conclusion sur les répercussions du couplage embout (ou coque)-conduit sur le GPT	61
II- Les conduits pathologiques	62
A- Pré-requis : validation du GPT par le GI	62
B- Ecart GPT-GIS suivant chaque morphologie	63
C- Conclusion	80
III- Des variations flagrantes	81
A- Objectif de l'étude	81
B- Population	82
C- Le gain d'insertion pour 50 dB SPL d'entrée	83
D- Le gain d'insertion pour 65 dB SPL d'entrée	84
E- Conclusion	85
DISCUSSION - CRITIQUE DE L'ETUDE	86
CONCLUSION.....	88
BIBLIOGRAPHIE.....	90
ANNEXES.....	92

INTRODUCTION

Depuis quelques décennies, les audioprothésistes et fabricants d'aides auditives ont cherché à prévoir la réponse électro-acoustique en fond de conduit apportée par l'aide auditive. L'élaboration du KEMAR (mannequin ayant les dimensions d'un être humain) a permis de mesurer des réponses acoustiques proches de la réalité, et d'intégrer, dans les logiciels, une simulation du gain de l'aide auditive.

La tentation de l'audioprothésiste serait de se laisser guider uniquement par cette simulation pour réaliser les réglages. Cependant, pouvons-nous nous contenter de la simulation alors que chaque conduit est différent ?

L'apparition de bancs de mesures in vivo a permis d'effectuer des mesures précises, individuelles, au fond du conduit, du GI (gain d'insertion). Cet outil précis se révèle être une source d'informations intéressantes concernant le conduit, l'amplification donnée par l'aide auditive. Cependant, lorsque l'on débute, il est souvent difficile d'interpréter ces données même si nous avons eu une formation. Peu de documents décrivent les cas particuliers, notamment les résonances de petits conduits, de conduits avec perforations tympaniques, avec cavité d'évidement... Comment peut-on alors savoir si notre résonance, en fonction du conduit auditif du patient, est cohérente ?

L'unicité de chaque oreille nous amène donc à nous interroger sur la valeur de la simulation du logiciel fabricant. Existe-t-il beaucoup de différences entre le GIS (gain d'insertion simulé) et le gain prothétique tonal (ou le gain d'insertion) suivant les caractéristiques du conduit ? Quelles répercussions sur le gain ces différentes caractéristiques engendrent-elles ? Peut-on se baser sur la simulation pour régler une aide auditive ?

Autant de questions auxquelles nous allons essayer de répondre.

Après avoir présenté les caractéristiques acoustiques du conduit auditif externe, nous décrirons la mesure in vivo, ainsi que les différents moyens de mesure du gain prothétique tonal.

Puis nous vous présenterons le protocole expérimental. Nous poursuivrons avec les résultats obtenus suite aux mesures réalisées et étudierons les variations suivant la morphologie du conduit.

Nous terminerons par une synthèse et critique de l'étude.

BASES THEORIQUES

L'oreille est divisée en trois parties : l'oreille externe, l'oreille moyenne et l'oreille interne. L'oreille externe capte les sons, l'oreille moyenne les amplifie et les transmet à la cochlée. Cependant, le son recueilli près du pavillon est différent du son transmis à l'oreille interne. En effet, au cours du passage par le pavillon, le conduit auditif et l'oreille moyenne, le son subit des transformations induites par les caractéristiques acoustiques de ces structures. Nous allons donc étudier ces caractéristiques propres à chacun.

I- Les caractéristiques acoustiques du Conduit Auditif Externe (CAE)

A- Anatomie et physiologie de l'oreille externe

L'oreille externe est la partie de l'appareil auditif qui collecte les sons et les transmet à l'oreille moyenne plus ou moins amplifiés selon leur fréquence. Elle est composée du pavillon et du conduit auditif externe (CAE).

Le pavillon se divise en deux parties : la conque, partie large et creuse occupant environ un quart de surface et le scapha, occupant le reste de celle-ci.

Le pavillon assure 3 fonctions :

- la protection du conduit auditif. Il permet d'éviter l'intrusion d'insectes, de courant d'air,
- la localisation des sources sonores,
- l'amplification sélective en fréquences, notamment les fréquences supérieures à 2000 Hz.

La conque a surtout un effet de focalisation des ondes sonores. Suivant la fréquence et l'incidence de ces ondes, le gain sera différent. En effet, des études ont montré que la valeur maximum du gain est obtenue pour une incidence parallèle au conduit auditif.

La forme du conduit auditif est variable suivant les individus. C'est un cylindre légèrement aplati sur les côtés, il n'est pas rectiligne et décrit des sinuosités. Dans le plan horizontal, il décrit une forme en S. D'après Shaw (1), sa longueur moyenne est de 25 mm et son diamètre compris entre 5 et 10 mm (Salvinelli et Maurizio, (16))

Le CAE a surtout un rôle de transfert et d'amplification des ondes acoustiques.

B- La résonance

Un volume d'air est élastique, et lorsqu'il est excité par des vibrations extérieures, celui-ci est susceptible d'entrer en résonance. La résonance provoque un accroissement de l'amplitude de la vibration. Le son, qui parvient à l'oreille interne, est soumis à des résonances, qui devront être prises en compte dans l'appareillage. La connaissance de ces résonances apparaît donc primordiale pour apporter une amplification adéquate au patient.

1- Cas général

Suivant la fréquence et l'angle d'incidence, ce système de transmission (pavillon, conduit et oreille moyenne) induit des transformations au niveau du signal. Le signal transmis à l'oreille interne n'est ainsi pas identique au signal à proximité du pavillon. En effet, suivant le volume du conduit, la morphologie de la conque, l'angle d'incidence du son, les phénomènes de réfraction, de diffraction, de réflexion, un son d'une fréquence déterminée sera plus ou moins amplifié.

Nous allons étudier plus en détail les effets de résonance de chaque structure (pavillon, conque, conduit).

a- Le pavillon

Le pavillon est constitué de saillies et de dépressions. La forme du pavillon permet la réflexion du signal acoustique sur ses circonvolutions et canalise le signal acoustique vers le conduit auditif (Blauert, 1983) (3).

Les phénomènes de résonance résultants sont très complexes. Néanmoins, le pavillon apporte une amplification de 3 dB entre 3000 et 6000 Hz. (Shaw (1), et Otology seminar (2)) (voir schéma p10).

b- La conque

Dans la conque, plusieurs directions longitudinales et transversales provoquent la formation d'ondes stationnaires audibles. Ainsi, l'amplitude du pic de résonance dépendra de l'incidence des ondes sonores. Les fréquences de résonance de la conque, généralement élevées, sont comprises entre 4300 et 16700 Hz (schéma p.10). D'après différents auteurs, on retrouve deux manières de calculer les résonances principales de la conque :

-soit suivant le mode demi-onde (fréquence principale = $c/2l$) (avec c : célérité du son, et l : longueur de la conque),

-soit la formule suivante (donnée dans un séminaire d'otologie (2)) :
fréquence = 4 x la profondeur de la conque en cm + 0.822 x angle de d'inclinaison de la conque en cm.

c- Le conduit

Le CAE peut être modélisé comme un tube rempli d'air avec une extrémité ouverte et l'autre fermée. On peut associer ce tube au modèle de Kundt. Lorsque l'on fait varier la fréquence des ondes sonores émises par un haut-parleur à proximité de ce tube, des ondes stationnaires apparaissent, avec des nœuds et

des ventres de pression. Chaque nœud ou ventre est séparé d'une distance correspondant au quart de la longueur d'onde.

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 quart 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.

Ainsi, nous allons essayer de retrouver par le calcul la résonance du CAE :

Appliquons la formule suivante : fréquence fondamentale = $c / 4 \times l$

l correspond ici à la longueur du conduit, c à la célérité du son soit 343m.s^{-1}

Si $l = 25 \text{ mm}$ alors la fréquence de résonance est égale à 3430 Hz .

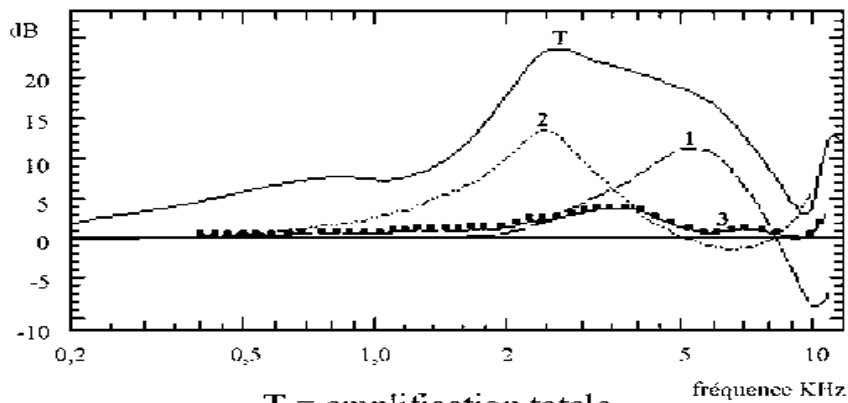
d- Conque et conduit

L'amplitude de résonance de la conque est de l'ordre de 10 décibels à 5.5 kHz, celle du conduit est d'environ 15 dB à 2-3 kHz. Il en résulte une résonance globale avec une bande passante large dont le pic de résonance, d'environ 25 dB, est situé aux environs de 3000 Hz.

e- Résonance naturelle de l'oreille

Si nous prenons en considération toutes ces résonances, nous obtenons la résonance naturelle de l'oreille. Le schéma de la page suivante (de Shaw (4)) décrit l'ensemble de ces résonances.

Amplification par rapport à l'émission en champ libre



Shaw 1974

T = amplification totale
 1 = Conque (5,5 kHz)
 2 = C.A.F. (2,5 kHz)
 3 = pavillon

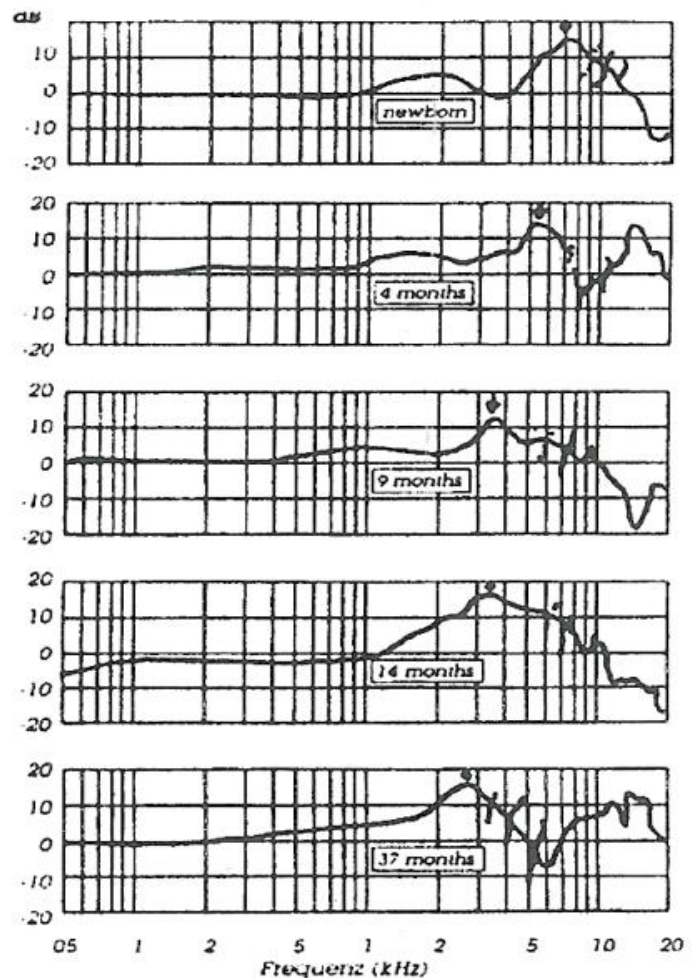
Cette résonance est une des causes d'un abaissement du seuil d'audition sur les courbes isosoniques.

2- Cas particuliers ou pathologiques

a- Taille du conduit

La résonance de l'oreille est modifiée dès que le conduit présente une morphologie différente, qui s'éloigne des conduits standards.

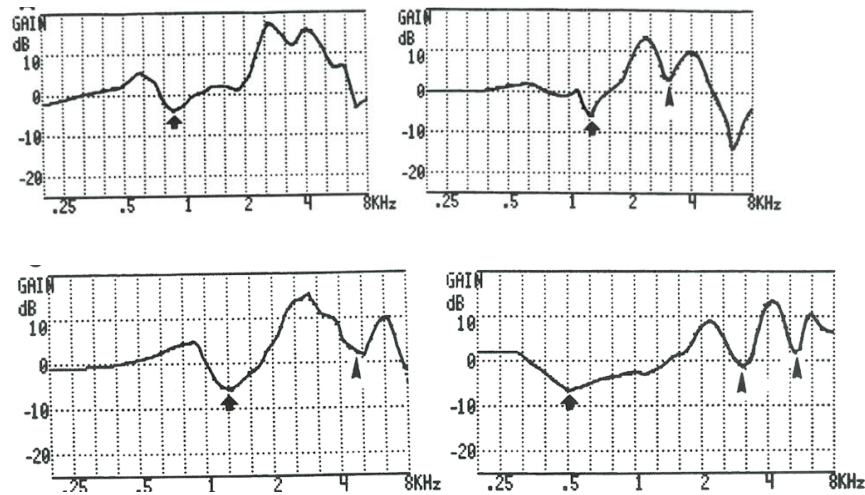
Prenons tout d'abord l'exemple des petits conduits, et particulièrement ceux des enfants. Ainsi, Kruger, en 1987, (5), a étudié les résonances d'enfants de moins de 40 mois, et a remarqué que plus la taille du conduit augmentait, plus la fréquence de résonance diminuait.



Influence de l'âge, respectivement influence de la longueur du canal auditif sur l'emplacement de la pointe de résonance (selon B Kruger: Ear and Hearing 8. Suppl 1987)

b- Présence d'une perforation tympanique

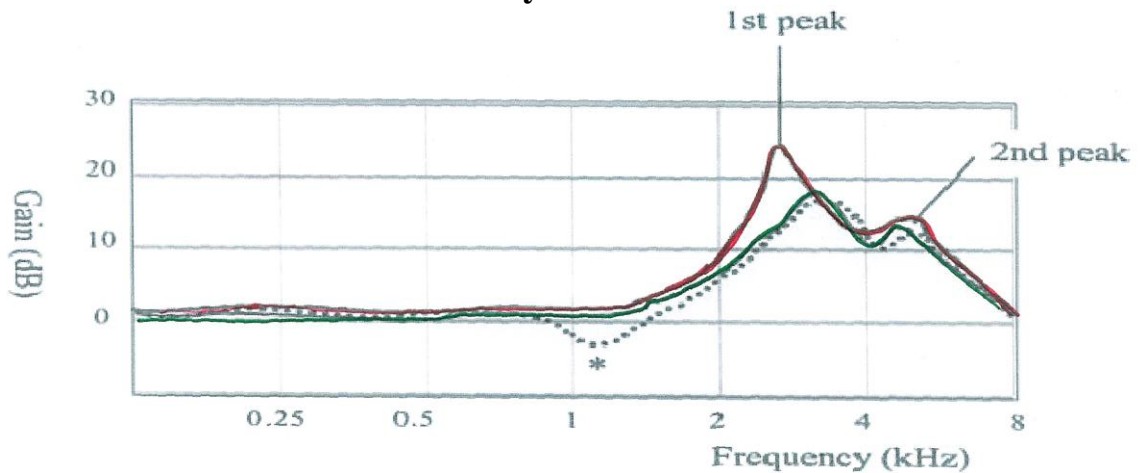
Une perforation tympanique entraîne une modification de l'impédance de la cavité de l'oreille moyenne et provoque, ainsi, une acoustique différente. DiBartolomeo, Moryl, Danhauer (1992) (6) et, un peu plus tard Liu (1999) (7), ont pu constater les implications d'une telle modification d'impédance. Ils ont ainsi mis en évidence l'émergence de deux pics de résonance, séparés par une vallée. Cette résonance particulière est constatée dans le cas de perforations larges. Les graphiques ci-dessous nous décrivent les résonances des patients de l'étude de Liu (7).



c- Les T-tubes

Sung Hwa Hong, Yang-Sun Cho et leur équipe de recherche (8) ont mis en évidence les modifications engendrées par l'insertion d'un T-tube. Sur le graphique suivant, nous pouvons observer que la résonance, en présence d'un T-tube, entraîne l'émergence, comme pour les perforations, de deux pics.

Résonance moyenne de conduits avec T-Tubes, de conduits avec otite moyenne.



— Résonance d'oreille avec otite moyenne (avec écoulement)

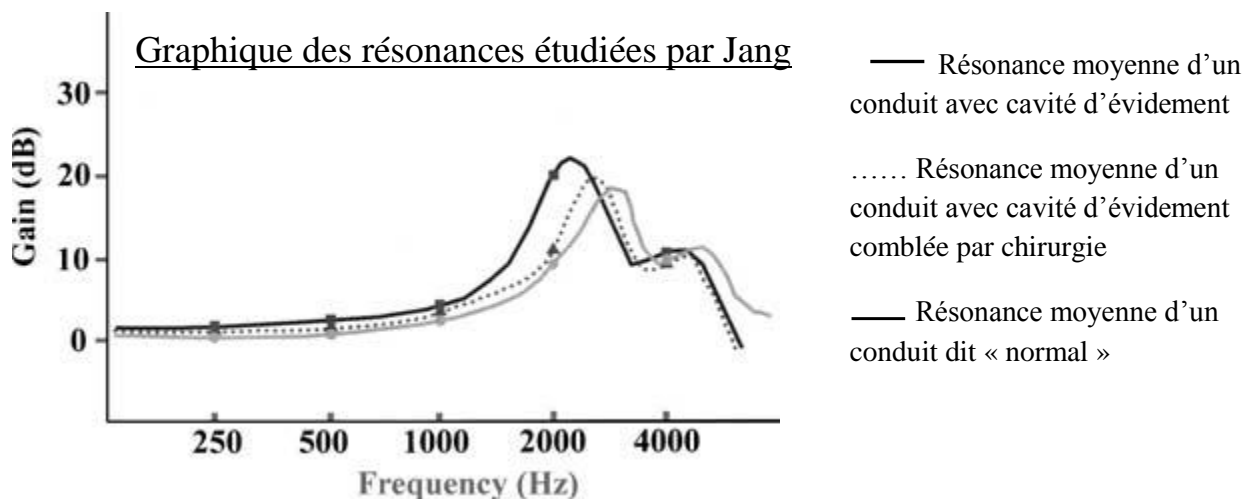
— Résonance moyenne (groupe de contrôle)

... Résonance conduit avec T-Tube : aux environs de 1000 Hz (* sur le schéma), nous observons un pic négatif.

d- Les cavités pétro-mastoïdiennes

Le conduit auditif en présence de cavités pétro-mastoïdiennes n'est plus calibré.

Le son, qui parvient directement à la fenêtre ovale et fenêtre ronde, ou au tympan (s'il en reste), fait l'objet de réflexion, d'absorption,... de la part des parois du conduit. Il en résulte donc une modification de la résonance. Ces résonances ont été étudiées par Jang en 2002.



En résumé, toute modification morphologique du conduit auditif ou du tympan entraîne une résonance différente.

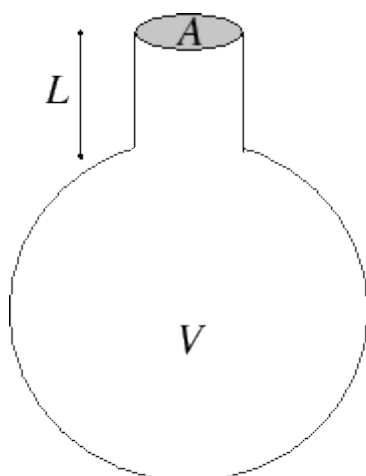
On peut penser que ces modifications anatomiques et acoustiques vont avoir des répercussions sur le gain prothétique.

C- Caractéristiques de ce volume couplé à un embout

L'insertion d'un embout (ou d'une coque) obture plus ou moins le conduit auditif et la coque 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 résonateur d'Helmholtz est une sphère creuse ouverte sur l'extérieur via un col. Les ondes sonores sont soumises, dans ce résonateur, à un régime d'oscillations forcées. Le résonateur émet donc un son amplifié à la fréquence de résonance. Cette dernière varie suivant le volume de la sphère et la géométrie du col. Voici un schéma du résonateur d'Helmholtz (10) :



Résonateur d'Helmholtz

La fréquence de résonance f dépend de la longueur L , de la section A du col, et du volume V de la cavité : (c étant la célérité du son)

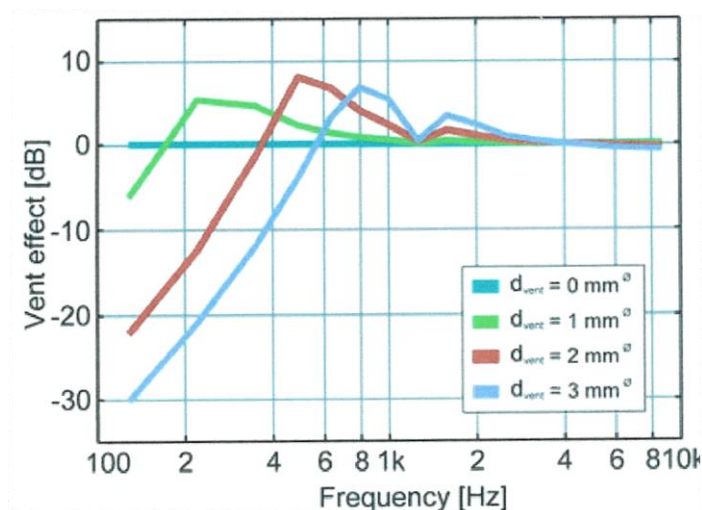
$$f = c.A / (2\pi LV)$$

On peut associer le couplage embout-conduit à un résonateur d'Helmholtz. En effet, la cavité résiduelle comprise entre le tympan et l'embout (ou la coque

de l'intra) correspond à la sphère du résonateur. L'évent est associé au col. L'introduction d'un embout ou d'une coque plus ou moins long, avec un évent plus ou moins important va donc modifier la résonance.

2- L'effet de l'évent

Une étude, réalisée en 2006, par Francis KUK (Widex) (11), nous montre l'effet de l'évent sur le niveau de sortie à proximité du tympan par rapport à un embout fermé.

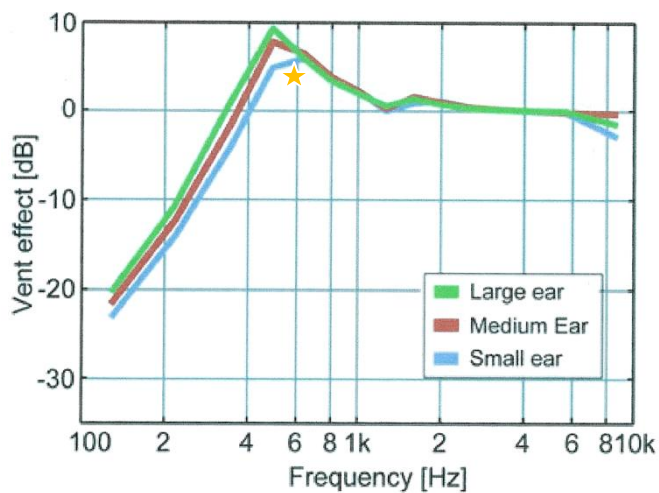


Effet du diamètre de l'évent

Ainsi, par rapport à un embout fermé, plus le diamètre de l'évent augmente, plus le niveau de sortie des basses fréquences diminue. On observe également une légère amplification des fréquences médiums.

M.KUK s'est également intéressé à l'effet de l'évent suivant le volume du conduit et suivant la compliance du tympan (compliance normale, diminuée à cause de l'otospongiose...). Pour ces deux études, l'embout était, pour chaque oreille, identique (19.3 mm de longueur, évent de diamètre 2 mm).

Le volume résiduel entre l'embout (ou la coque) et le tympan aura un impact différent sur l'effet de l'évent. Ainsi, trois groupes ont été formés : un groupe avec un faible volume résiduel (0.5 cm³), un volume résiduel normal (0.7 cm³) et un large volume résiduel (0.9 cm³). Le graphique suivant décrit l'impact du volume résiduel sur l'effet de l'évent.

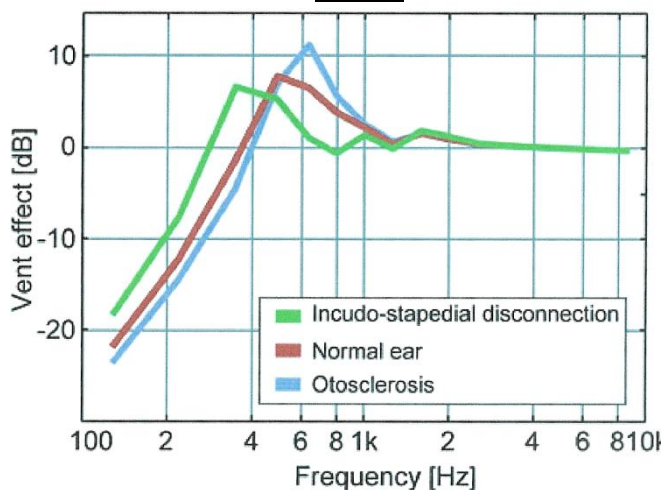


Impact du volume résiduel sur l'effet de l'évent

Nous remarquons, ainsi, que l'évent de 2 mm a un effet plus important sur la réduction des basses fréquences pour les petites oreilles que pour les "autres volumes d'oreilles". On remarque également que la

résonance (repérée par ★ sur le schéma), entraînée par la présence de l'embout ventilé, est moins élevée pour les petites oreilles.

Impact de la compliance du tympan sur l'effet de l'évent



La compliance du tympan d'un patient atteint d'otospongiose est moins importante que celle d'une oreille normale. De ce fait, l'effet de l'évent sur la réduction des fréquences graves est plus important. Au contraire, lorsque la compliance est élevée (par exemple lors d'une discontinuité ossiculaire), la réduction des graves par l'évent est moindre.

Ces études nous montrent la difficulté de prévoir l'effet du diamètre de l'évent suivant les caractéristiques du conduit, et l'état (intègre ou pathologique) de la cavité de l'oreille moyenne.

3- Effet de la longueur de l'embout

La longueur de l'embout a également une influence sur l'amplification. Plus l'embout est long, plus l'amplification des basses fréquences est importante.

De nombreux paramètres, tels que l'évent, la longueur de l'embout, influencent les caractéristiques acoustiques de ce volume résiduel.

Il est donc difficile de prévoir l'effet d'un évent de diamètre déterminé.

Le moyen, à la disposition de l'audioprothésiste, pour observer les caractéristiques acoustiques et pour quantifier ces effets, reste la mesure in vivo (MIV).

II- La Mesure In Vivo : une méthode pour prendre en compte les différentes morphologies de conduit et le couplage conduit - aide auditive

A- Historique et principe de la Mesure In Vivo (MIV)

Chaque conduit auditif étant différent, il est difficile de simuler l'apport exact de l'aide auditive avec des cavités normalisées de type coupleur 2CC. C'est à partir de ce constat que la mesure du niveau de pression à proximité du tympan s'est imposée. Dès 1980, Harford (13) a proposé de placer un premier microphone au fond du conduit auditif à tester. Un deuxième microphone, situé au fond du CAE controlatéral, mesurait la résonance naturelle de l'oreille. Cependant, l'introduction des deux sondes microphoniques restait délicate. En 1982, à l'instar de X. Renard, la MIV ipsilatérale, n'utilisant qu'une seule sonde, est apparue. L'effet de dissymétrie entre les deux oreilles fut ainsi supprimé. Puis, en 1984, l'apparition des sondes en silicone permet de laisser le microphone à l'extérieur du conduit. Cette nouvelle sonde ainsi que l'informatisation du système ont rendu cette technique plus simple. Ces avancées ont été à l'origine de la 1^{ère} chaîne de mesure in vivo, et cette technique est devenue, dès lors, accessible à tous les audioprothésistes.

On donna à cette technique le nom de mesure in vivo, à ne pas confondre avec les mesures in situ qui correspondent aux mesures prises sur KEMAR.

Le principe de la MIV est donc d'évaluer l'amplification exacte de l'aide auditive en prenant en compte toutes les caractéristiques acoustiques de l'oreille du patient : volume du conduit, perforations tympaniques... En effet une même aide auditive, à réglage constant, présente, sur des oreilles différentes, une amplification différente. Ce système permet donc de prendre du recul par rapport aux simulations fabricants et de contrôler l'amplification apportée par l'aide auditive. Il est important de spécifier que la MIV est un outil de mesure à la disposition de l'audioprothésiste mais ne constitue pas une méthode d'appareillage.

B- Explication des termes

Il me paraît opportun de m'attarder sur la terminologie relative aux mesures. En effet, chaque mesure est différente et présente un but précis. Ces différentes mesures sont détaillées ci-dessous chronologiquement dans la réalisation de la procédure.

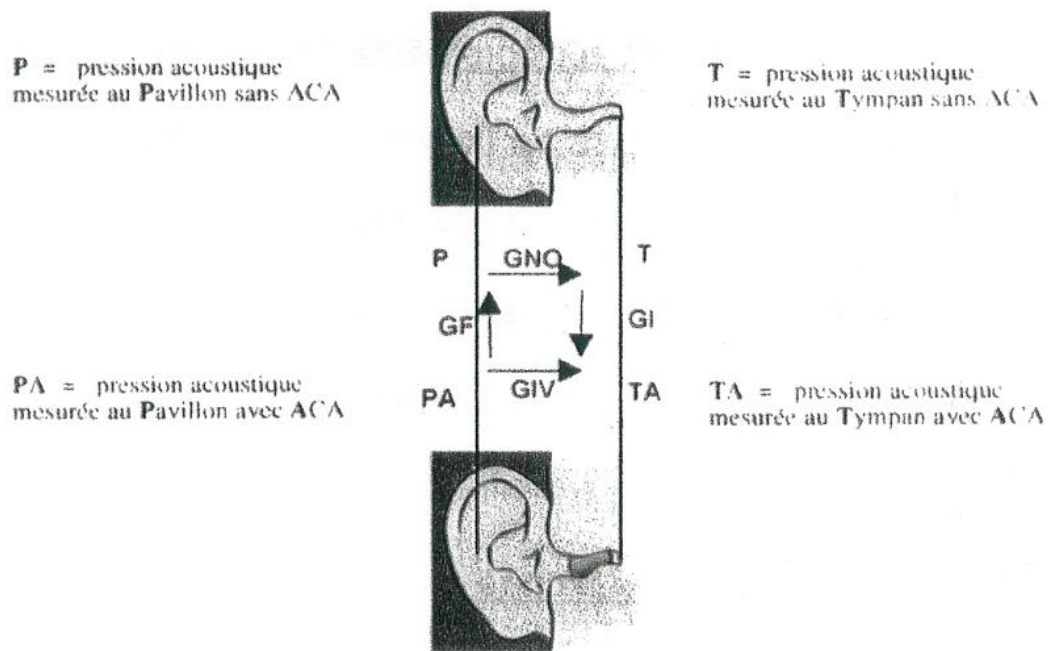
REUR (Real Ear Unaided Response) : elle est généralement la première mesure réalisée. Elle représente la résonance du conduit auditif externe, ou ce qu'on appelle le Gain Naturel de l'Oreille (GNO). C'est la différence de pression entre l'entrée du pavillon et le fond du conduit auditif externe.

Remarque : les anglo-saxons différencient REUR et REUG (Real Ear Unaided Gain). La REUG représente la REUR à une fréquence déterminée.

REOR (Real Ear Occluded Response) : elle représente la réponse de l'oreille externe avec l'aide auditive éteinte. Elle permet de fournir une estimation de la perte d'insertion créée par l'intra ou de l'embout et d'évaluer l'effet de l'évent.

REAR (Real Ear Aided Response) : elle permet de mesurer, oreille appareillée, la différence de pression entre le tympan et l'entrée du conduit. La REAR correspond au gain in vivo.

REIR (Real Ear Insertion Response = gain d'insertion) : elle représente la différence de pression acoustique au niveau du tympan entre l'oreille appareillée et l'oreille non appareillée.



Terminologie française	Abrév. et Valeur	Abrév. et terminologie anglo-saxonne
Gain Naturel de l'Oreille	GNO = $T - P$	REUR (Real Ear Unaided Response)
Gain In Vivo	GIV = $TA - PA$	REAR (Real Ear Aided Response)
Gain d'Insertion	GI = $TA - T$	REIR (Real Ear Insertion Response)
Niveau de Sortie Maximum	NSM = TA	RESR (Real Ear Saturation Response)
Gain Fonctionnel	GF = $P - PA$	FG (Functional Gain)

Schéma expliquant les différents termes (13)

C- Limites de la MIV

Même si la MIV apparaît comme un outil permettant un contrôle précis du gain, il n'en demeure pas moins qu'elle a quelques limites. Il faut en tenir compte dans son adaptation. Les points les plus importants sont :

- La position de la sonde. En effet, il n'est pas facile de positionner la sonde au plus près du tympan en évitant les artéfacts. Cela demande aussi une certaine immobilité de la part du patient pour éviter le déplacement de la sonde.
- La sonde, positionnée entre le conduit et l'embout (ou la coque), peut être légèrement écrasée. Elle peut également créer artificiellement un évent supplémentaire.
- La sonde peut être obturée par du cérumen.
- Le placement du haut parleur (généralement à 45°) et l'étalonnage vont également avoir un impact sur la courbe de réponse et sa fiabilité.

Pour éviter ces erreurs, une rigueur dans le protocole de mesure s'impose.

D'après F.Fiault (14), la REUR, principale mesure utilisée pour ce mémoire, est reproductible et fiable jusqu'à 4000 Hz.

D- Conclusion

La MIV désigne l'ensemble des mesures électro-acoustiques, objectives, réalisées en fond de conduit, dont le but est de contrôler et maîtriser le gain délivré par l'aide auditive. La MIV permet également de mettre en évidence les caractéristiques acoustiques de l'oreille externe, couplée ou non à l'aide auditive. L'expérience pratique quotidienne permet à l'audioprothésiste de connaître les perturbations que l'on peut rencontrer comme les artéfacts, l'obstruction de la sonde... Ces connaissances vont permettre de ne pas faire d'erreur d'analyse qui pourrait entraîner par la suite des erreurs dans le gain d'insertion.

III- Approches des différents moyens de mesure de gain prothétique et comparaison des gains obtenus

On définit deux approches dans la mesure du gain prothétique tonal :

- une approche objective : mesure du gain sur coupleur ou in vivo
- une approche subjective tenant compte du ressenti du patient (mesure du gain prothétique tonal en champ libre).

Ces deux approches vont permettre à l'audioprothésiste de quantifier plus ou moins précisément le gain tonal apporté par l'aide auditive.

A- Le gain d'insertion in vivo (GI)

Le gain d'insertion in vivo est reconnu comme un "outil de référence" (Brocard (15)) pour la mesure objective du GI. Le GI permet de connaître précisément le gain apporté par l'aide auditive, cependant dans une certaine limite, puisque celui-ci est considéré fiable jusqu'à 4000 Hz.

Son intérêt est donc de nous fournir, dans un minimum de temps, une image "objective" du gain apporté au patient et cela en balayant l'ensemble fréquentiel compris entre 250 à 6000 Hz. Cette mesure est particulièrement intéressante et adaptée à l'évolution des aides auditives, entre autre pour les réglages des compressions (visualisation du champ dynamique du patient) et la visualisation de l'efficacité des débruiteurs.

B- Le gain d'insertion simulé (GIS)

La majorité des logiciels fabricants propose une simulation du GI, appelée GIS. Cette simulation permet à l'audioprothésiste n'utilisant pas la MIV, de connaître le GI dans l'oreille du patient. Cependant, cet outil se base sur le KEMAR (Knowles Electronic Manikin for Acoustic Research), et ne prend pas en compte les caractéristiques anatomo-physiologiques de chaque patient.

En effet, le KEMAR est un mannequin constitué d'une tête et d'un buste. Ses dimensions correspondent à la moyenne de 4000 personnes environ. En ce qui concerne le CAE, les dimensions de celui-ci correspondent à la moyenne de 12 hommes et 12 femmes.

A l'extrémité du conduit auditif du KEMAR, on retrouve deux coupleurs de Zwislocki. Le coupleur de Zwislocki a un volume de 1.26 cm^3 .



Les mesures effectuées sur KEMAR sont parfaitement reproductibles. Elles permettent d'obtenir les caractéristiques acoustiques d'une aide auditive, dans un cadre normalisé. Ces mesures sont plus précises que celles réalisées sur le coupleur 2CC car elles tiennent compte de la réflexion du son sur le buste et la tête ; le coupleur de Zwislocki est également plus représentatif de la cavité résiduelle de l'oreille.

Pour calculer plus précisément la réponse de l'aide auditive sur le KEMAR, les logiciels nous proposent, suivant les fabricants, d'indiquer la taille de l'embout, le diamètre du tube, la taille de l'évent.

C- Le gain au 2CC

Le gain au coupleur 2CC est une mesure normalisée. Cette normalisation fait du coupleur 2CC un outil de référence technique pour mesurer de façon reproductible les performances d'une aide auditive. Ce coupleur induit donc un résultat standardisé qui ne prend pas en compte les caractéristiques individuelles d'ordre morphologique ou inhérentes à l'appareillage (type d'embout, évent...). Il en résulte des différences importantes par rapport au gain réel dans l'oreille : les gains obtenus avec ce coupleur sont généralement trop bas sur toute la bande fréquentielle.

D- Le gain prothétique tonal (GPT)

On définit le GPT comme la différence entre le seuil d'audition oreille nue et le seuil d'audition de cette même oreille mais appareillée.

Le GPT permet de connaître le gain tonal obtenu par le patient et permet d'avoir un aperçu de l'apport subjectif de l'aide auditive.

Cependant, le GPT a de nombreuses limites notamment dans sa précision. En effet, le caractère subjectif de cette mesure est source d'erreur. Cette mesure est dépendante de l'état de fatigue du patient, des possibles rémanences... Cette audiométrie est de plus réalisée par pas de 5 dB.

Enfin, pour être fiable, le GPT est établi en comparant, le seuil d'audition tonal, en champ libre, sans aide auditive et avec aide auditive. Nous avons deux seuils d'audition subjectifs, donc deux sources d'imprécision.

E- Relation entre le GPT et le GI

Ces deux gains quantifient un gain prothétique tonal : l'un (GPT) étant la différence subjective entre deux niveaux de pression acoustique présentés au niveau du pavillon, l'autre (GI) étant la différence objective entre deux pressions acoustiques recueillies en fond de conduit.

On considère donc que le GPT est toujours égal au GI (d'après le tome II du précis d'audioprothèse, 13). Ces deux gains me paraissent complémentaires, l'un permettant de contrôler l'autre.

IV- Conclusion de l'approche théorique

L'oreille externe est le siège de phénomènes physiques (acoustiques) dont le principal effet est la résonance. L'apparition de la mesure in vivo a permis de mettre en évidence précisément ces résonances.

Il apparaît au vue de la littérature :

- des variations sensibles des caractéristiques de ces résonances en fonction de la morphologie du conduit,
- des variations en fonction de son état (présence de perforation tympanique, de cavité d'évidement),
- des répercussions différentes de l'embout (longueur de l'embout, diamètre de l'évent) en fonction de la morphologie du conduit.

Ces différences vont entraîner des variations de gain non négligeables et donc préjudiciables pour la précision de la correction apportée au patient (sur ou sous-corrrection), si la méthodologie employée par l'audioprothésiste ne tient pas compte de ces variations.

Or, aujourd'hui, la littérature ne nous indique pas les répercussions entraînées par ces différentes résonances sur le gain prothétique.

Il apparaît donc intéressant de s'attarder sur ces résonances particulières, et sur le gain délivré par l'aide auditive dans ces conduits en utilisant la mesure in vivo et le gain prothétique tonal, que l'on comparera au GIS fabricant.

Etude de cas

I- Objectifs de l'étude

Cette étude a pour but d'étudier les répercussions sur le gain prothétique engendrées par les différentes morphologies de conduits. En effet, depuis déjà quelques années, les fabricants nous proposent un gain d'insertion simulé. Cette simulation, s'appuyant sur des études statistiques et correspondant donc à un conduit standard, est-elle fiable pour les conduits dits standards ? Si tel est le cas, le GIS peut servir de base à l'adaptation et au contrôle du gain.

Cependant, nous sommes souvent en présence de conduits légèrement différents des conduits standards de part leur volume, ou de part une modification sporadique (évidement, perforation). Il est donc intéressant, dans ce cas, de se rendre compte de l'existence ou de l'absence de différence entre le GI et le GIS, et d'évaluer l'ampleur de cette différence si elle existe. Lorsque l'utilisation de la MIV est impossible, ou lorsqu'on ne la pratique pas, cette étude des écarts entre le GI et le GIS entre les différents conduits peut permettre de quantifier les répercussions sur le gain engendrées par les conduits et d'apporter éventuellement des modifications, pour ne pas sous ou sur corriger.

II- Protocole Expérimental

Le protocole expérimental est composé de trois parties qui s'inscrivent dans le déroulement de l'appareillage. Quelques patients, notamment ceux ayant une perforation tympanique et une cavité d'évidement, ont eu la gentillesse de se déplacer pour réaliser ces tests.

Tout d'abord, une étude du conduit auditif (c'est-à-dire son volume, sa longueur) fut nécessaire pour catégoriser le type de conduit (standard, petit conduit...). Les mesures ont été réalisées sur l'empreinte à l'aide d'un pied à coulisse. Pour la longueur du conduit, nous avons placé la sonde in vivo légèrement contre le tympan et noté à l'aide d'un stylo la longueur au niveau de l'entrée du méat auditif.

Puis, une mesure de la résonance du conduit auditif était prise (sonde légèrement reculée par rapport au tympan). Lors d'un appareillage, nous adaptions le gain sur la cible choisie pour un niveau d'entrée du bruit composite de 50 dB SPL. Il faut noter que l'aide auditive était, à ce niveau d'entrée, en régime linéaire. Après avoir réglé les compressions, une deuxième et troisième mesure furent prises à 65 et 80 dB SPL de niveau d'entrée.

Enfin, pour "vérifier" le gain d'insertion obtenu par mesure in vivo, un GPT fut réalisé. Ce GPT était alors comparé au gain d'insertion et au gain d'insertion simulé obtenu par le fabricant.

III- L'échantillon

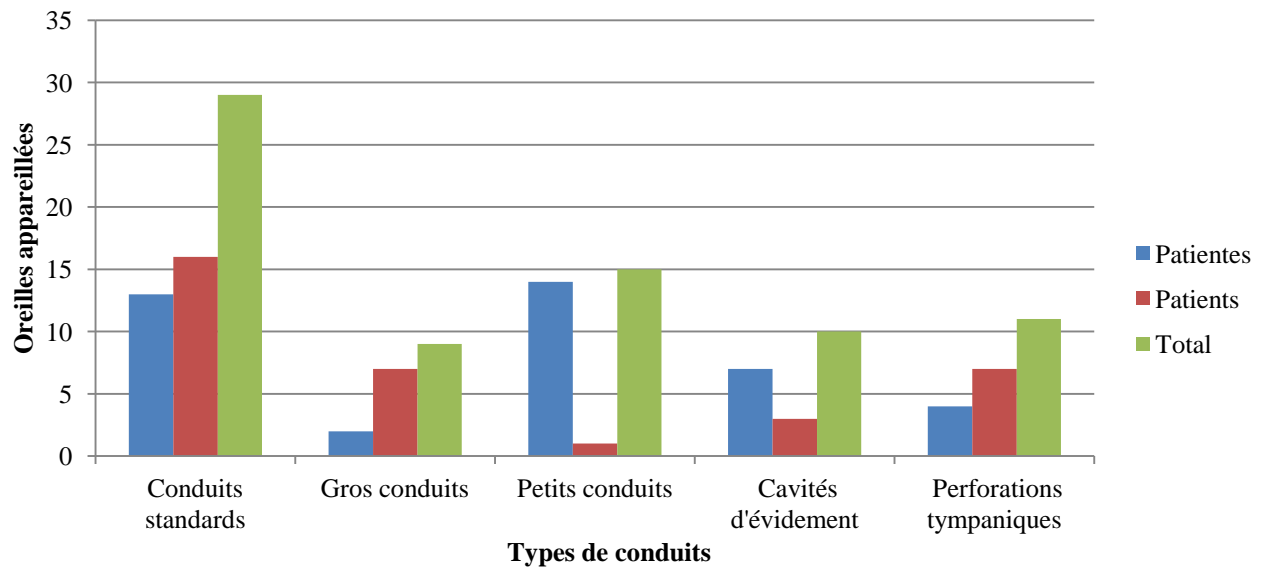
Mon étude a été réalisée sur 60 patients, dont 27 de sexe féminin (âgées de 5 ans à 88 ans) et 33 de sexe masculin (âgés de 5 à 87 ans). Certains patients étaient appareillés en binaural. L'échantillon correspond donc à 74 oreilles testées.

Cet échantillon peut être divisé en plusieurs groupes en fonction des caractéristiques acoustiques du CAE :

- 21 patients (29 conduits) avec un CAE dit standard ont participé à l'étude
- 10 patients (11 conduits) avec perforation tympanique
- 9 patients (10 conduits) avec cavité d'évidement
- 11 patients (15 conduits) avec un petit conduit adulte
- 8 patients (9 conduits) avec un gros conduit

Sur le graphique suivant, vous trouverez la répartition des conduits en fonction de leurs caractéristiques.

Répartition des conduits en fonction de leur particularité anatomique

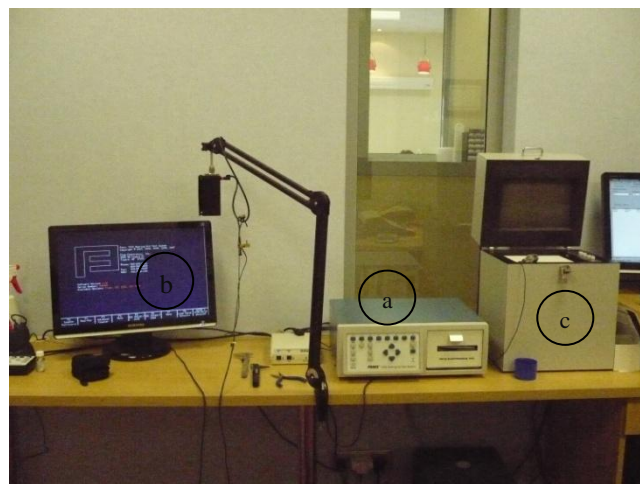


Il est difficile d'avoir un nombre conséquent de patients dans chaque catégorie. Ces échantillons vont, cependant, nous permettre d'observer certaines tendances.

IV- Equipement

Les mesures in vivo ont été réalisées grâce à la chaîne de mesure Fonix 7000, qui présente l'avantage d'être très précise.

Voici une photo de cet équipement :



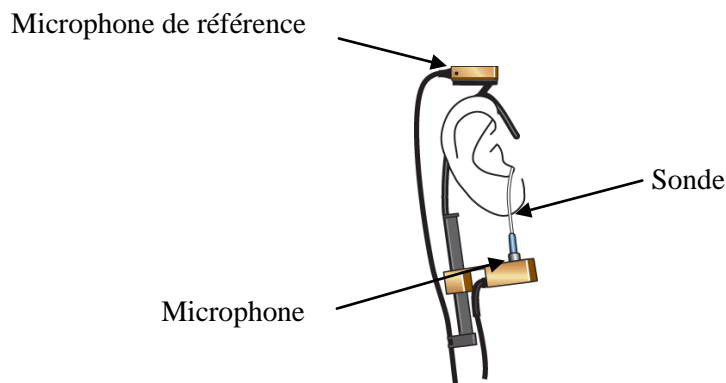
Comme tout système de mesure, la FONIX 7000 est équipée :

- d'une unité centrale (a), qui regroupe plusieurs fonctions : choix du module (ici in vivo), entrée des données audiométriques du patient, choix ou personnalisation de la cible, contrôle de la source sonore, analyse des données recueillies par les microphones.

- d'un écran d'affichage (b) pour visualiser les données.

- d'un haut parleur (c) fixé sur un bras articulé. Ce bras nous permet de disposer le HP à environ 20 cm de l'oreille, en face du microphone de référence. L'angle entre le haut parleur et la face du visage est entre 30 et 45°.

- d'un système de maintien comprenant deux microphones et la sonde. Le microphone de référence est situé à proximité du pavillon. Il permet de mesurer le niveau sonore au pavillon. Le deuxième microphone, auquel est reliée la sonde, capte le signal à proximité du tympan. La différence entre les niveaux sonores enregistrés par les deux microphones nous fournit le gain.



IV- Mesure des résonances de conduit par la mesure in vivo

J'ai analysé, par la mesure in vivo, la résonance correspondant à chaque morphologie, et comparé celle-ci aux conduits standards et à la résonance du KEMAR (provenant du précis d'audioprothèse (13)).

A- Résonance moyenne de l'ensemble des conduits standards

Avant d'étudier la résonance moyenne, je me suis d'abord attardée sur la définition d'un conduit standard, représentatif de la majorité de la population et digne des cas d'école !

Pour calculer le volume d'un conduit, il existe plusieurs techniques :

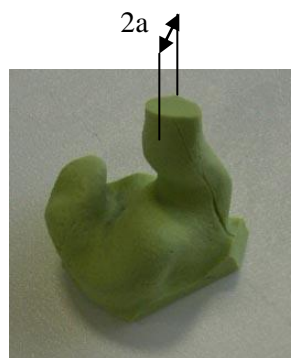
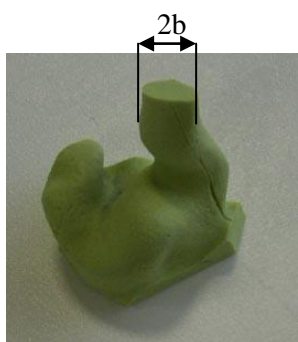
- technique de Johansen (1975) (16), à l'aide de la contre-empreinte, on verse un liquide dans celle-ci et on mesure le volume.

- technique de G.Gerbaud (16), on remplit l'oreille de liquide. Cette technique est précise mais demande des précautions particulières.

Le volume est calculé dans ce mémoire, pour me donner un ordre d'idée de la grosseur du conduit. C'est pourquoi, j'ai choisi de prendre les dimensions sur l'empreinte, et de faire un calcul de volume avec la formule suivante :

Volume = aire de l'ellipse x la longueur du conduit

L'aire d'une ellipse est égale à πab avec a et b correspondant aux demi-axes :



La longueur moyenne des conduits auditifs, considérés comme standards, étudiés dans ce mémoire, est de 25 mm. Sur l'ensemble de mes conduits standards, en moyenne, $a = 3.4$ mm et $b = 4.2$ mm

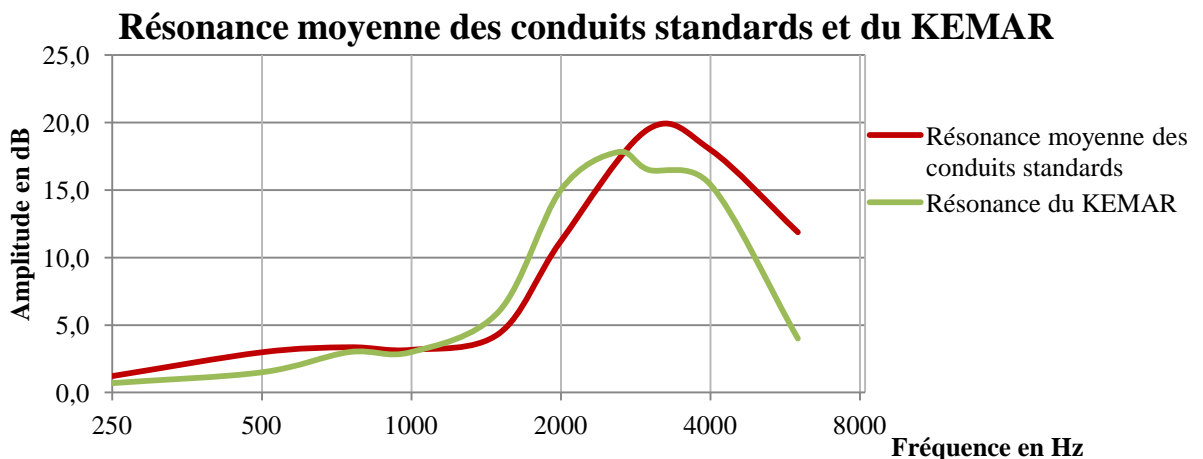
Voici le calcul : $\text{Volume} = \pi \times 0.34 \times 0.42 \times 2.5 = 1.12 \text{ cm}^3$

En réalisant ces calculs de volume, je retrouve les mêmes ordres de grandeur de volume que G.Gerbaud. Selon ce dernier, le volume moyen des

conduits est de 1.06 cm^3 , soit une différence d'environ 5,6%. (Vous trouverez en annexe les calculs pour les petits et gros conduits.)

Nous retrouvons, à partir de ces caractéristiques, une résonance située entre 2700 et 3000 Hz avec un pic de 20 dB en moyenne.

Il est intéressant d'observer que vers 500 - 750 Hz nous obtenons aussi une "bosse" de l'ordre de 2-3 dB.



Il me semble important de comparer ces résonances à celle du KEMAR, afin de déterminer déjà les possibles variations, qui auront un impact dans le calcul de la simulation.

On retrouve la même forme de courbe, cependant, avec des différences au niveau de l'amplitude. Dans les basses fréquences, jusqu'à 1500 Hz, l'écart entre ces résonances est faible, d'environ 1 à 2 dB.

A 2000 Hz, l'amplitude de la résonance du KEMAR est plus importante que celle des conduits standards d'environ 4 dB.

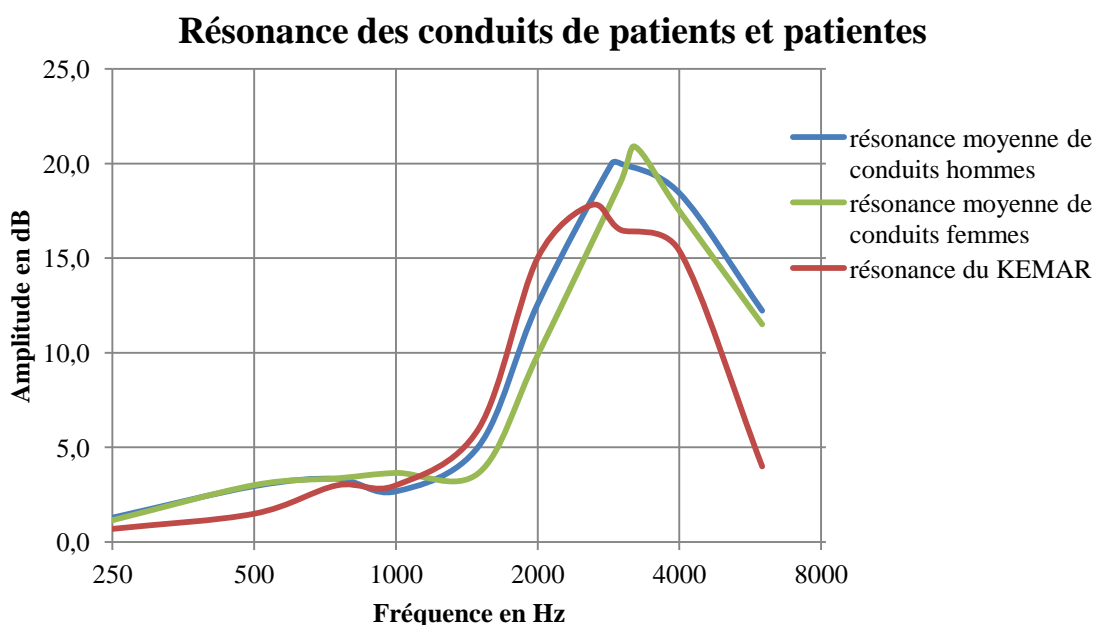
De 3000 à 6000 Hz, la courbe de résonance du KEMAR a une amplitude moins élevée (3 dB en moyenne) que l'amplitude moyenne des résonances de ces conduits standards. Le pic de résonance apparaît pour le KEMAR pour une fréquence de 2600 Hz, au lieu de 3000 Hz pour la moyenne.

Comparaison des résonances de conduits standards hommes et de conduits standards femmes

J'ai décidé d'étudier séparément les conduits d'hommes et de femmes car il me semblait intéressant de savoir si, suivant les différences de volume, le GIS se rapprochait plus du GI.

En effet, en calculant les volumes moyens des conduits standards de patients puis de patientes, j'ai constaté que les conduits standards hommes étaient en moyenne plus volumineux que les conduits standards femmes (1.19cm^3 pour les conduits hommes au lieu de 0.97cm^3 pour les conduits femmes).

Le graphique ci-dessous nous présente ces résonances moyennes suivant le sexe du patient.



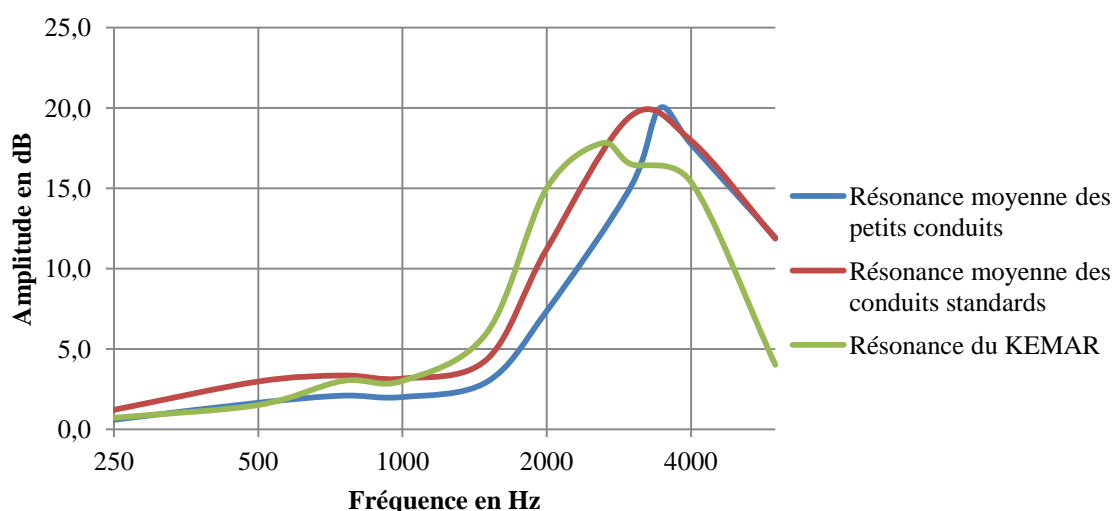
On remarque que la courbe de résonance moyenne des conduits de patientes décrit un pic dont la fréquence est un peu plus aiguë que celle du pic de résonance des conduits hommes. Dans les deux cas, l'amplitude du pic est identique, soit environ 20 dB.

B-Résonances de petits conduits

Les petits conduits étudiés sont ceux d'adultes présentant un conduit plus petit que la moyenne. Cet échantillon est constitué essentiellement de femmes.

Le faible volume (en moyenne 0.77 cm^3 pour ces patients) induit un pic de résonance qui se situe en moyenne à 3400 Hz. L'amplitude du pic de résonance varie peu suivant le volume du conduit, le pic a toujours une valeur d'environ 20 dB.

Comparaison des résonances mesurées pour les petits conduits et les conduits standards avec la résonance du KEMAR



Sur ce graphique, nous constatons tout d'abord, que la fréquence du pic de résonance des petits conduits est décalée vers les fréquences aiguës. En effet, la fréquence moyenne du pic est de 3400 Hz, au lieu de 2600 Hz pour le KEMAR et 3000 Hz pour les conduits standards de cette étude.

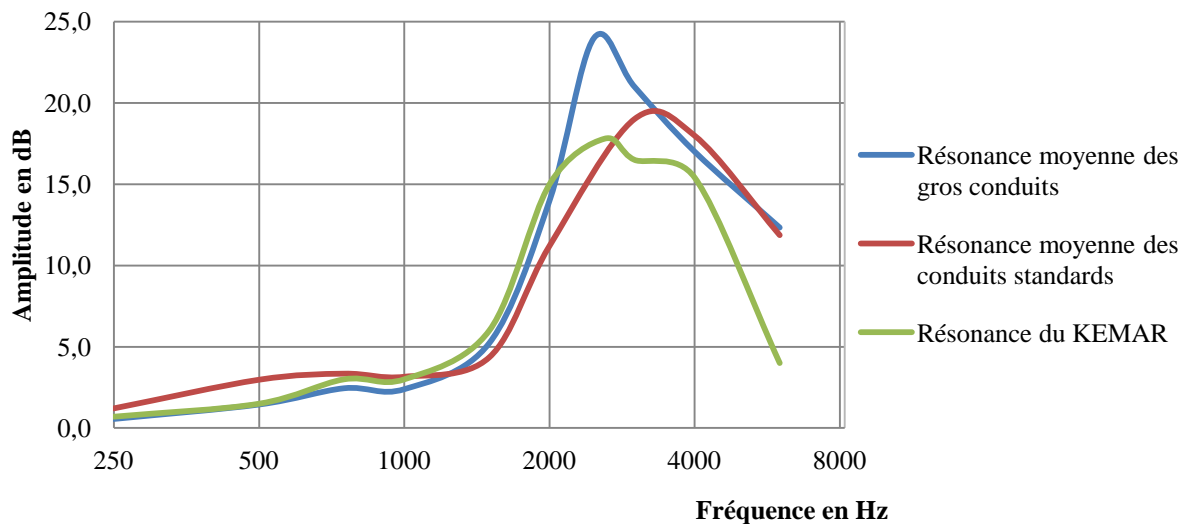
Nous observons, en comparaison avec le KEMAR, une résonance moins élevée de 1000 à 3000 Hz. L'écart est conséquent, puisqu'à 2000 Hz, la résonance du KEMAR est plus élevée de 8 dB. A partir de 3000 Hz, la résonance des petits conduits a une amplitude supérieure à celle du KEMAR.

C-Résonances de gros conduits

Ce fut plus difficile de trouver des patients ayant un gros conduit, d'où l'échantillon plus réduit. Le volume moyen de ces conduits s'élève à 1.65 cm^3 .

La différence est là aussi visible au niveau de la fréquence de résonance, qui se situe en moyenne à 2400 Hz, au lieu de 3000 Hz pour les conduits standards.

Comparaison des résonances mesurées pour les gros conduits et conduits standards avec le KEMAR



D'après le graphique, la résonance moyenne des gros conduits de cette étude est identique à la résonance du KEMAR jusqu'à 2000 Hz. Aux fréquences supérieures, l'amplitude de la résonance des gros conduits est plus élevée.

A 2400 Hz (fréquence moyenne du pic de résonance des gros conduits), on trouve un écart d'amplitude de 7 dB entre l'amplitude de la résonance des gros conduits et celle du KEMAR.

D- Conclusion sur les résonances des conduits intègres

Grâce à ces graphiques, nous remarquons que, sur l'ensemble du spectre fréquentiel, les écarts de résonance entre le KEMAR et les différents types de conduits sont moins importants dans le cas des conduits standards, que dans le cas des gros et petits conduits. On retrouve les écarts les plus élevés au niveau des petits conduits !

Il est important de noter qu'il est difficile suivant les sources d'établir une résonance exacte du KEMAR. Deux sources (le site du KEMAR (18) et le tome II du précis d'audioprothèse (13)) me donnent deux courbes de résonance légèrement différentes !

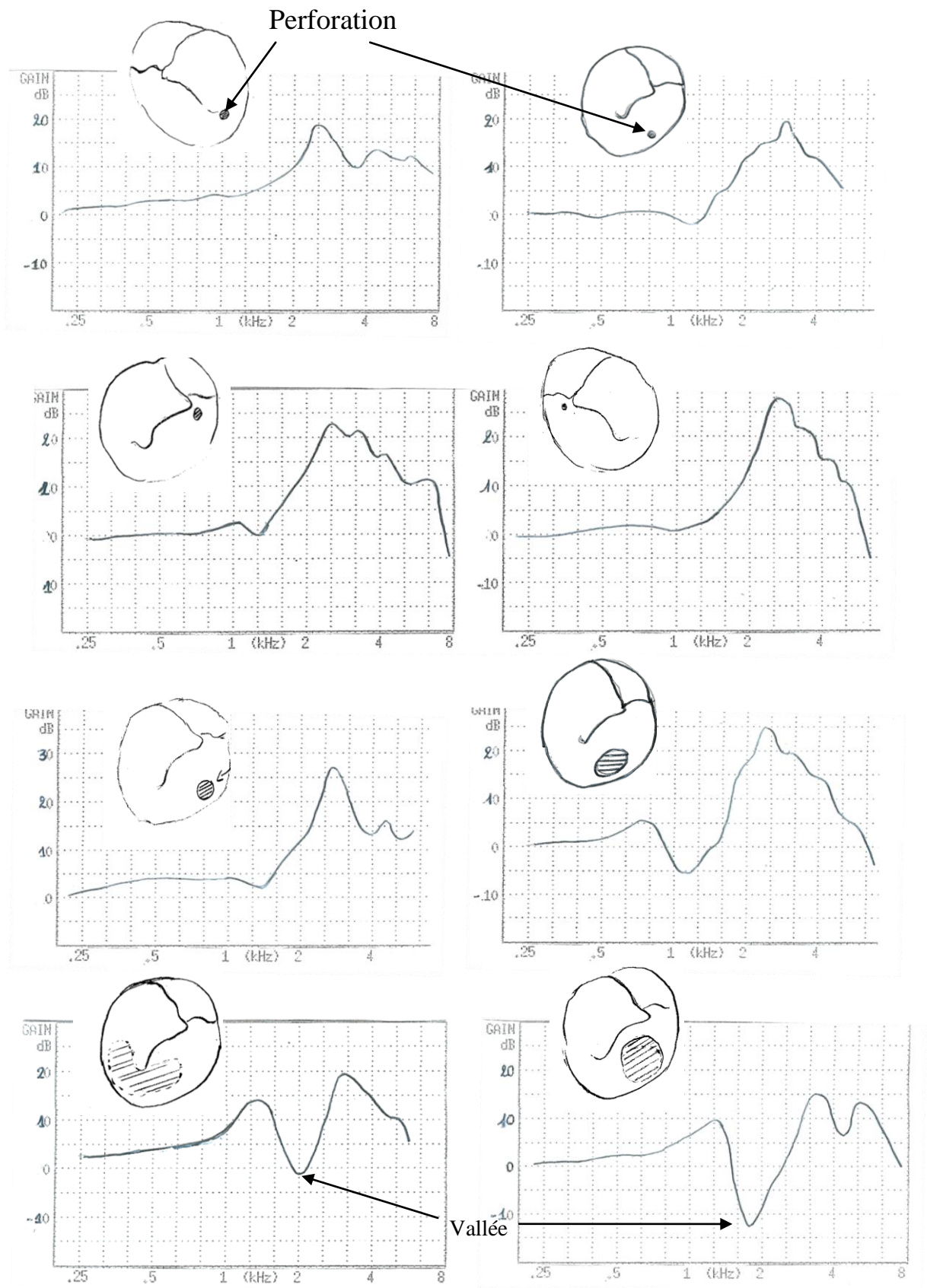
E- Résonances de conduits avec perforation tympanique

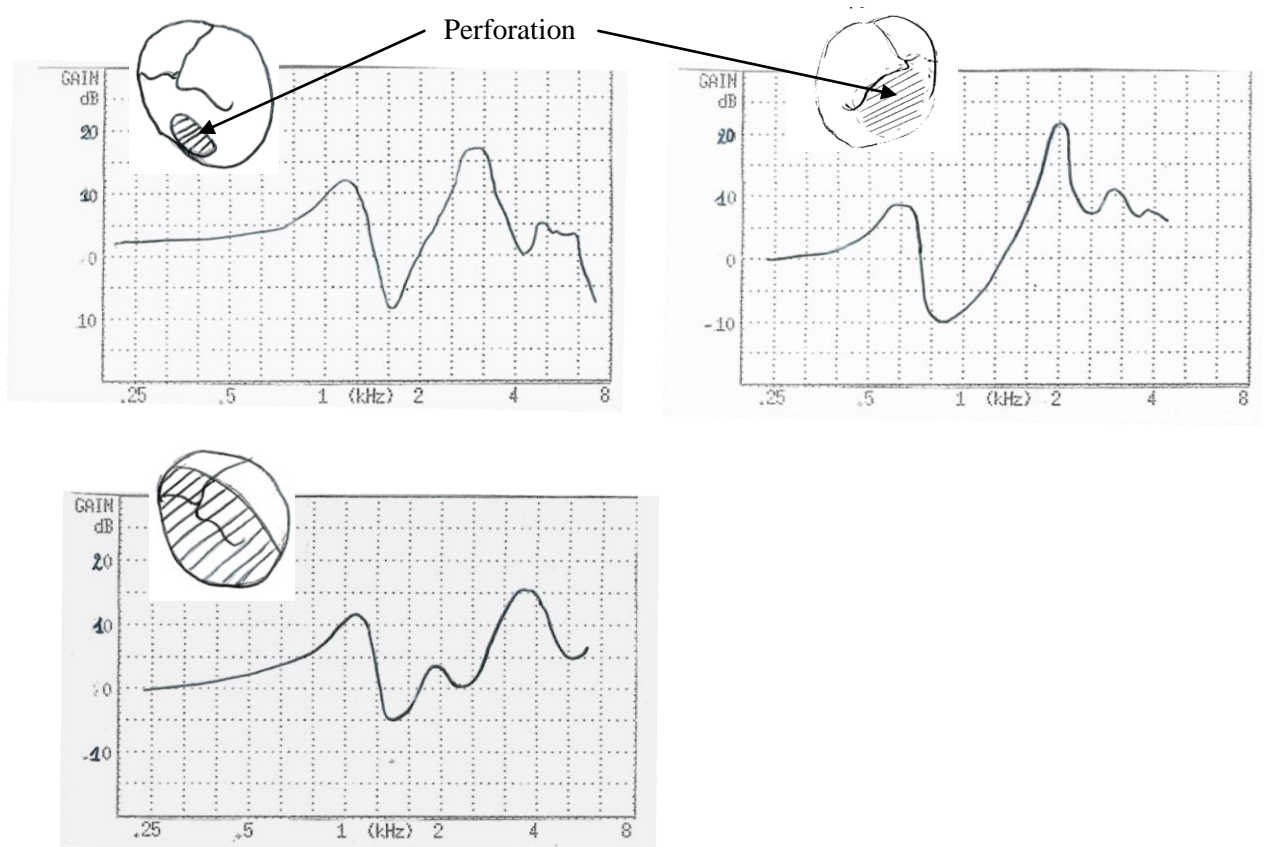
Pour ce groupe, je n'ai pas calculé le volume du conduit, mais noté seulement la longueur entre l'entrée du méat et le tympan. Un dessin de la perforation a été réalisé pour visualiser les effets de la taille de la perforation sur la résonance. Les perforations étaient de taille différente. C'est pourquoi, j'ai décidé de partager ce groupe en deux :

- les « petites perforations » (inférieures à 3 mm de diamètre ; même catégorisation que Liu)
- les autres perforations seront considérées comme larges.

Les résonances de conduits avec perforation tympanique sont très caractéristiques. En effet, on peut observer, lorsque la perforation est importante, l'émergence de deux pics séparés par une « vallée ». L'étude de ces résonances s'avère plus compliquée. En effet, si nous calculons l'écart type des fréquences des pics, nous obtenons un écart type d'environ 900 Hz, pour chacun des deux pics.

L'échantillon étant faible, j'ai donc présenté l'ensemble des résonances obtenues. Un schéma de la perforation tympanique vient illustrer la résonance.



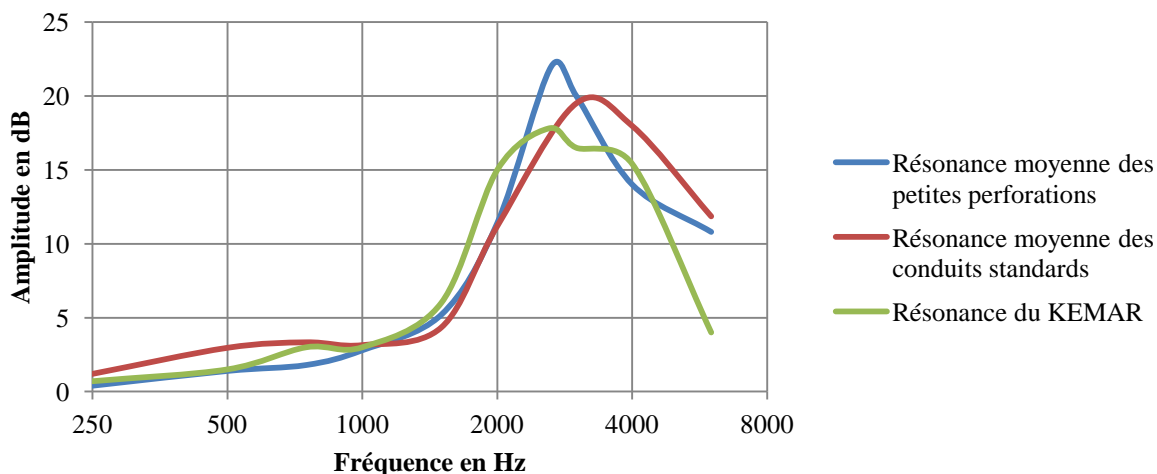


Pour toutes les perforations, l'amplitude du pic principal diffère peu de l'amplitude du pic des conduits dits "standards". Au niveau de la fréquence du pic principal, celle-ci est déplacée vers les fréquences graves. La variabilité intersujet est très importante.

Les conduits avec petite perforation tympanique :

Nous allons tout d'abord nous intéresser aux résonances des conduits avec petites perforations tympaniques. Afin de visualiser les écarts de résonance avec les conduits standards et le KEMAR, j'ai calculé la moyenne des résonances des petites perforations.

Comparaison des résonances mesurées pour les conduits avec petite perforation et conduits standards, avec le KEMAR



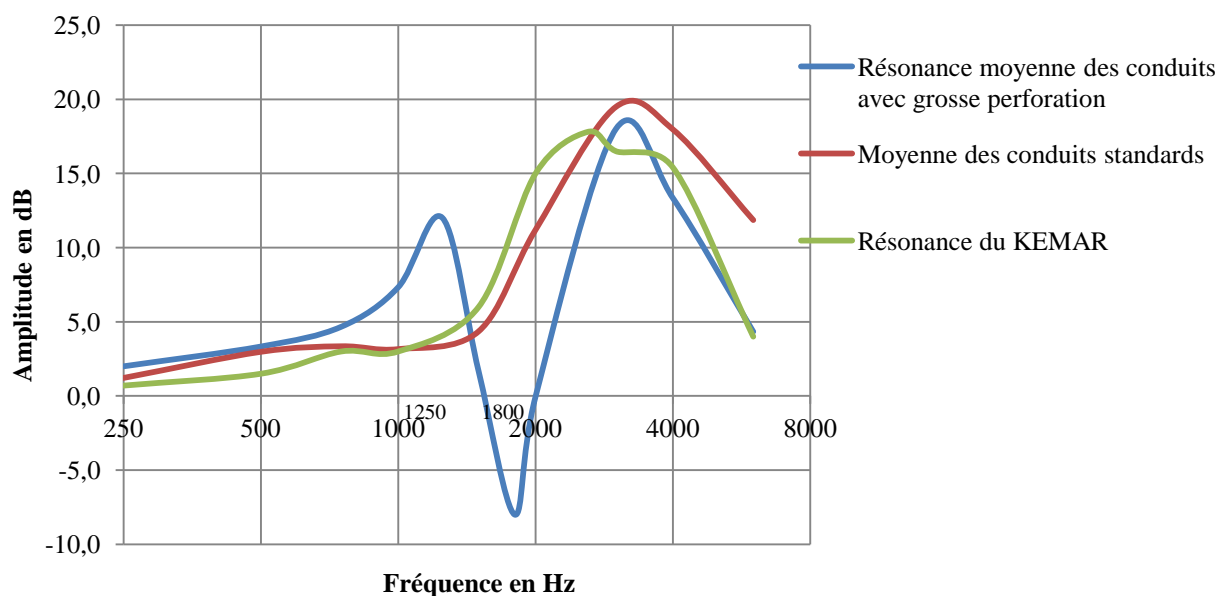
Au regard de ce graphique, on constate que les petites perforations n'entraînent pas de modification importante de la résonance. On remarque que l'écart d'amplitude le plus important entre la résonance du KEMAR et la résonance moyenne des conduits avec petite perforation tympanique se situe aux environs de 3000 Hz.

Les conduits avec grosse perforation tympanique :

En observant les résonances des conduits avec une grosse perforation tympanique, on remarque que la résonance est marquée par l'existence de deux pics séparés par une vallée (dont le gain est réduit de 10 dB environ).

Pour les conduits avec grosse perforation, les résonances sont hétérogènes. J'ai donc sélectionné trois conduits (dont les résonances présentent des similitudes) pour calculer une résonance moyenne.

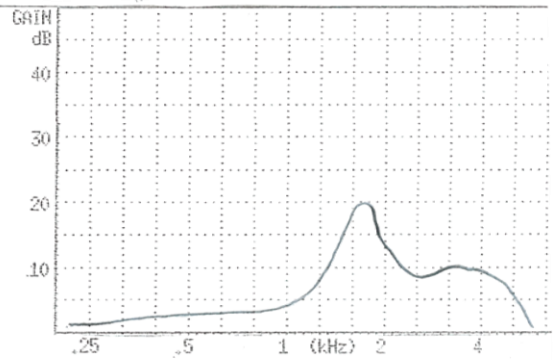
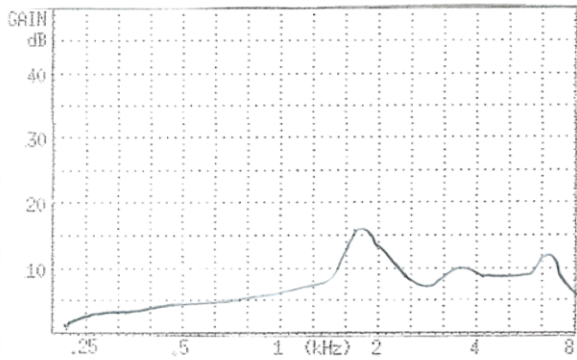
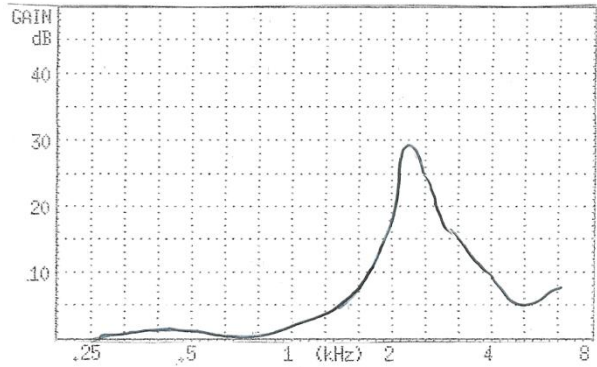
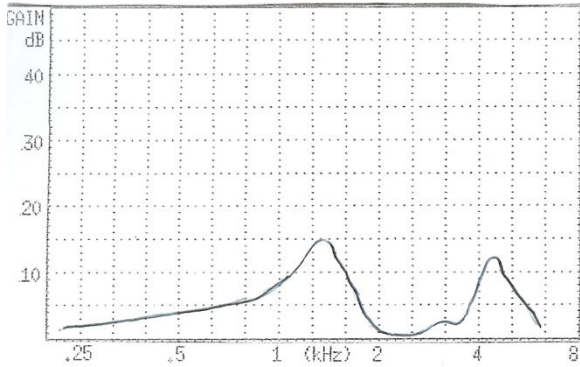
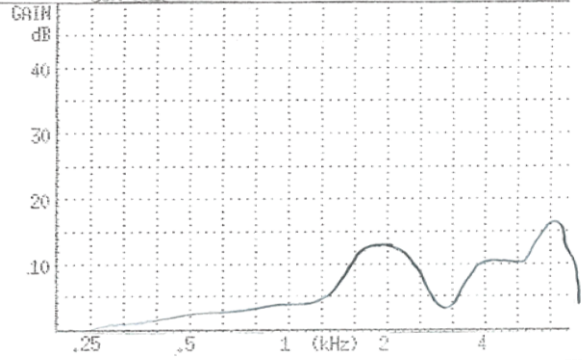
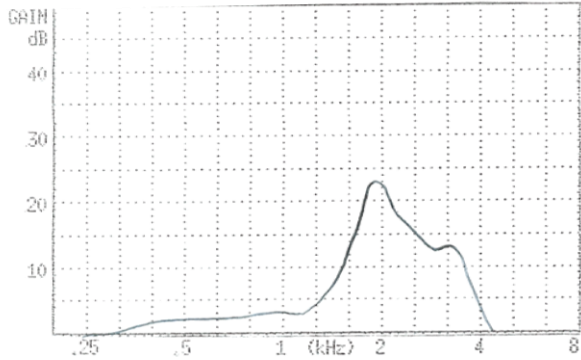
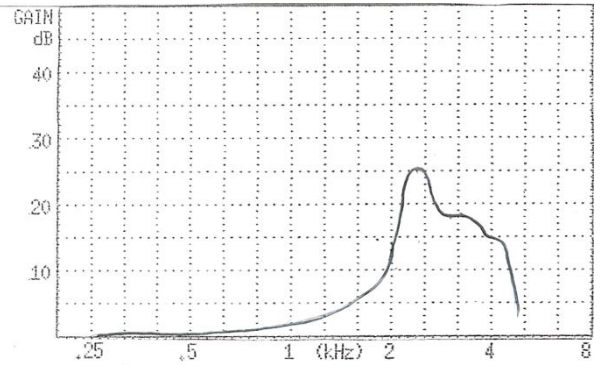
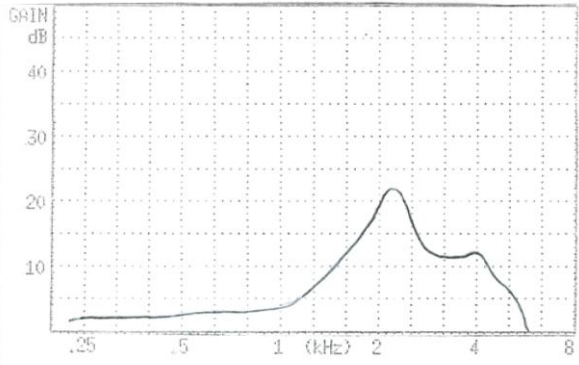
Comparaison des résonances mesurées pour les conduits avec grosse perforation, et conduits standards avec le KEMAR

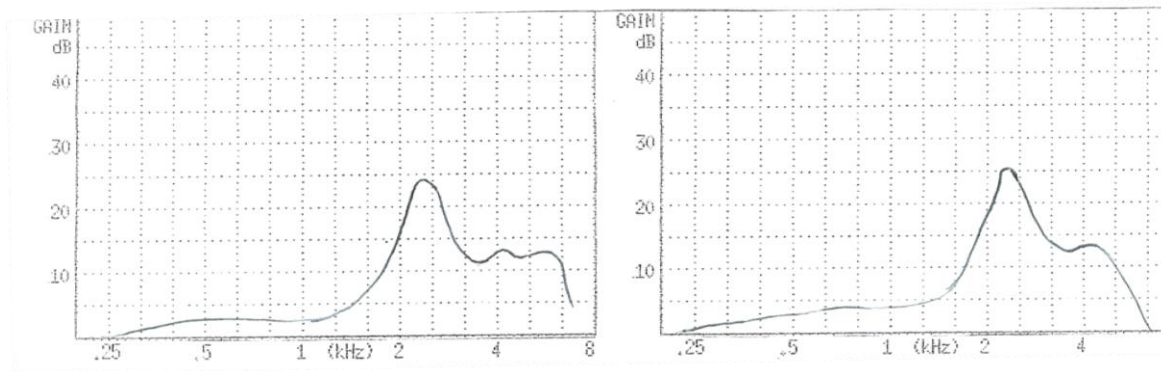


Nous observons l'émergence de deux pics, l'un, en moyenne vers 1250 Hz et l'autre vers 3000 Hz. Ces deux pics sont séparés par une vallée, dont l'amplitude est négative. On observe, entre la résonance moyenne des conduits avec une grosse perforation et celle du KEMAR, des différences importantes (de l'ordre de 10 à 15 dB) à 1250 Hz (au niveau du 1^{er} pic) et à 1800 Hz (au niveau de la vallée). Au-delà de 3000 Hz, la courbe de résonance des conduits avec perforation se rapproche de celle du KEMAR.

F- Résonances de conduits avec cavité d'évidement

Dans le cas des cavités d'évidement, les courbes de résonances sont variables. On retrouve rarement la même forme de résonance pour chaque patient. Le nombre de patients étant faible, la courbe de résonance de chaque conduit avec cavité d'évidement est présentée.





Dans tous les cas, on observe un déplacement de la fréquence du 1^{er} pic vers des fréquences plus basses que la normale.

Pour les évidements, il est donc plus difficile de prévoir la courbe de résonance, chaque cavité étant différente.

Au regard de ces résonances, on peut observer, tout de même, deux tendances :

- les résonances à un seul pic (groupe 1), dont l'amplitude est généralement élevée (25 dB en moyenne). La fréquence du pic est décalée vers les graves par rapport à celle des conduits standards.

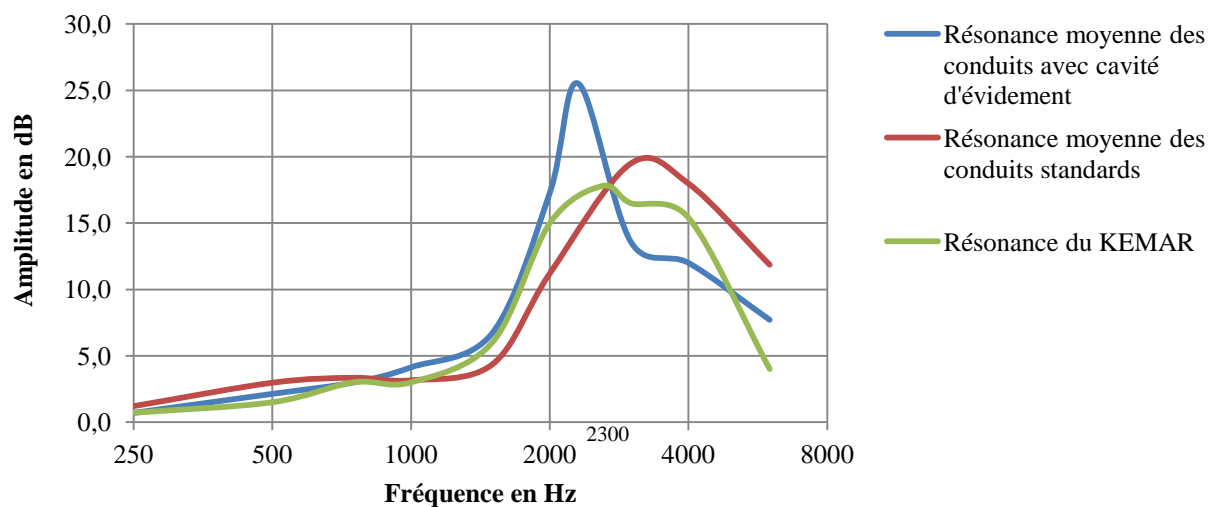
Ce groupe est constitué de conduits avec une petite cavité d'évidement.

- les résonances à deux pics (groupe 2). J'ai constaté que ces résonances correspondaient à des conduits avec une grosse cavité d'évidement.

Résonances des conduits avec petite cavité d'évidement

J'ai pu, pour les petits évidements, calculer la moyenne des résonances. Le graphique ci-après nous présente cette résonance moyenne.

Résonance moyenne des conduits avec petite cavité d'évidement (groupe 1)



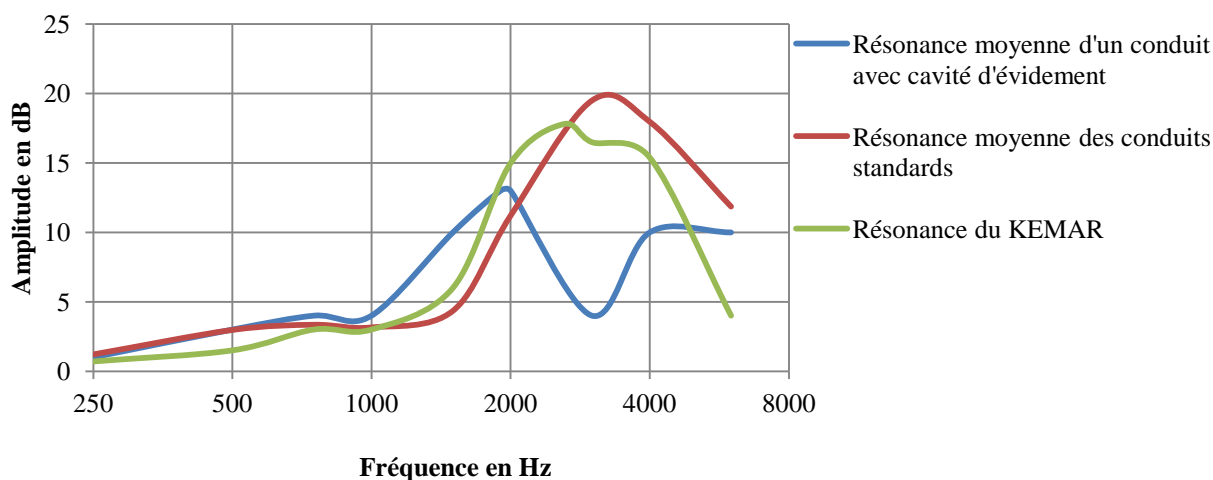
On constate que la courbe de résonance de ces cavités est proche de celle du KEMAR de 250 à 1800 Hz. Les écarts entre la résonance moyenne des conduits avec évidement et celle du KEMAR sont plus importants entre 2000 et 4000 Hz. Ainsi, de 2000 à 2500 Hz environ, la résonance des conduits avec cavité est supérieure d'environ 5 dB à celle du KEMAR (avec un écart maximum de 7 dB à 2300 Hz : fréquence moyenne du pic de résonance), et inférieure de 5 dB au-delà de 3000 Hz.

Résonance des conduits avec grosse cavité d'évidement

En ce qui concerne les résonances des conduits avec un gros évidement, il est difficile de calculer une moyenne. En effet, au vue du nombre restreint de patients et de la disparité de ces résonances, la moyenne ne serait pas représentative. Je vais donc m'attarder sur les résonances de deux conduits avec une grosse cavité d'évidement.

1^{er} cas :

Résonance moyenne d'un conduit avec cavité d'évidement en comparaison avec la résonance moyenne des conduits standards et la résonance du KEMAR

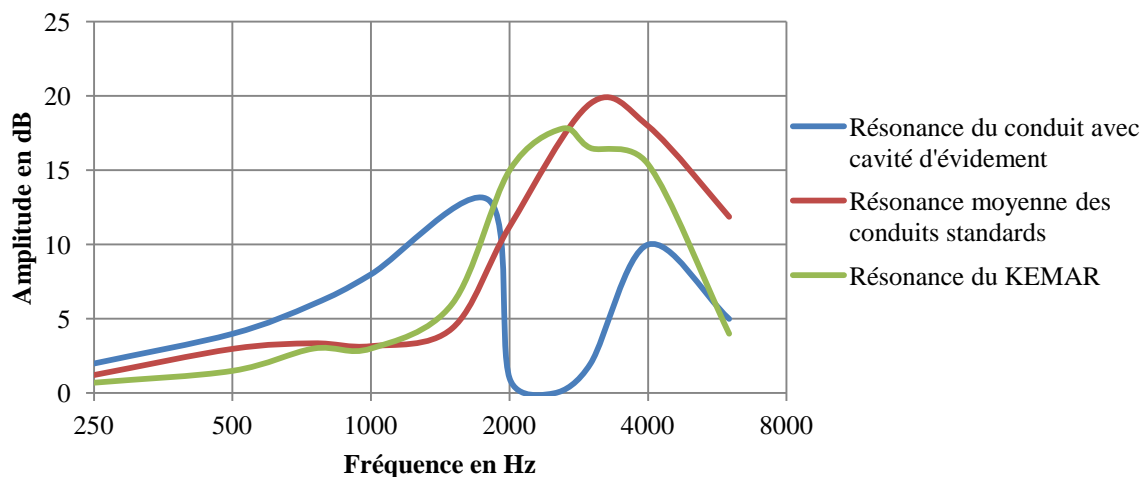


La courbe de résonance du conduit avec cavité d'évidement montre l'émergence de deux pics, l'un vers 1900 Hz et l'autre vers 4000 Hz. Ils ont une amplitude respective de 13 et 10 dB. Le gain de la « vallée » séparant les deux pics est réduit d'environ 5 à 10 dB par rapport aux pics.

On constate que, de 2000 à 4000 Hz, l'amplitude de la résonance du conduit avec évidement est inférieure de 5 à 10 dB à celle du KEMAR.

2^{ème} cas :

Résonance moyenne d'un conduit avec cavité d'évidement en comparaison avec la résonance moyenne des conduits standards et la résonance du KEMAR



Ce conduit avec cavité d'évidement présente une résonance marquée par deux pics. On observe une similarité entre cette résonance et la résonance étudiée précédemment.

Nous remarquons également la différence d'amplitude de 2000 à 4000 Hz entre la résonance du conduit avec évidement, et la résonance du KEMAR.

Ces résonances à 2 pics sont différentes de celles des perforations. En effet, le 1^{er} pic des perforations a généralement une amplitude moins élevée que le 2^{ème} pic (le contraire pour les résonances de conduit avec évidement). De plus, les pics de résonance des conduits avec évidement apparaissent pour des fréquences supérieures.

G- Conclusion sur les résonances de conduit

En résumé, ces différentes résonances obtenues en fonction des caractéristiques de l'oreille du patient montrent la grande diversité de courbes que nous pouvons observer en pratiquant la MIV.

Si nous comparons les résonances obtenues pour chaque morphologie de conduit à celles données par la littérature, nous retrouvons sensiblement les mêmes résonances. Ainsi, pour les perforations, nous avons pu constater, comme Liu (7), l'existence de deux pics, voire trois, lorsque les perforations étaient grandes. Pour les cavités d'évidement, les courbes de résonance du groupe 2 sont proches de la courbe moyenne des résonances de conduits avec évidement établie par Jang (9).

Nous avons donc des différences de résonance entre le KEMAR et les différentes morphologies de conduits. Cette constatation soulève la question suivante : quelles sont les répercussions du couplage embout (ou

coque)-conduit sur le gain prothétique lorsque la résonance de l'oreille du patient diffère de celle d'un conduit standard ?

Nous allons donc tenter d'évaluer les répercussions de ces résonances sur le gain prothétique en comparaison aux conduits standards.

Résultats expérimentaux

Les résultats de cette étude sont présentés suivant chaque caractéristique morphologique (conduits intègres tout d'abord, puis conduits pathologiques).

J'ai étudié la différence GPT-GIS (ou GI-GIS) suivant la morphologie du conduit afin de tenter d'évaluer les corrections à apporter au GIS, s'il y en a. Le GPT (ou le GI) a été comparé au GIS plutôt qu'au gain obtenu par le coupleur 2CC, car le GIS donne, à l'audioprothésiste, une image plus représentative du gain de l'aide auditive dans l'oreille du patient.

Dans une dernière partie, nous tenterons de voir si les écarts de gain observés entre les différents volumes de conduits pour un niveau d'entrée de 50 dB SPL sont identiques pour un niveau d'entrée supérieur ou s'accroissent.

I- Les conduits "intègres"

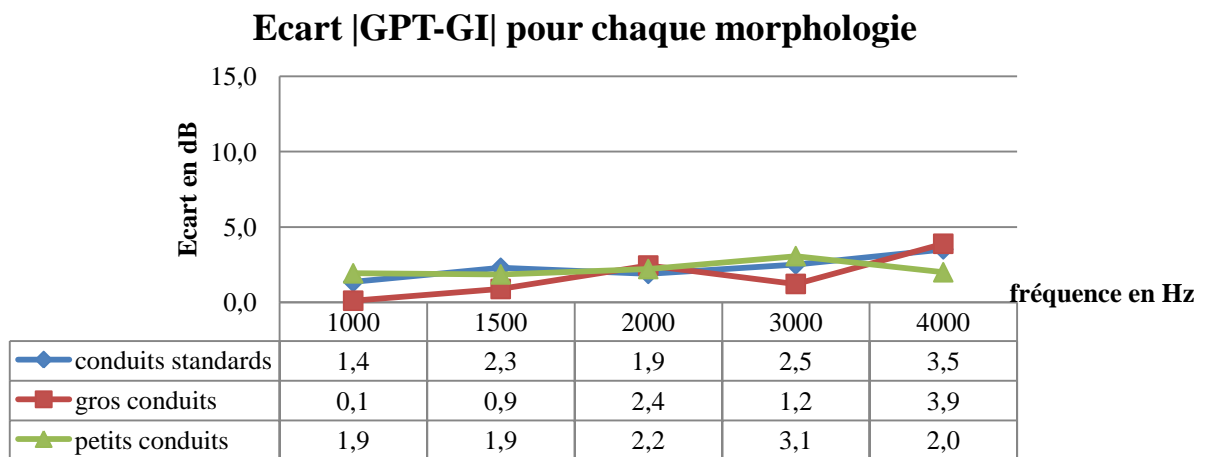
A- Pré-requis : validation du GPT par le GI

Afin d'évaluer les répercussions engendrées par les différentes morphologies de conduit, nous avons utilisé le GPT et le GI en comparaison avec le GIS.

Or, pour pouvoir exploiter ces résultats, j'ai contrôlé que les valeurs du GPT étaient très proches de celles du GI.

Pour chaque morphologie, j'ai donc calculé la différence entre le GPT et le GI en valeur absolue. Je me suis intéressée seulement aux fréquences comprises entre 1000 et 4000 Hz, car les patients avaient en général une perte d'audition légère sur les graves, ne nécessitant que très peu de gain, voire pas du tout.

Les résultats sont présentés sur le graphique ci-après :



D’après ce graphique, nous observons que les écarts entre le GPT et le GI en valeur absolue sont de l’ordre de 2 dB pour chaque morphologie. La réalisation du GPT par pas de 5 dB explique cet écart.

En fonction des besoins de l’étude, nous pouvons ainsi utiliser indifféremment le GPT et le GI, car ils sont identiques à 2 dB près.

La mesure du GI est réalisée sur l’ensemble fréquentiel, ce qui présente un avantage par rapport au GPT, réalisé à des fréquences caractéristiques de tests (par exemple 500 Hz, 1000 Hz...).

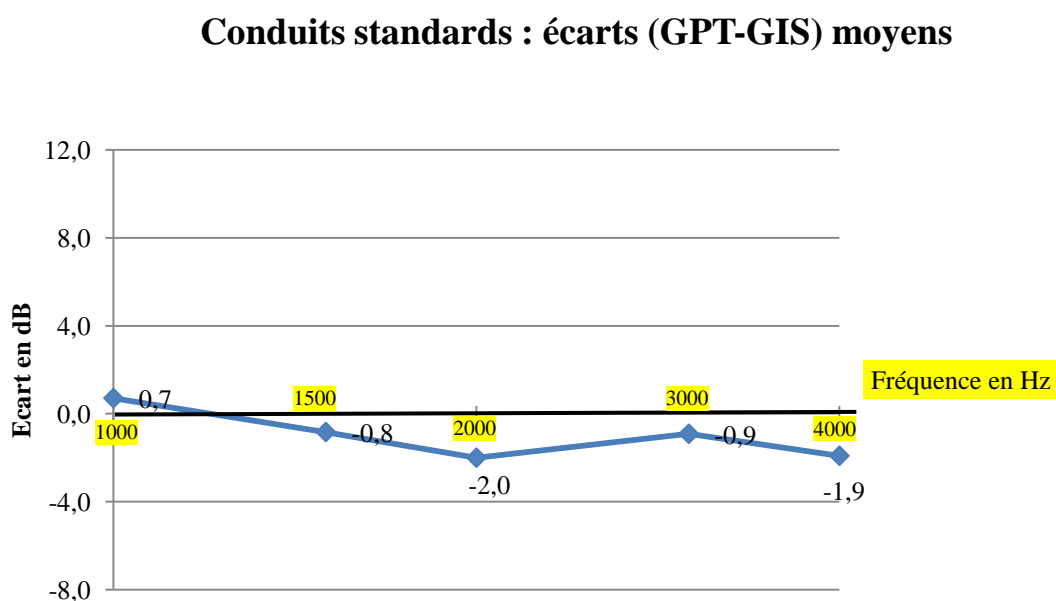
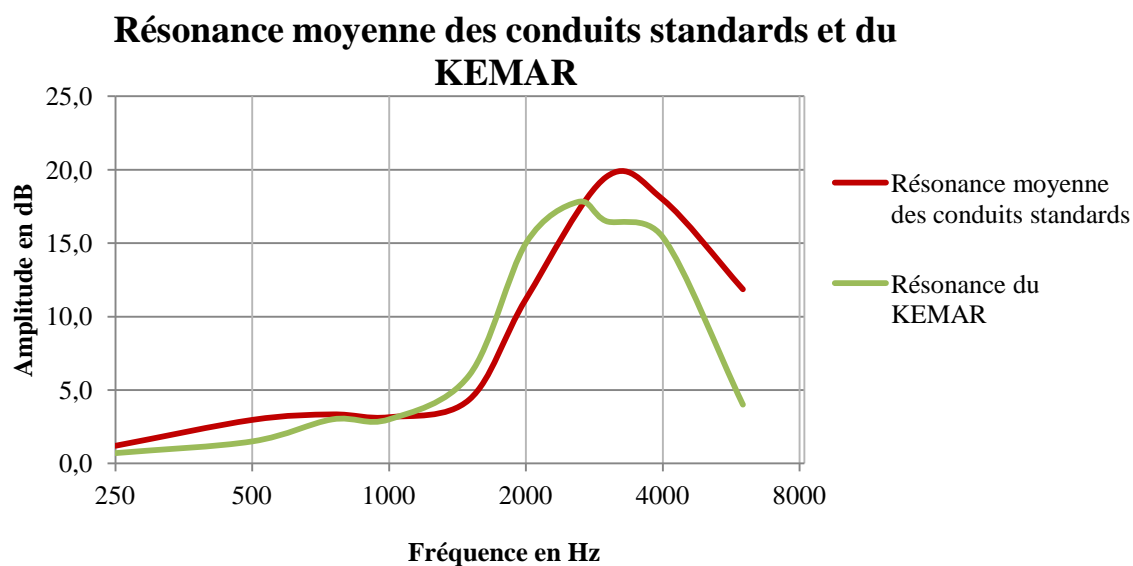
Nous allons donc pouvoir maintenant nous intéresser aux écarts GPT-GIS (ou GI-GIS) pour chaque morphologie.

B-Ecart GPT-GIS suivant chaque morphologie

Les écarts GPT-GIS sans valeur absolue vont permettre de voir s’il existe, suivant la fréquence, une sous ou sur-estimation du GIS par rapport au GPT (ou GI) mesuré chez ces patients. Nous allons pouvoir ainsi déduire les possibles corrections à apporter au GIS suivant la morphologie du conduit.

1- Les conduits standards

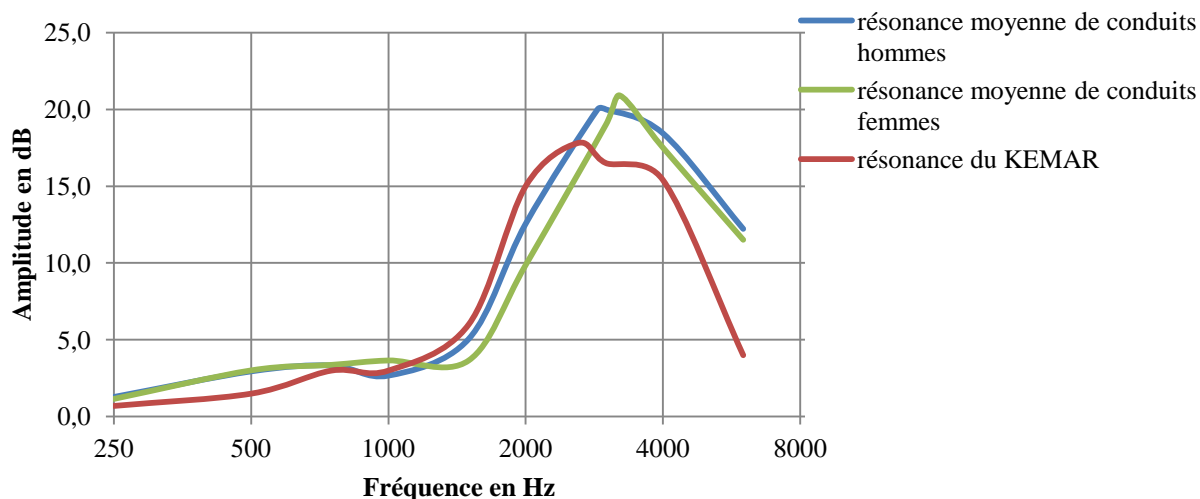
Afin d'être plus précis dans le calcul des moyennes des écarts GPT-GIS, je n'ai retenu que 25 conduits sur 29. Les patients non sélectionnés ont un écart GPT-GI supérieur à 5 dB à une ou deux fréquences de test. Pour chaque graphique des écarts GPT-GIS, j'ai "reprécisé" à titre indicatif la résonance moyenne du conduit correspondant et la résonance du KEMAR.



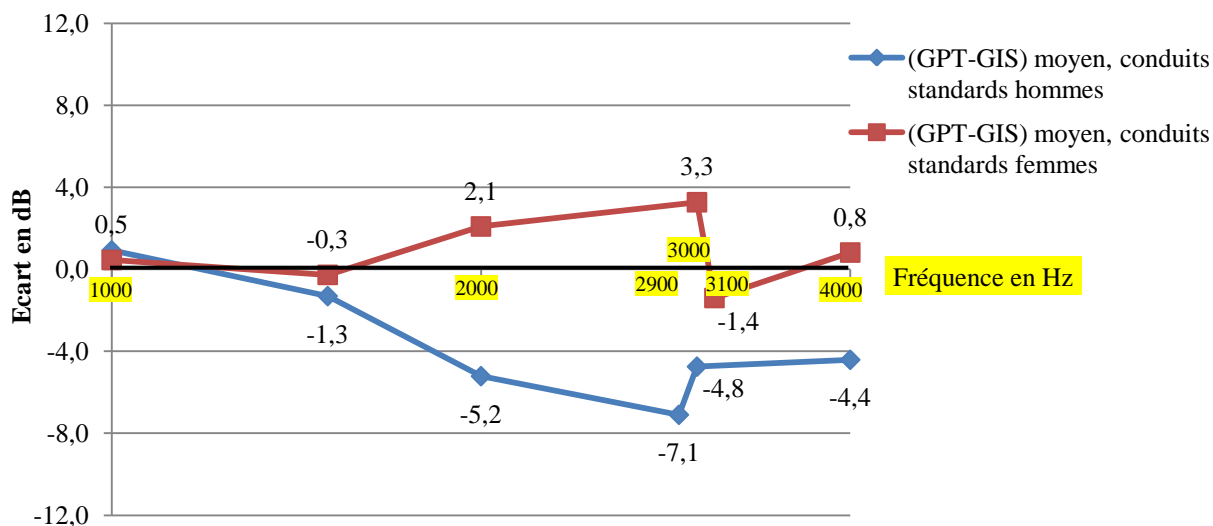
On constate que, dans le cas de conduits standards, les écarts moyens GPT-GIS (sans valeur absolue) sont faibles, de l'ordre de 1 à 2 dB. Le GIS indiqué par le fabricant est donc en moyenne proche du GPT (ou du GI).

Cependant, lorsque j'ai séparé les écarts GPT-GIS selon le sexe du patient, j'ai été surprise de voir une différence aussi importante entre les écarts GPT-GIS de patients et de patientes.

Résonance des conduits de patients et patientes



Conduits standards : écarts (GPT-GIS) moyens suivant le sexe du patient



Remarque : 2900 Hz correspond à la fréquence moyenne du pic de résonance des oreilles de patients hommes, 3100 Hz à la fréquence moyenne du pic de résonance des oreilles de patientes.

Ce dernier graphique représente les écarts GPT-GIS (ou GI-GIS) aux fréquences de tests (1000, 1500, 2000 Hz...), et à la fréquence moyenne de résonance, c'est-à-dire 2900 Hz pour les hommes et 3100 Hz pour les femmes.

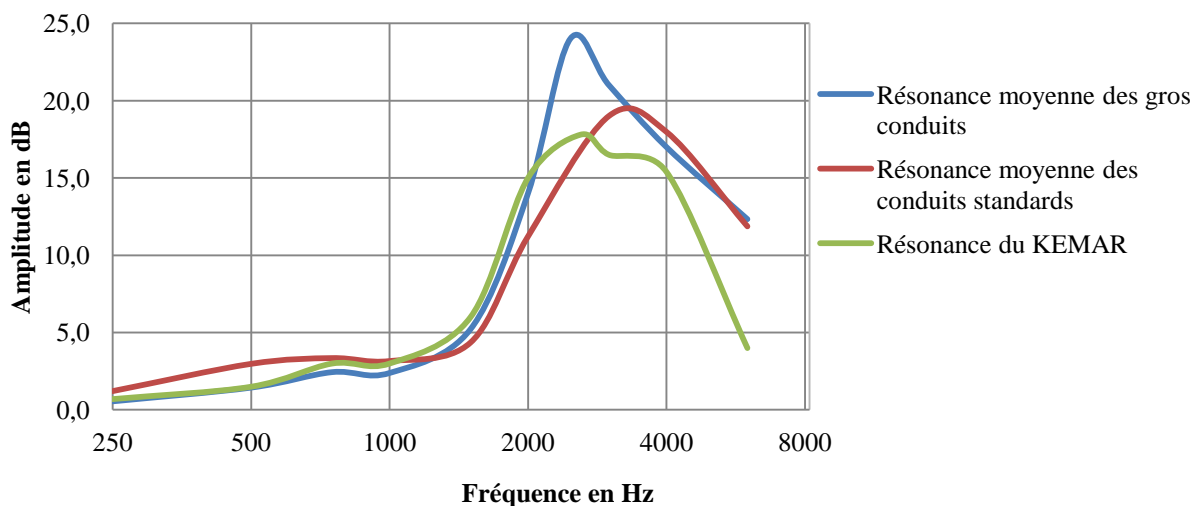
Ainsi, nous voyons, pour les femmes, que les écarts GPT-GIS sont de 3 dB environ entre 2000 et 3000 Hz. A ces fréquences, le GIS est inférieur au GPT (ou GI), le GIS sous-estime donc le gain. Les écarts GPT-GIS sont négligeables aux autres fréquences et notamment à la fréquence moyenne de résonance (3100 Hz).

Pour les hommes, le GIS est supérieur au GPT (ou GI) d'environ 5 dB aux fréquences comprises entre 2000 et 4000 Hz. A ces fréquences, le GIS sur-estime donc le gain. Nous constatons qu'à la fréquence moyenne de résonance (2900 Hz), l'écart entre le GI et le GIS s'accroît et atteint 7 dB. A 1000 et 1500 Hz, les écarts entre le GPT et le GIS sont faibles.

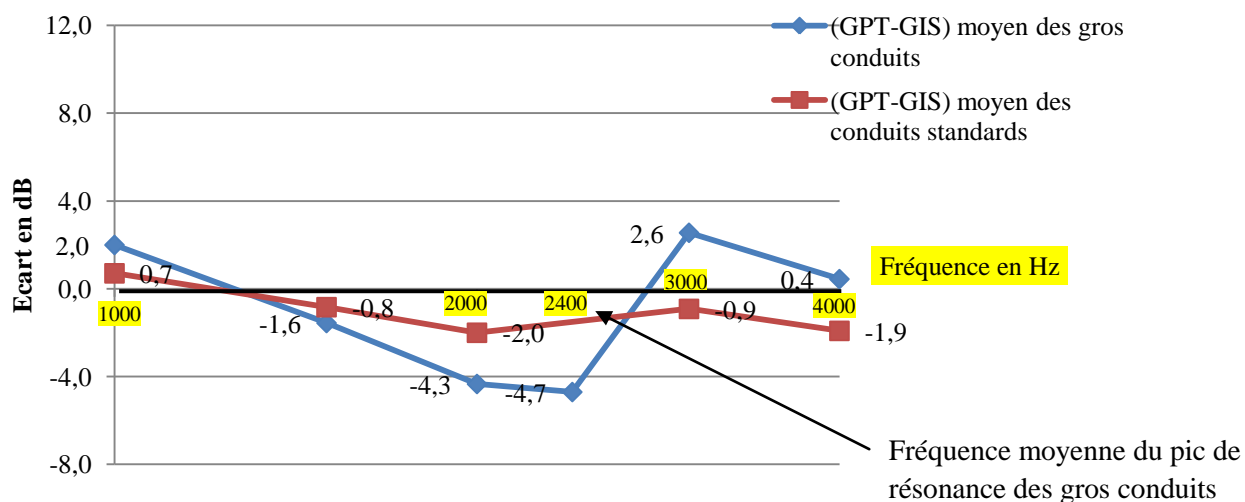
Ainsi, suivant le sexe du patient, les écarts GPT-GIS sont différents. Il apparaît, au vue du tableau, que les écarts sont plus importants pour les conduits standards hommes.

2- Les gros conduits

Comparaison des résonances de gros conduits et conduits standards



Ecart (GPT-GIS) pour les gros conduits et les conduits standards



Selon le graphique ci-dessus, nous observons que les écarts GPT-GIS sont plus importants que pour les conduits standards aux fréquences comprises entre 2000 et 3000 Hz. Les écarts aux autres fréquences sont négligeables.

Ainsi, à 2000 Hz, le GIS sur-estime le gain d'environ 4 dB, alors qu'à 3000 Hz, le GIS sous-estime le gain de 3 dB. Nous observons qu'à la fréquence de résonance des gros conduits (3400 Hz), le GIS est encore moins précis, résultat de l'écart d'amplitude entre la résonance du KEMAR et la résonance moyenne des conduits standards, à cette fréquence.

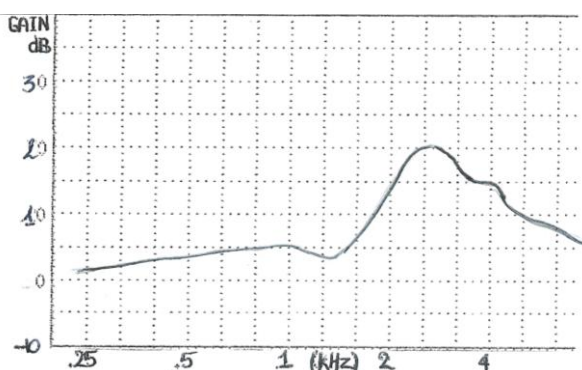
Si on se fie seulement au GIS, il faudrait donc augmenter celui-ci de 4 dB à 2000 Hz, et le diminuer de 3 dB à 3000 Hz pour obtenir la cible souhaitée.

J'ai essayé, comme pour les conduits standards, de séparer ces écarts en fonction du sexe du patient. Je n'ai pas constaté de différence entre les hommes et les femmes car mon échantillon, notamment de gros conduits femmes, est très réduit.

Pour illustrer concrètement les écarts existants entre le GIS et le GPT (ou le GI) pour les gros conduits, je vous fais part d'un cas typique de gros conduit.

Exemple de Monsieur L.

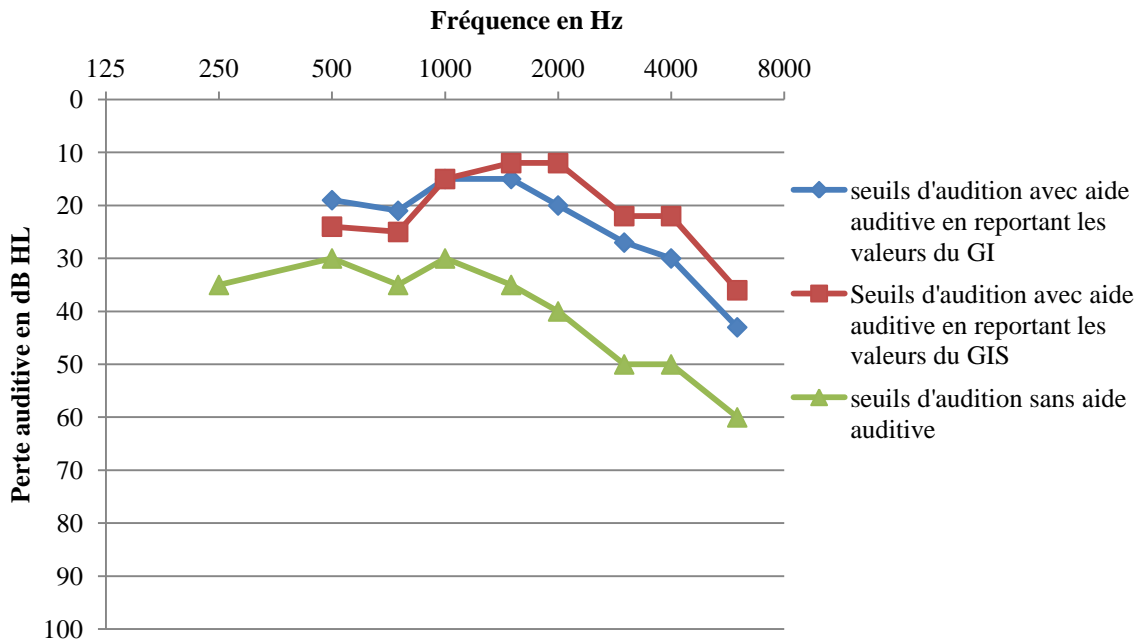
Monsieur L. présente donc de gros conduits. Voici la résonance de son oreille gauche :



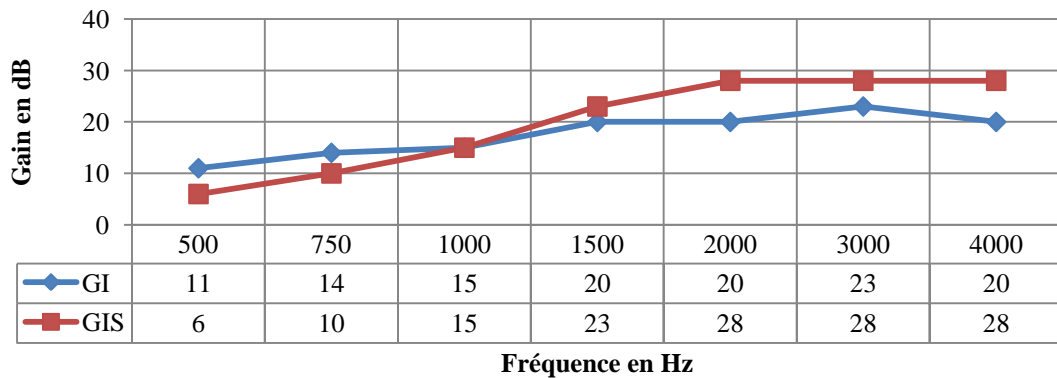
On constate que le pic de résonance apparaît à 2500 Hz ; la fréquence du pic est donc plus grave que celle d'un conduit standard.

L'audiogramme est très utilisé par les audioprothésistes, que ce soit pour noter les seuils d'audition oreille nue, ou oreille appareillée. J'ai donc reporté, par souci de lisibilité, sur un audiogramme, le seuil d'audition sans aide auditive, le seuil d'audition avec aide auditive de Monsieur.L. en reportant les valeurs du GI puis du GIS. Cet audiogramme permet ainsi de voir les écarts entre le GI et le GIS et l'impact de ces écarts sur la correction auditive.

Audiogramme de Monsieur L.



Monsieur L. : comparaison du GI et du GIS



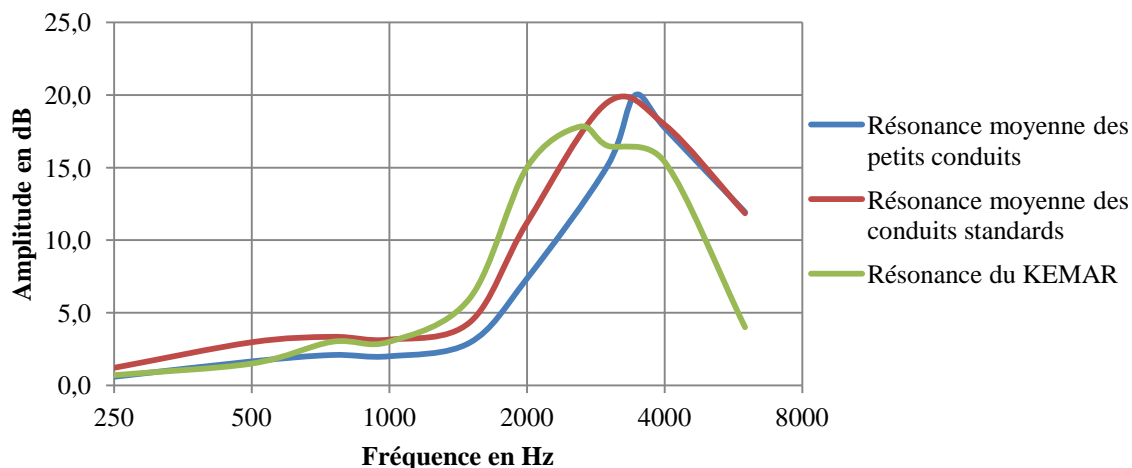
Grâce aux deux graphiques, on visualise, à partir de 1500 Hz, une sur-estimation du GIS d'environ 5 dB. Dans le cas de M.L., si nous nous basons seulement sur le GIS pour contrôler le gain dans l'oreille du patient, il faudrait donc augmenter le gain d'environ 5 dB à partir de 1500 Hz pour être sur la cible souhaitée.

Nous avons donc vu que le couplage d'un gros conduit avec une aide auditive entraînait des répercussions sur le gain prothétique. Le couplage embout (ou coque)-petit conduit engendre-t-il également des répercussions sur le gain prothétique ?

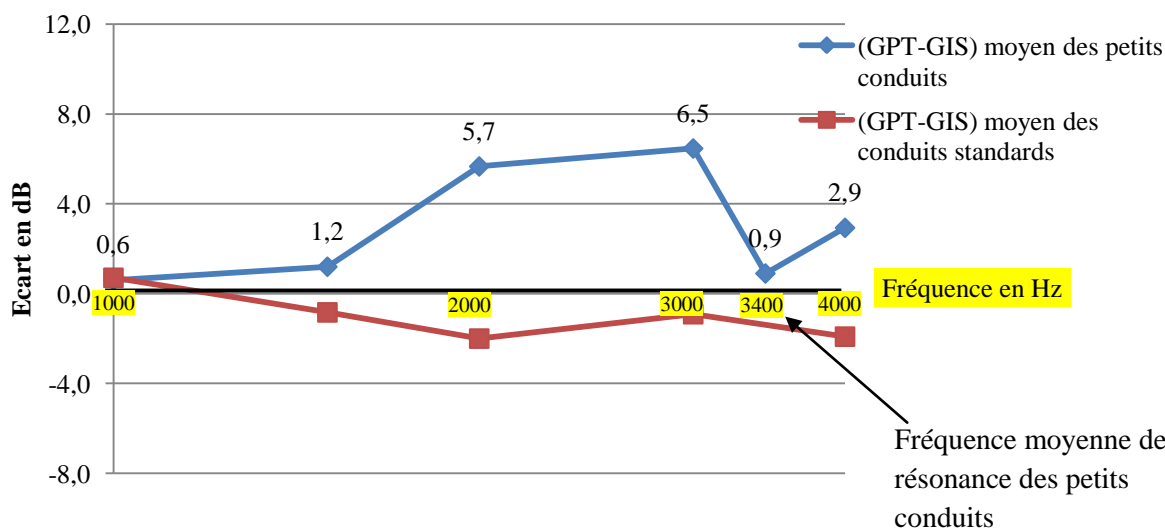
3- Les petits conduits

Pour répondre à cette question, j'ai procédé de la même façon que pour les gros conduits, c'est-à-dire en étudiant, tout d'abord, les écarts GPT (ou GI)-GIS. La courbe des résonances est "reprécisée" pour indication.

Comparaison des résonances mesurées pour les petits conduits et les conduits standards avec la résonance du KEMAR



Écarts (GPT-GIS) moyens pour les petits conduits et les conduits standards



Dans le cas des petits conduits, on constate que les écarts entre 1000 et 1500 Hz sont négligeables. Cependant, aux fréquences comprises entre 2000 et 4000 Hz, le GPT est plus important que celui prédit par le GIS.

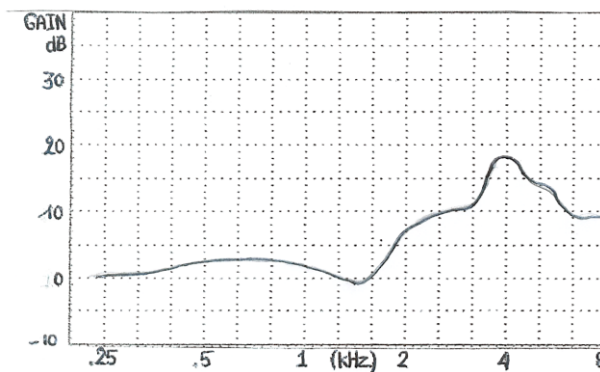
Ainsi, le GIS sous estime le gain d'environ 6 dB aux fréquences 2000 et 3000 Hz, et d'environ 3 dB à 4000 Hz. On remarque, cependant, qu'à la fréquence moyenne de résonance des petits conduits (3400 Hz), l'écart entre le GI et le GIS est négligeable.

Mon échantillon de petits conduits est composé essentiellement de femmes. Je n'ai donc pas pu séparer les écarts GPT-GIS en fonction du sexe du patient.

J'ai décidé de vous présenter également un cas typique de petit conduit, celui de Mme G.

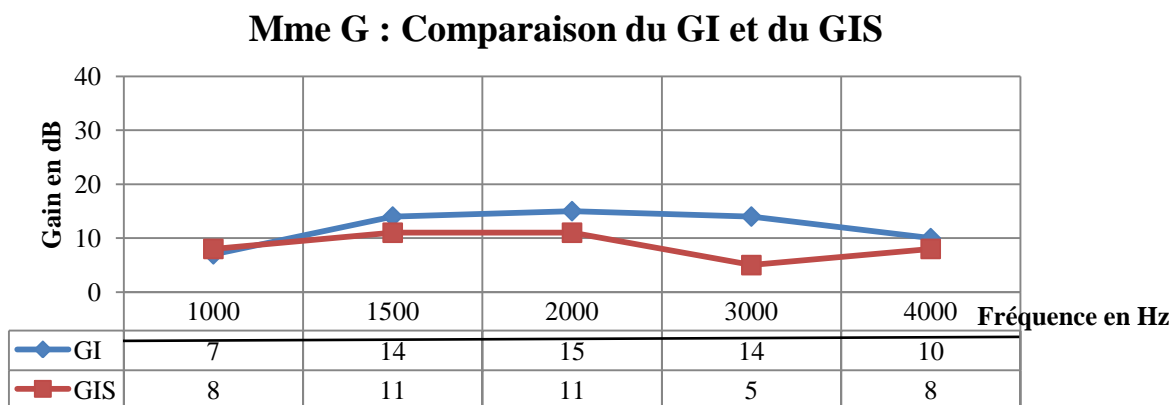
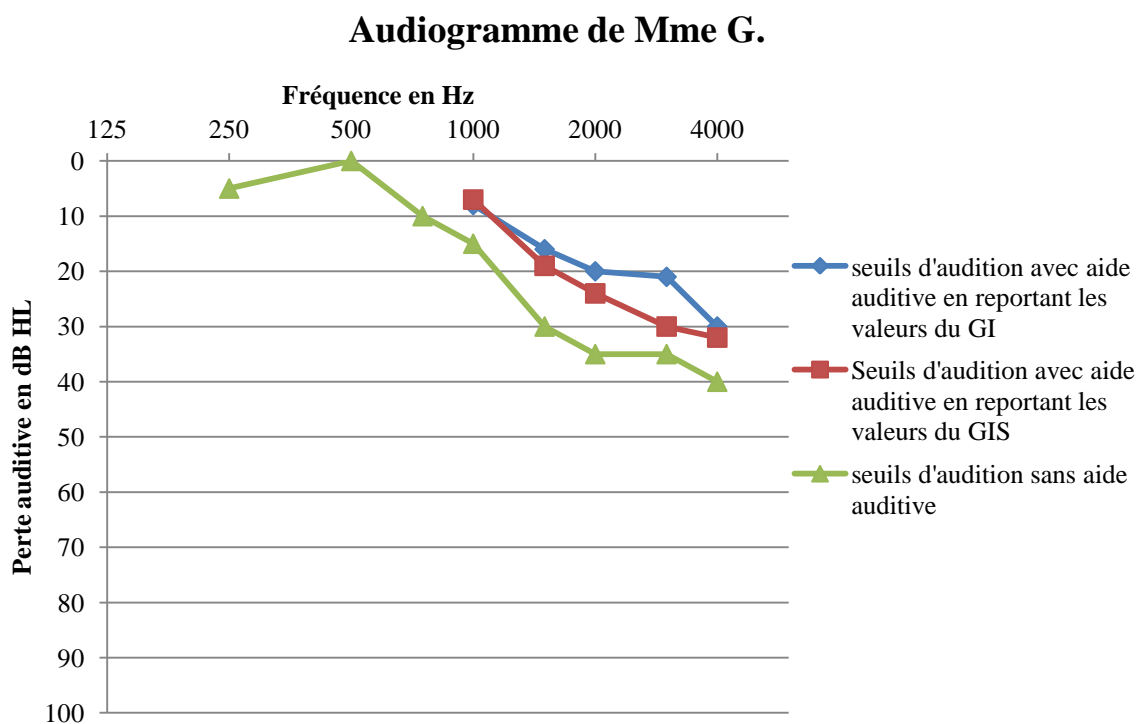
Exemple d'un cas typique de petit conduit :

Mme G. présente une surdité légère, bilatérale, gênante dans sa vie courante. Nous allons nous intéresser à son oreille gauche, dont voici la courbe de résonance :



Courbe de résonance de l'oreille de Mme G

Voici son audiogramme :



Nous observons donc une sous-estimation globale du gain par le GIS à partir de 1500 Hz. On note que l'écart entre le GI et le GIS atteint 9 dB à 3000 Hz. Si je m'étais fié au GIS, j'aurais donc mis plus de gain dans la zone 2000-3000 Hz, ce qui aurait rendu sans doute l'aide auditive inconfortable pour un premier appareillage.

4- Conclusion

Des corrections sensibles sont à apporter au GIS lorsque le volume du conduit est différent de celui d'un conduit dit « standard ». Même au sein des conduits standards, nous voyons que, suivant le sexe du patient, des écarts entre le GPT et le GIS existent. Ces écarts atteignent globalement 5 dB de 2000 à 4000 Hz. Pour les femmes, les écarts sont plus faibles voire négligeables à certaines fréquences.

Il faudrait :

- pour un petit conduit, diminuer le GIS de 5 dB à 2000 et 3000 Hz, pour éviter de sur-corriger,
- pour un gros conduit, augmenter le GIS de 3 dB à 2000 Hz, et diminuer celui-ci de 3 dB à 3000 Hz.

L'observation du GI nous indique que ces corrections doivent être apportées sur toutes les bandes fréquentielles (comprises entre les fréquences signalées). Il ne faut pas se limiter qu'aux fréquences de tests du GPT !

C- Répercussions du couplage embout (ou coque) – conduit

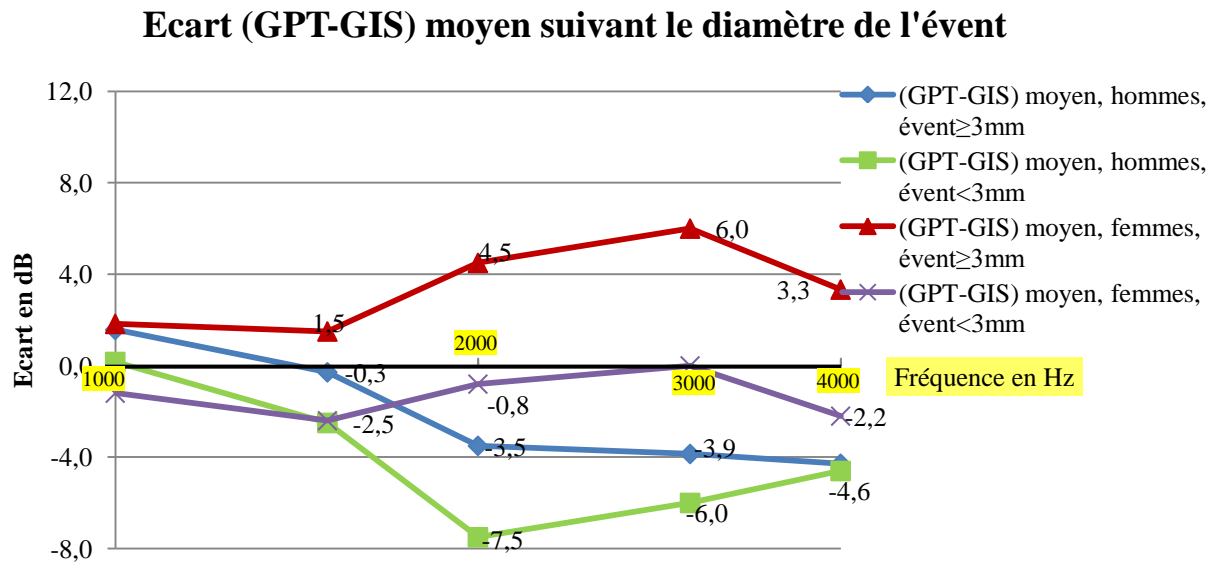
Dès que l'on introduit un embout, la résonance est altérée. Nous avons donc vu qu'il va falloir compenser cette résonance.

Mais, un paramètre important dans le couplage embout (ou coque)-conduit est l'évent. En effet, celui-ci, suivant son diamètre, a des répercussions différentes sur le gain. Les fabricants, avec lesquels nous avons travaillé, précisent en général le choix du diamètre de l'évent, dans l'établissement du GIS.

Nous allons donc étudié les écarts GPT-GIS suivant le diamètre de l'évent. J'ai pour cela divisé mon échantillon de chaque morphologie en deux sous-groupes :

- les aides auditives avec évent de diamètre inférieur à 3 mm
- les aides auditives avec évent de diamètre égal ou supérieur à 3 mm.

1- Les conduits standards



Pour les femmes, on remarque un décalage important entre les écarts (GPT-GIS) moyens suivant le diamètre de l'évent. Ainsi, pour les événements supérieurs ou égaux à 3 mm, de 2000 à 4000 Hz, le GIS est inférieur au GPT d'environ 5 dB.

Pour les événements inférieurs à 3 mm, les écarts entre le GPT et le GIS sont très faibles. On retrouve cependant le même profil de courbe, c'est-à-dire un gain plus important aux fréquences 2000 et 3000 Hz par rapport aux autres fréquences.

Le décalage d'environ 5 dB entre ces deux courbes m'a surpris. La vérification de mes données confirme pourtant ce résultat.

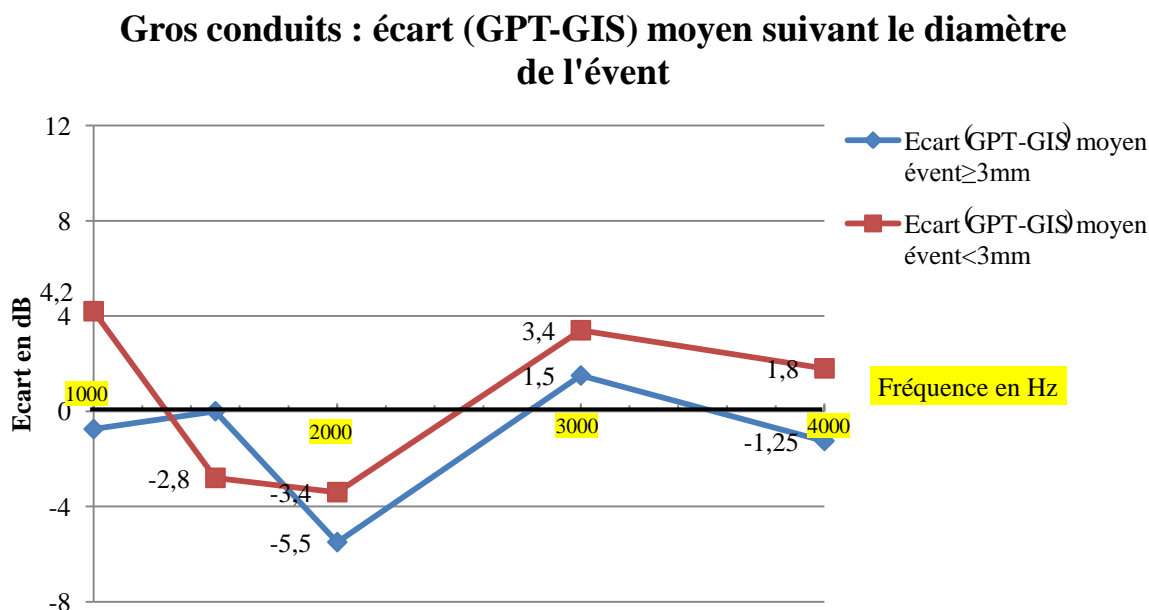
Pour les hommes, les écarts entre le GPT et le GIS semblent moins importants pour les événements supérieurs ou égaux à 3 mm que pour les événements inférieurs à 3 mm. Ainsi, de 2000 à 4000 Hz, le GIS est supérieur au GPT d'environ 4 dB. Pour les événements inférieurs à 3 mm, le GIS est supérieur au GPT d'environ 6 dB. Pour les deux tailles d'évent, le GIS est globalement sur-estimé

d'environ 5 dB. Au vue de ce graphique, on constate donc que l'effet de l'événement est moindre sur les écarts GPT-GIS pour les hommes que pour les femmes.

On remarque que les modifications à apporter au GIS sont différentes suivant le sexe du patient mais aussi suivant le diamètre de l'événement.

En résumé, je conseillerais donc, pour les patientes, de sous-corriger le GIS de 4 dB pour les événements supérieurs ou égaux à 3 mm. Pour les hommes, je conseillerais de sur-corriger le GIS de 5 dB en moyenne quelque soit la taille de l'événement.

2- Les gros conduits



Sur le graphique, on constate toujours une sur-estimation du GIS à 2000 Hz puis une sous-estimation à 3000 Hz.

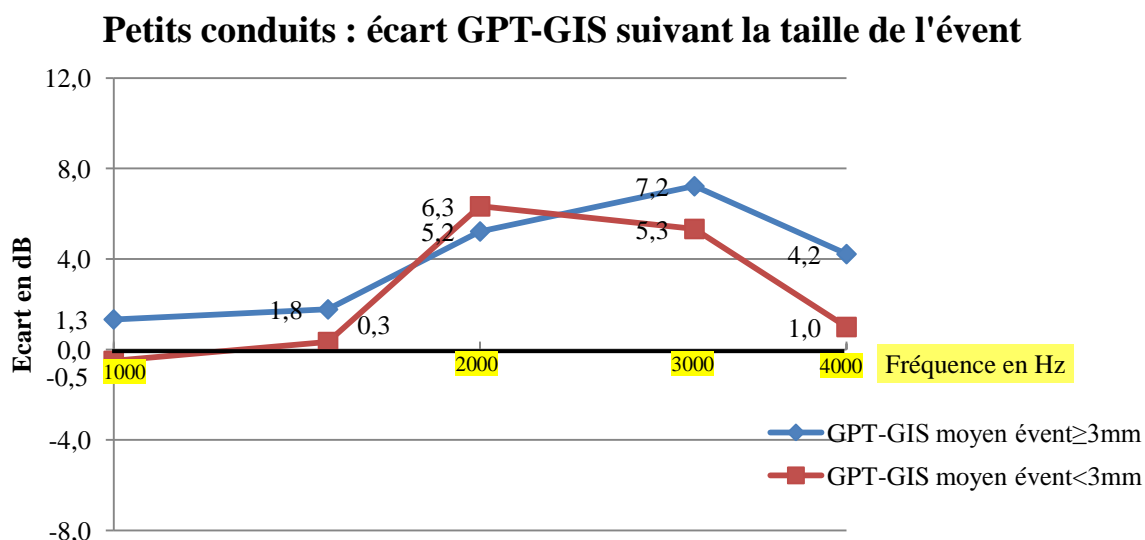
Il semble que :

- pour les événements supérieurs à 3 mm, le GIS sur-estime le gain de 5 dB à 2000 Hz. Le gain doit donc être augmenté de 5 dB à cette fréquence pour être sur la cible souhaitée. Au-delà du 2000 Hz, les écarts entre le GPT (ou le GI) et le GIS sont négligeables.

- pour les événements inférieurs à 3 mm, le GIS doit être augmenté d'environ 3 dB à 2000 Hz, et diminué de 3 dB à 3000 Hz, pour être sur la cible souhaitée.

En conclusion, dans le cas de gros conduits, les corrections à apporter au GIS sont légèrement différentes suivant la taille de l'événement. L'audioprothésiste, qui ne se fierait qu'au GIS, doit donc tenir compte également de l'événement, pour tenter d'approcher plus précisément le gain prothétique.

3- Les petits conduits



On constate, que quelque soit la taille de l'événement, le GIS sous estime le gain prothétique réel. Globalement, on retrouve peu de différences entre les écarts

GPT-GIS suivant la taille de l'événement (sous estimation d'environ 6 dB à 2000 et 3000 Hz). Il faudrait donc diminuer le gain de 6 dB à 2000 et 3000 Hz pour être sur la cible souhaitée.

4- Conclusion

La morphologie du conduit entraîne des répercussions sur le GPT. Ces répercussions dépendent également de la taille de l'événement. Les corrections à apporter au GIS seront donc différentes suivant le diamètre de l'événement, surtout dans le cas des conduits standards et de gros conduits.

Dans le cas de conduits standards hommes et de gros conduits, les corrections à apporter au GIS sont plus importantes pour les événements de diamètre inférieur à 3 mm.

Dans le cas de conduits standards femmes, les répercussions sont plus importantes pour les événements de diamètre supérieur ou égal à 3 mm.

L'événement est, par conséquent, un paramètre supplémentaire à prendre en compte, lorsque nous nous fions seulement au GIS.

D- Conclusion sur les répercussions du couplage embout (ou coque)-conduit sur le GPT

Suivant son volume, le conduit auditif couplé à un embout (ou à une coque) induit donc des répercussions différentes sur le gain prothétique. Il faut avoir à l'esprit ces différences de gain induites par le volume du conduit afin d'apporter une correction auditive adéquate.

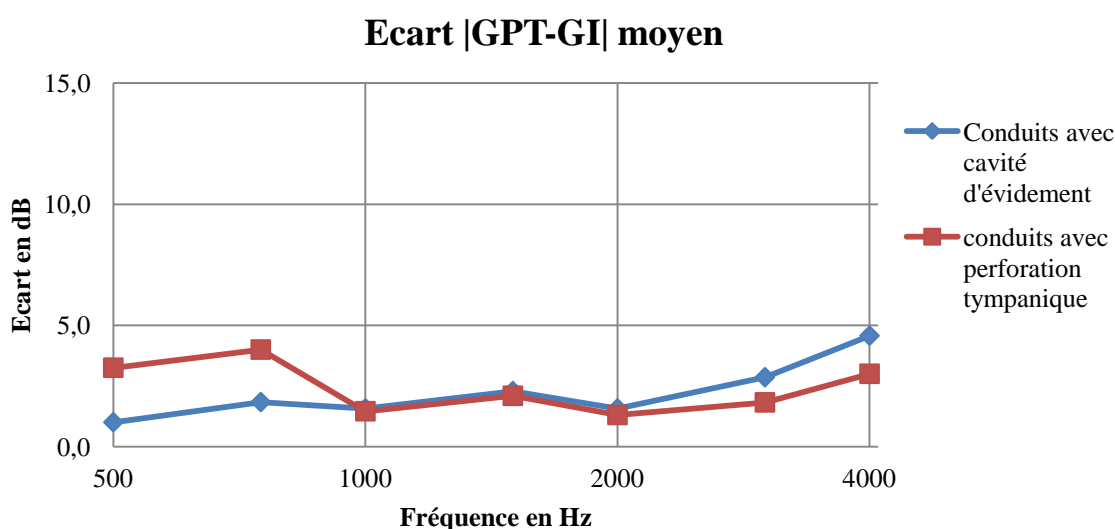
Les écarts entre le GPT et le GIS peuvent paraître faibles. Cependant, lorsque nous devons appareiller des surdités légères, avec par exemple 15 dB de gain, une erreur d'estimation du gain de 5 dB représente tout de même 33% du

gain total souhaité. Cet écart de 5 dB peut avoir des répercussions non négligeables sur le confort du patient. Si on se fie seulement au GIS, remédier aux écarts GPT-GIS peut suffire à rendre un appareillage confortable.

II- Les conduits pathologiques

J'ai mené cette même enquête pour deux types de conduits pathologiques : les conduits avec perforation tympanique et les conduits avec cavité d'évidement.

A- Pré-requis : validation du GPT par le GI



On constate que les écarts moyens entre le GPT et le GI, en valeurs absolues, sont en moyenne, de 2.5 dB, sur l'ensemble des fréquences, pour ces deux configurations. Le GPT semble moins précis dans les fréquences graves. Nous avons constaté, en effet, des variations importantes du GPT à ces fréquences (peut être dues à des effets de résonance).

Je peux donc maintenant étudier les écarts GPT-GIS, sans valeur absolue, afin de quantifier les éventuelles corrections à apporter au GIS.

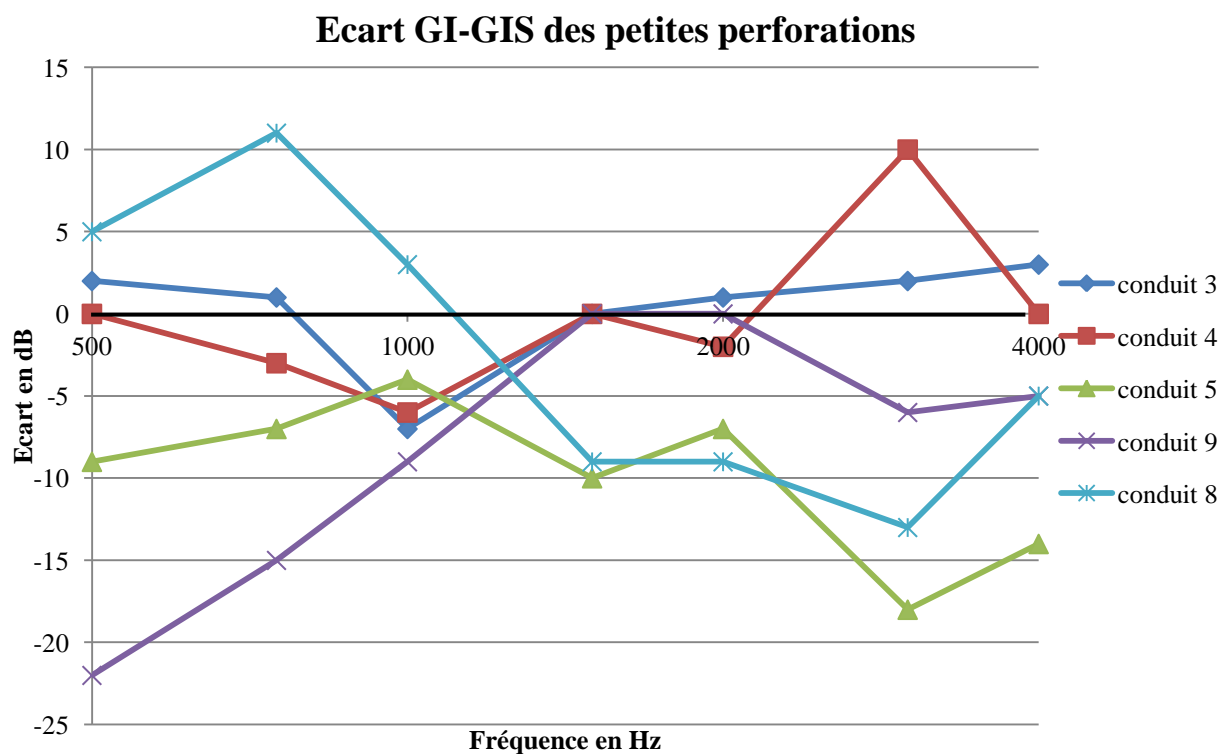
B- Ecart GPT-GIS suivant chaque morphologie

1- Les conduits avec perforation tympanique

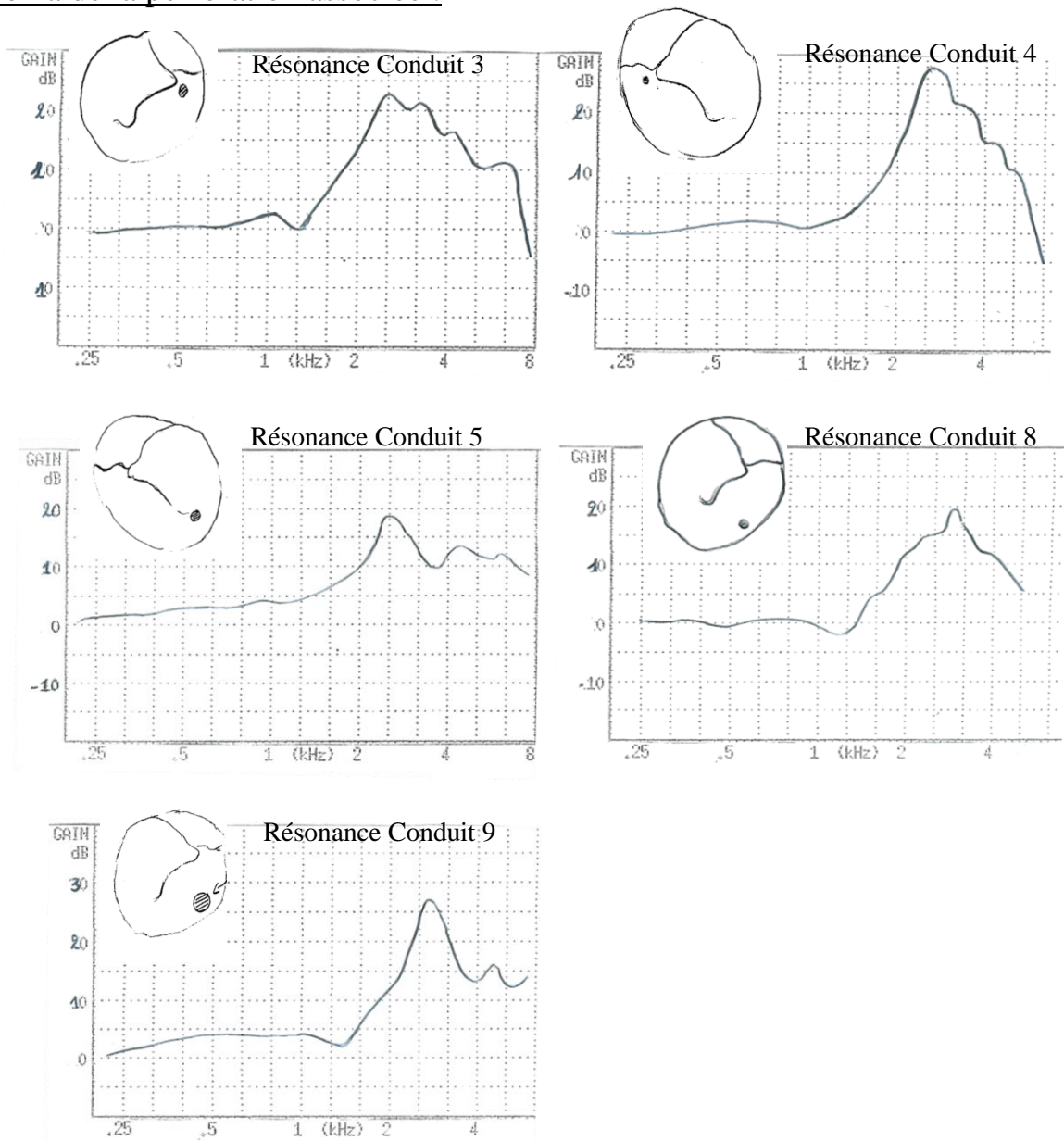
Pour étudier la répercussion d'une perforation tympanique sur le gain prothétique, je me suis intéressée essentiellement à la différence entre le GI et le GIS. En effet, le GPT n'a pas pu être déterminé pour tous les patients, car l'oreille controlatérale avait des seuils normaux et l'assourdissement, en respectant les critères d'efficacité et de non-retentissement, n'était pas suffisant ou entraînait des imprécisions. De plus, nous avons vu dans la partie A (page précédente), que le GI était très proche du GPT et qu'il pouvait donc se substituer à celui-ci.

Les conduits avec petite perforation tympanique

Le graphique ci-dessous présente donc les écarts GI-GIS des conduits avec petite perforation tympanique. (J'ai mis à titre indicatif les courbes de résonance ainsi que le schéma de la perforation.)



Courbes de résonance des oreilles avec petites perforations accompagnées du schéma de la perforation associée :



Sur le graphique des écarts GI-GIS, je constate que même une petite perforation a des répercussions sur le gain.

Pour les conduits 3 et 4, les courbes ont le même profil avec une sur-estimation importante du gain à 1000 Hz, d'environ 6 dB. Aux autres fréquences, les écarts entre le GI et le GIS sont faibles (excepté à 3000 Hz, pour la courbe 4).

Pour les conduits 5 et 8, on constate une sur-estimation du GIS plus importante pour les fréquences égales et supérieures à 1500 Hz.

Cependant, le nombre restreint de patients et la dispersion des écarts ne nous permettent pas de tirer des conclusions précises quant aux répercussions sur le gain prothétique des conduits avec petite perforation tympanique.

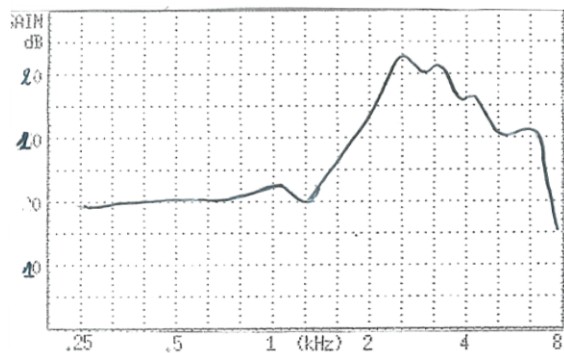
Nous ne pouvons pas, par ailleurs, au vue des différentes courbes, calculer la moyenne des écarts GI-GIS pour chaque fréquence.

Compte tenu de ces imprécisions, j'ai choisi de faire une étude de cas en présentant un cas typique de petite perforation. Cela va permettre également de mieux visualiser l'effet du couplage d'un tel conduit avec un embout (ou une coque) sur le gain prothétique.

Exemple d'un conduit avec une petite perforation

Monsieur N. présente sur son tympan une petite perforation.

La résonance, comme le montre le graphique ci-dessous, est très peu altérée par cette perforation.



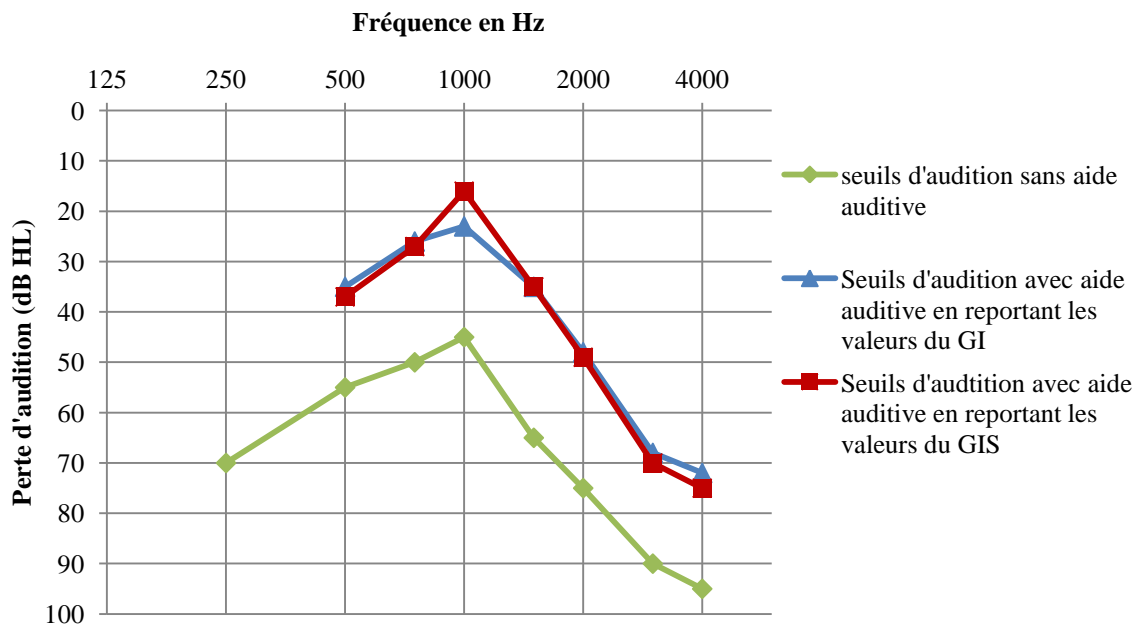
Courbe de résonance de l'oreille de Monsieur N.



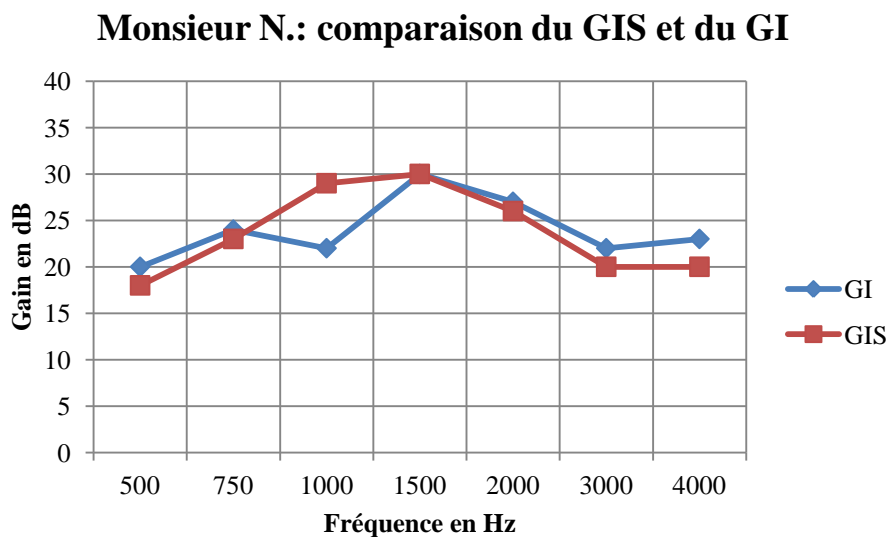
Schéma du tympan avec la perforation

On note cependant un léger pic à 1000 Hz et une petite « vallée » vers 1500 Hz.

Audiogramme du patient



J'ai donc mesuré le GI chez ce patient, puis relevé les valeurs du GIS indiquées par le logiciel. Ces valeurs sont reportées sur ce graphique :



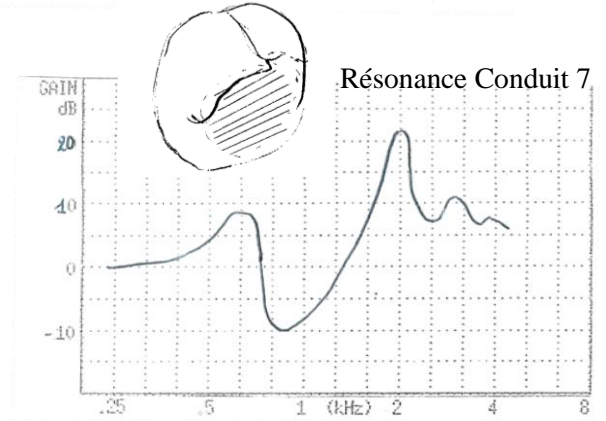
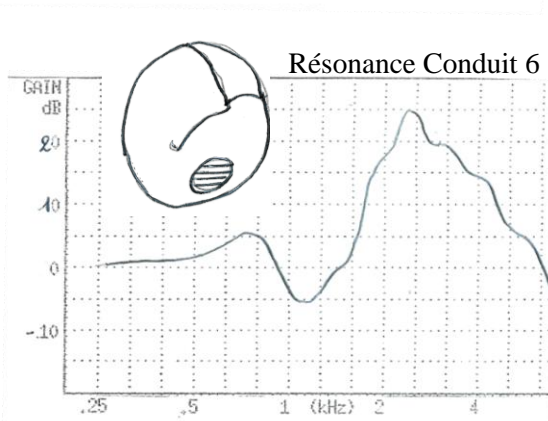
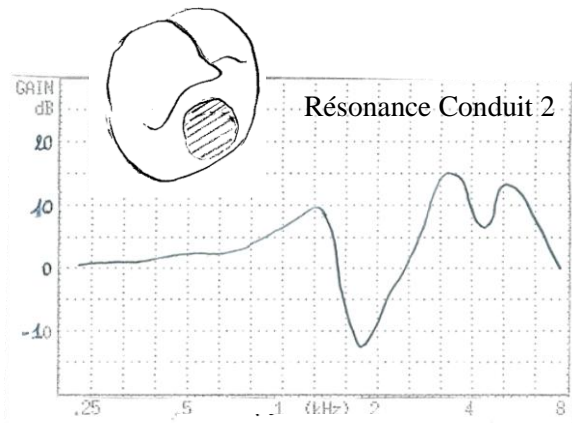
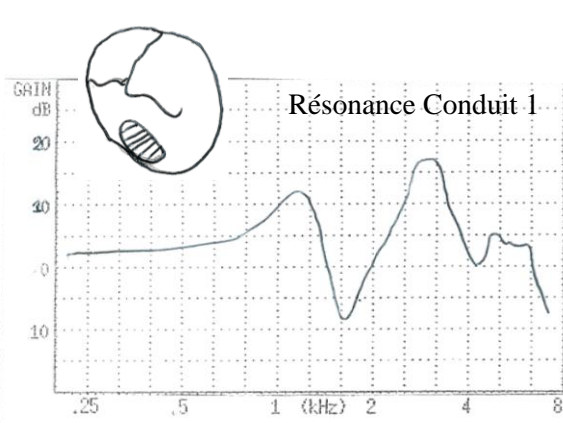
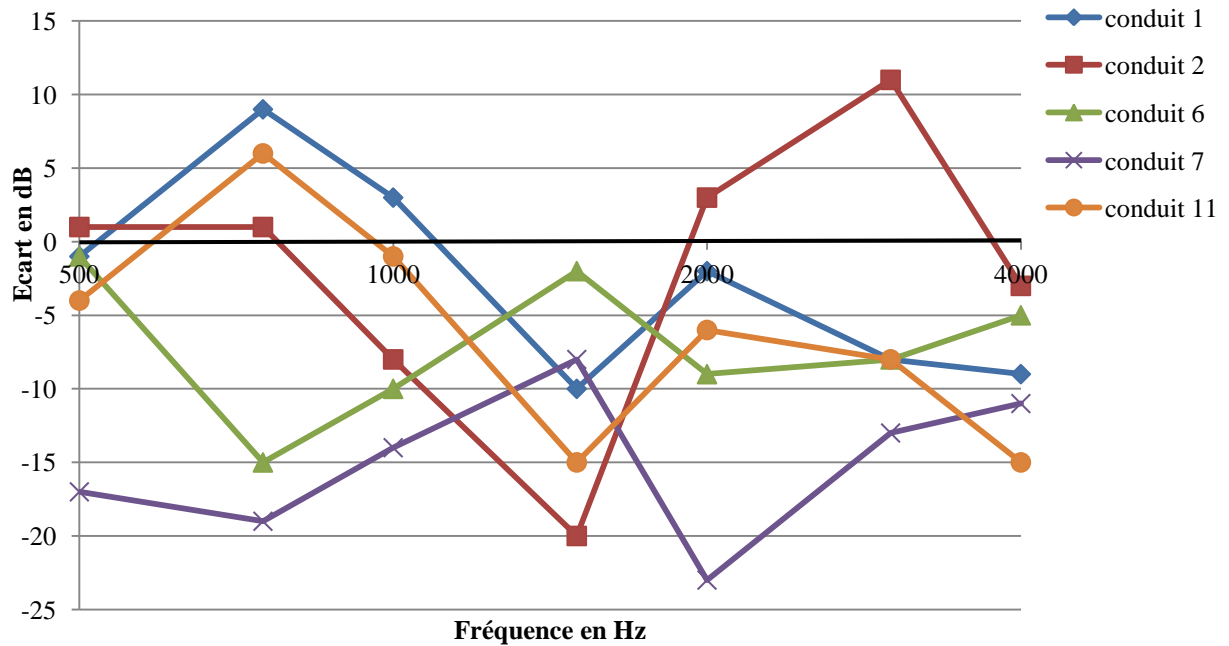
Nous constatons que les écarts entre le GI et le GIS sont faibles, sauf à 1000 Hz. Or, sur la courbe de résonance, on observe une légère « bosse », pouvant expliquer cet écart, entre le GI et le GIS.

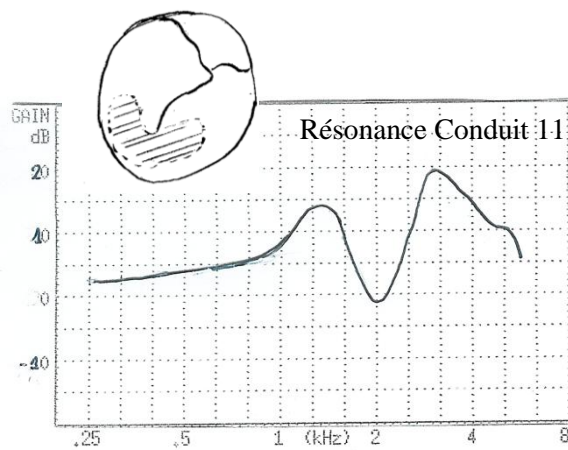
Globalement, nous voyons que cette petite perforation a très peu de répercussion sur le gain prothétique.

Les conduits avec grosse perforation tympanique

Sur 6 patients présentant une grosse perforation, je n'ai retenu que 5 patients. En effet, dans un cas, les valeurs des écarts GI-GIS étaient extrêmes. Ce cas ne présentait donc pas d'intérêt par rapport aux autres.

Grosses perforations : écart GI-GIS



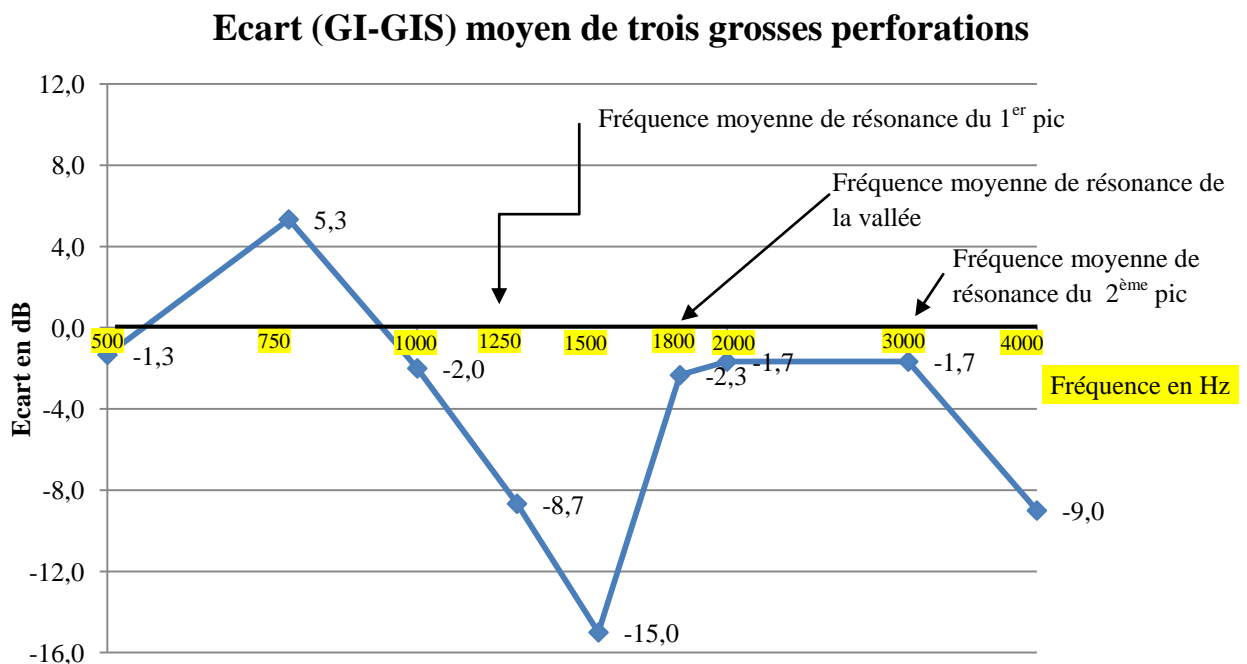


Nous remarquons une forte dispersion des écarts GI-GIS.

Ainsi, malgré ces dispersions, on observe des courbes ayant le même profil, c'est-à-dire, un « creux » à 1500 Hz (conduits 1, 2 et 11), ou à 2000 Hz (conduits 6 et 7) indiquant une sur-estimation du GIS à cette fréquence.

On remarque également, pour tous les conduits, une sur-estimation du GIS à 4000 Hz, d'environ 10 dB.

Afin de dégager une tendance, j'ai calculé la moyenne des écarts GI-GIS des trois conduits, dont la moyenne des résonances a été calculé page 38.



Il est nécessaire de prendre du recul par rapport à cette moyenne. Nous observons tout de même que le GI est nettement inférieur au GIS à 1500 Hz et à 4000 Hz d'environ 10 dB. A 500, 2000 et 3000 Hz, les écarts GI-GIS sont moins importants (de l'ordre de 2 dB). Globalement, de 1000 à 4000 Hz, le GIS sur-estime le gain.

A 750 Hz, le GIS est inférieur au GI. Le GIS sous-estime donc le gain d'environ 5 dB à cette fréquence.

Les variations de gain les plus importantes sont donc comprises entre 1250 Hz (fréquence moyenne du 1^{er} pic de résonance) et 1800 Hz (fréquence moyenne de la vallée).

La prévision des répercussions des grosses perforations sur le gain prothétique est très difficile à établir. Nous pouvons seulement donner quelques tendances.

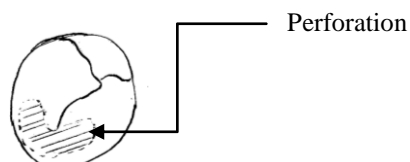
J'aurai voulu également étudier l'effet de l'évent sur les écarts GI-GIS. Cependant, au vue des écarts au sein des grosses perforations puis des petites perforations, nous ne pouvons conclure quant à cet effet.

Afin de mieux visualiser l'effet d'une perforation sur le gain prothétique, j'ai choisi de vous présenter le cas d'un patient dont le tympan présente une grosse perforation tympanique.

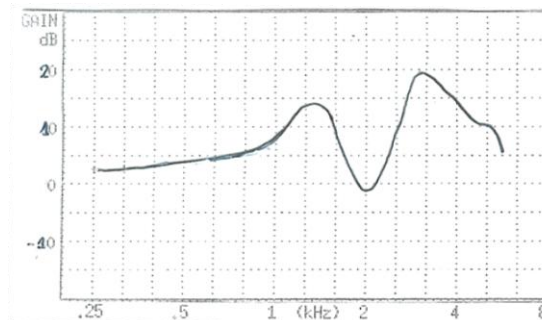
Exemple d'un conduit avec une grosse perforation

Le tympan de Monsieur B. présente une perforation conséquente, qui altère la courbe de résonance de son oreille.

Schéma de la perforation :



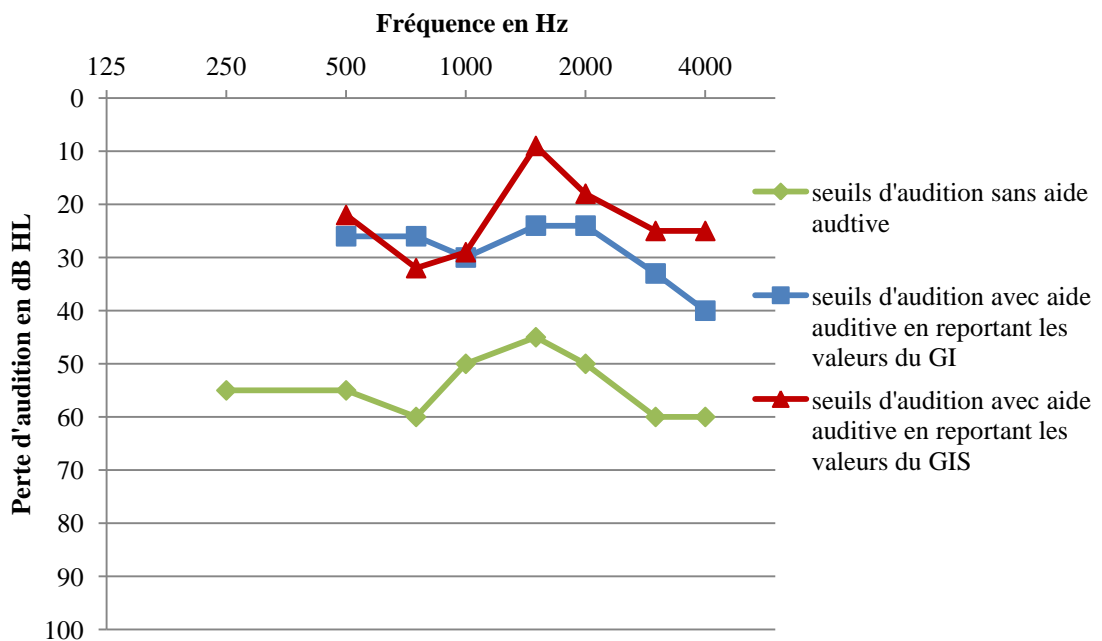
Nous obtenons la courbe de résonance ci-après :



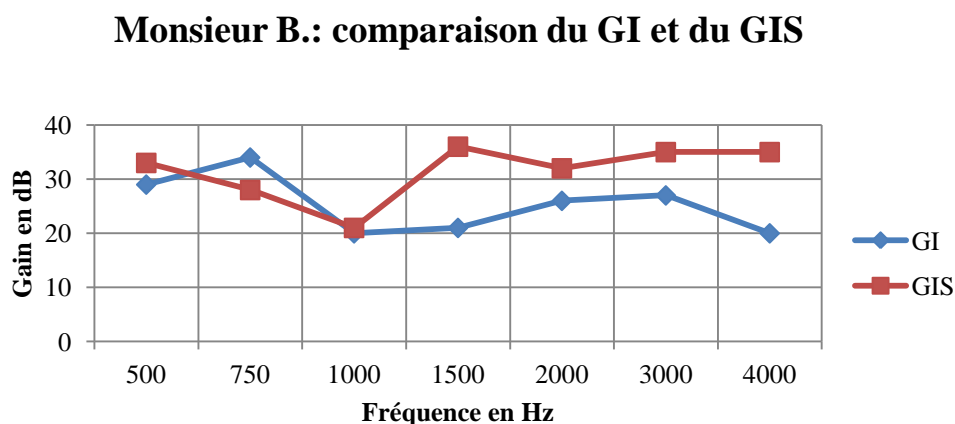
Courbe de résonance de l'oreille de Monsieur B.

Nous constatons l'émergence de deux pics de résonance, l'un vers 1500 Hz, et l'autre vers 3000 Hz. On remarque que la vallée est à 2000 Hz.

Audiogramme du patient



J'ai donc réalisé la mesure du GI, et relevé le GIS. J'ai obtenu les valeurs suivantes :



D'après le graphique, on relève une sur-estimation conséquente du GIS entre 1500 et 4000 Hz. On trouve les écarts les plus importants (environ 15 dB) entre le GI et le GIS à 1500 Hz (fréquence de résonance du 1^{er} pic), et à 4000 Hz. Globalement, dans ce cas, nous avons un GI inférieur de 10 dB au GIS de 1000 à 4000 Hz. Cette étude d'un cas précis vient illustrer l'effet (non négligeable) d'une grosse perforation sur le GPT.

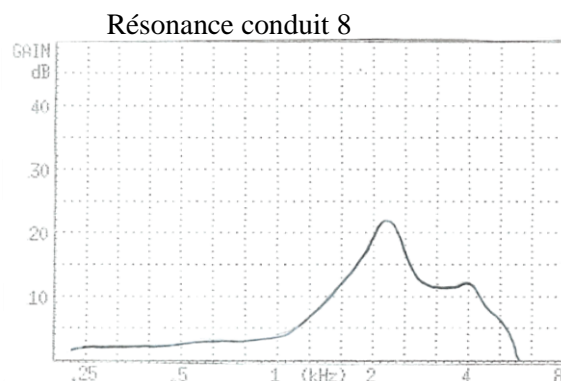
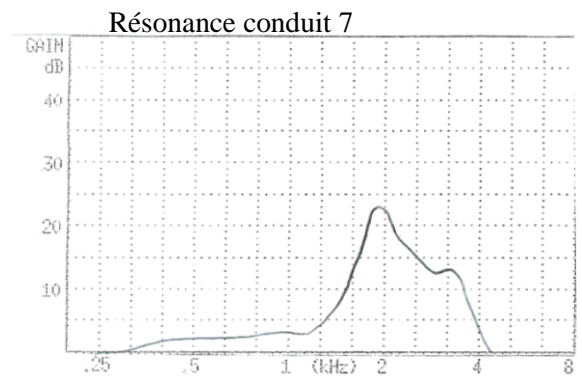
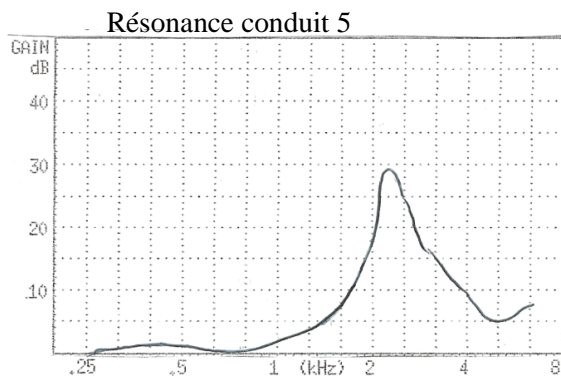
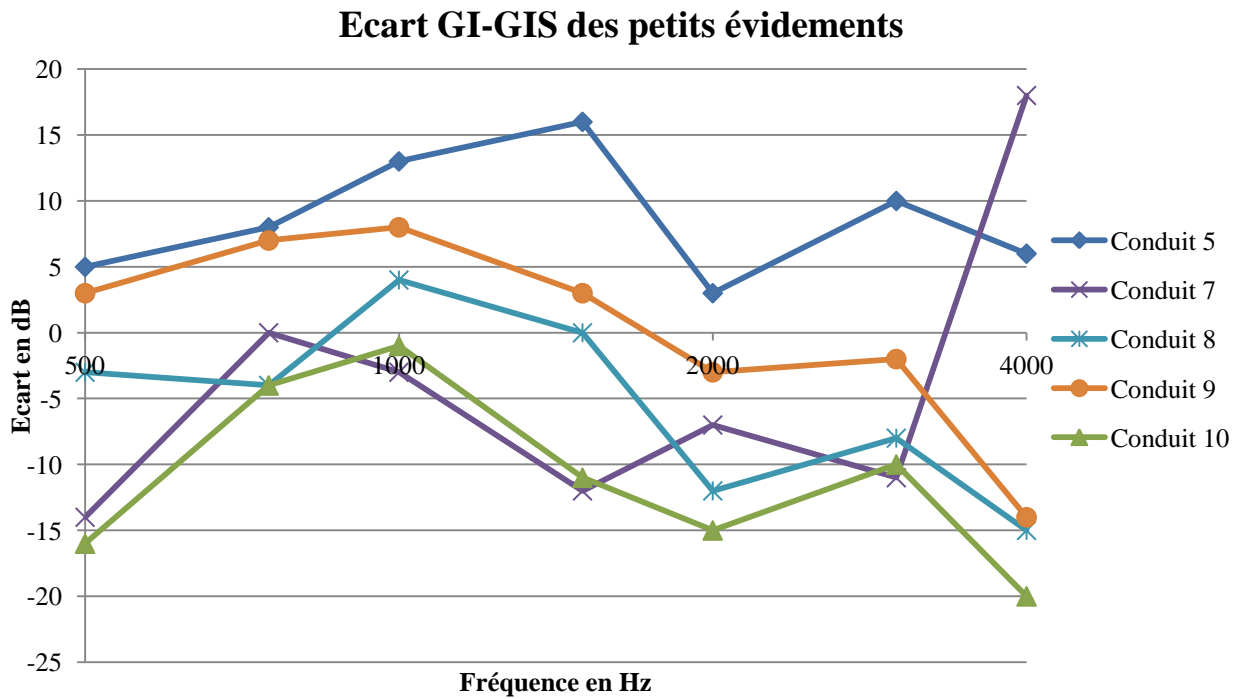
En conclusion, cette étude des perforations nous a montré une grande dispersion des écarts GI-GIS, que ce soit pour les petites ou les grandes perforations. Il est très difficile de prévoir ces écarts. Nous avons pu cependant définir quelques grandes tendances. Il est nécessaire d'interpréter ces tendances avec réserve. En effet, les écarts GI-GIS peuvent être très différents suivant les patients.

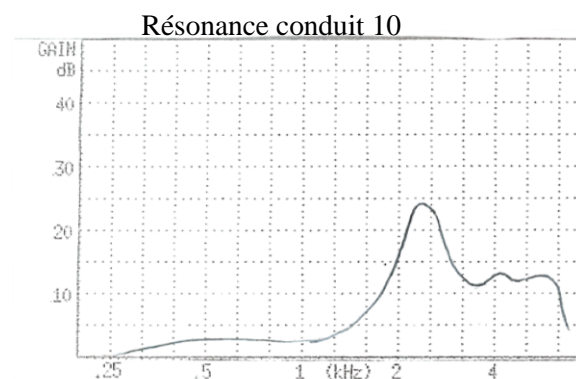
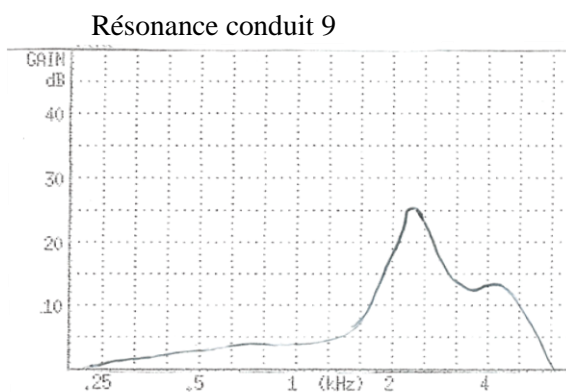
Au vue de ces résultats, le GPT et le GI apparaissent comme des mesures précises du gain réel dans l'oreille du patient.

2- Les conduits avec cavité d'évidement

Les petites cavités d'évidement :

Dans le cas des petites cavités d'évidement, la dispersion des écarts GI-GIS est très importante, comme le montre le graphique suivant : (j'ai "remis" à titre indicatif les résonances de ces conduits)



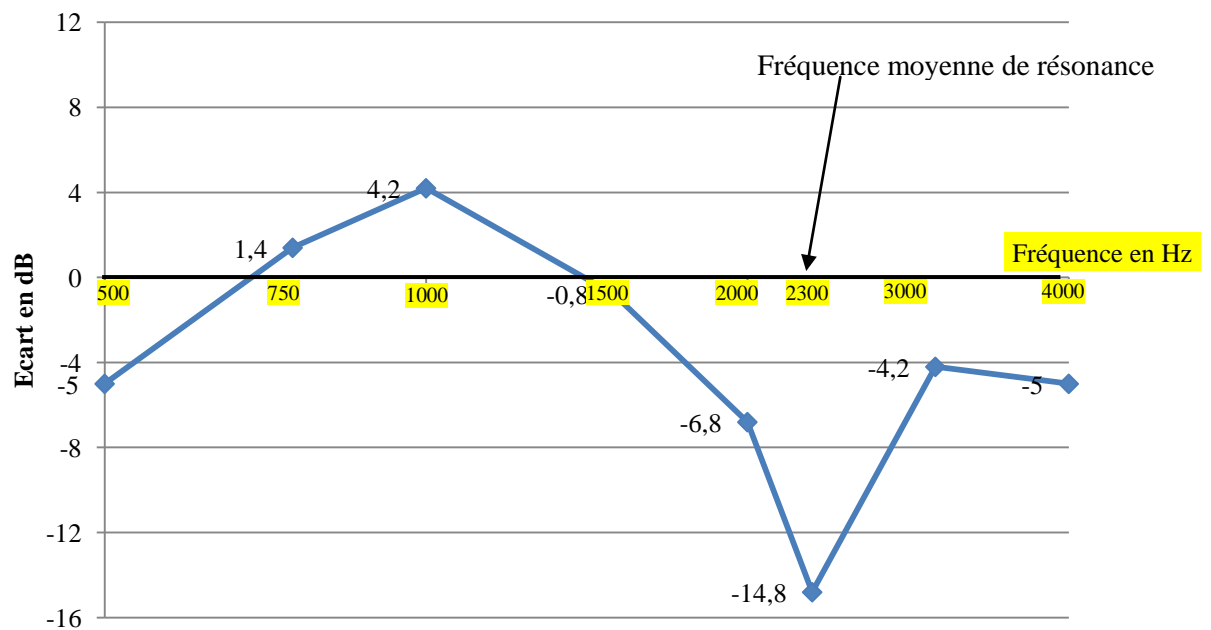


J'ai décidé, pour les petits évidements, d'écarter un conduit, car les écarts GI-GIS de ce conduit étaient très différents de ceux des autres conduits. Les écarts n'étaient pas représentatifs, ce conduit ne présentait donc pas d'intérêt.

D'après le graphique de la page précédente, on remarque que les courbes GI-GIS décrivent le même profil, c'est-à-dire une amplification moyenne de 5 à 10 dB plus importante dans la zone 750-1500 Hz qu'aux fréquences supérieures à 2000 Hz.

On observe également que le GIS sur ou sous-estime le gain, suivant les conduits. Il est donc très difficile d'établir exactement les répercussions. J'ai cependant essayé de calculer la moyenne, afin de donner à titre indicatif, la forme de la courbe moyenne des écarts GI-GIS.

Ecart moyen (GI-GIS) des conduits avec petit évidement



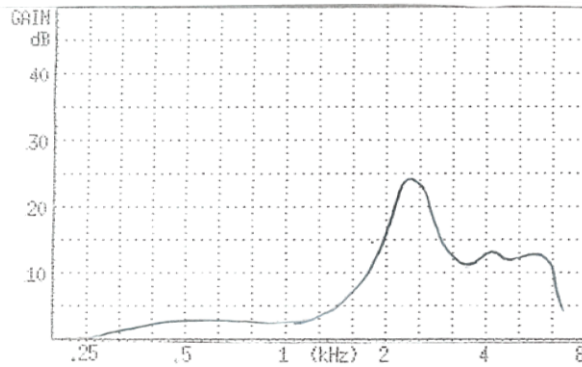
D'après cette courbe moyenne, on retrouve bien une amplification plus importante aux fréquences 750 et 1500 Hz, qu'aux autres fréquences. Au-delà de 2000 Hz, le GI est inférieur au GIS, il y a donc sur-estimation du GIS. On note une sur-estimation maximale d'environ 15 dB du GIS à la fréquence moyenne de résonance.

J'ai choisi de vous présenter le cas de Monsieur G. présentant une petite cavité d'évidement.

Exemple d'un conduit avec une petite cavité d'évidement.

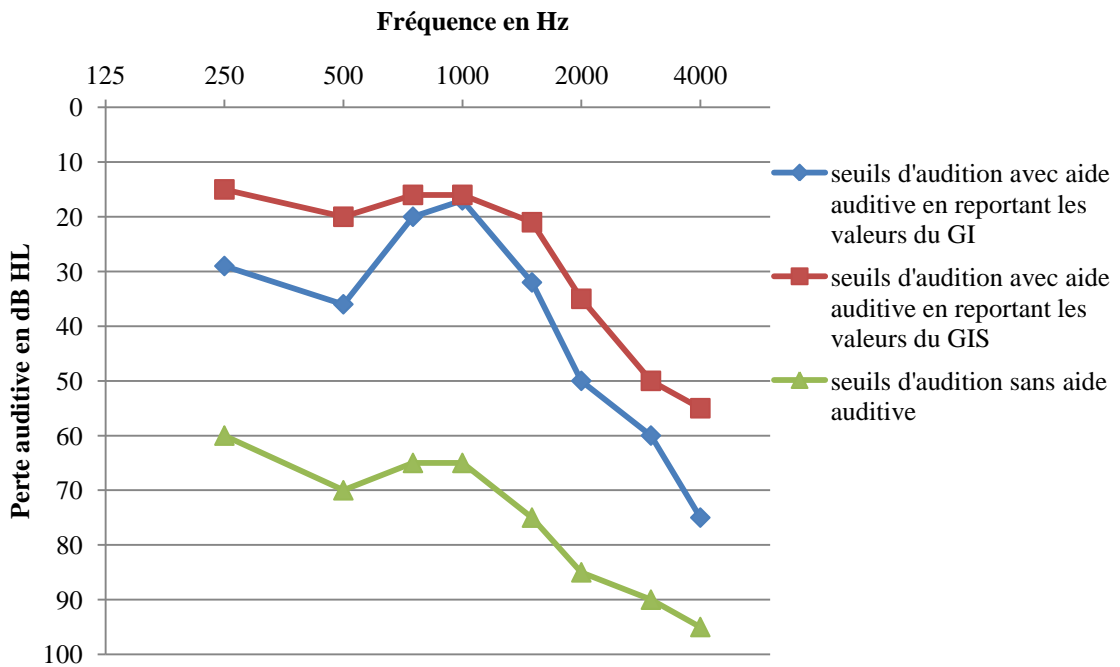
Monsieur G. présente une petite cavité en arrière du conduit.

On observe sur la courbe de résonance (présentée sur la page suivante) un pic de résonance vers 2000 Hz, ainsi qu'un léger pic vers 4000 Hz.



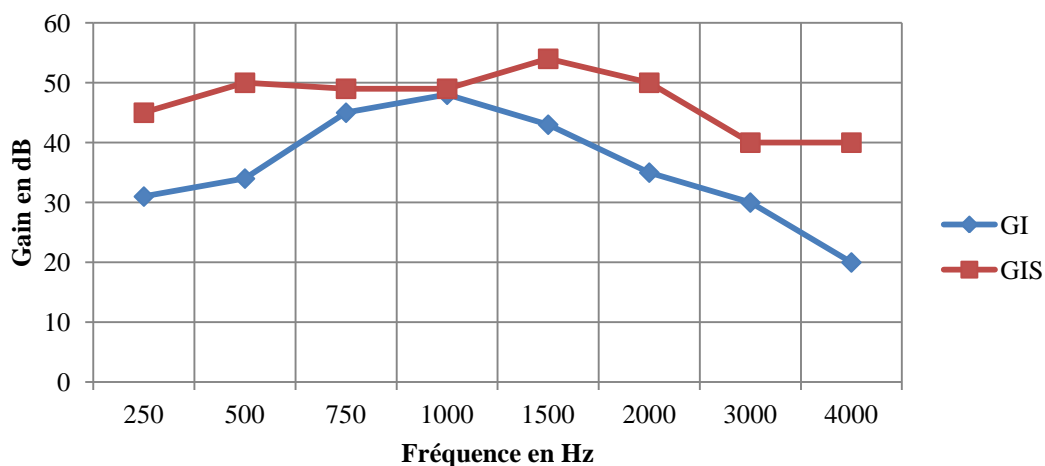
Courbe de résonance de l'oreille de Monsieur G.

Audiogramme de Monsieur G.



On constate globalement que le GIS sur-estime le gain. Aux fréquences 250, 500 Hz et au-delà de 1500 Hz, cette sur-estimation est en moyenne de 15 dB. Les répercussions de cette cavité d'évidement sont donc non négligeables à ces fréquences. A 750 et 1000 Hz, les écarts entre le GI et le GIS sont faibles voire négligeables (par exemple à 1000 Hz).

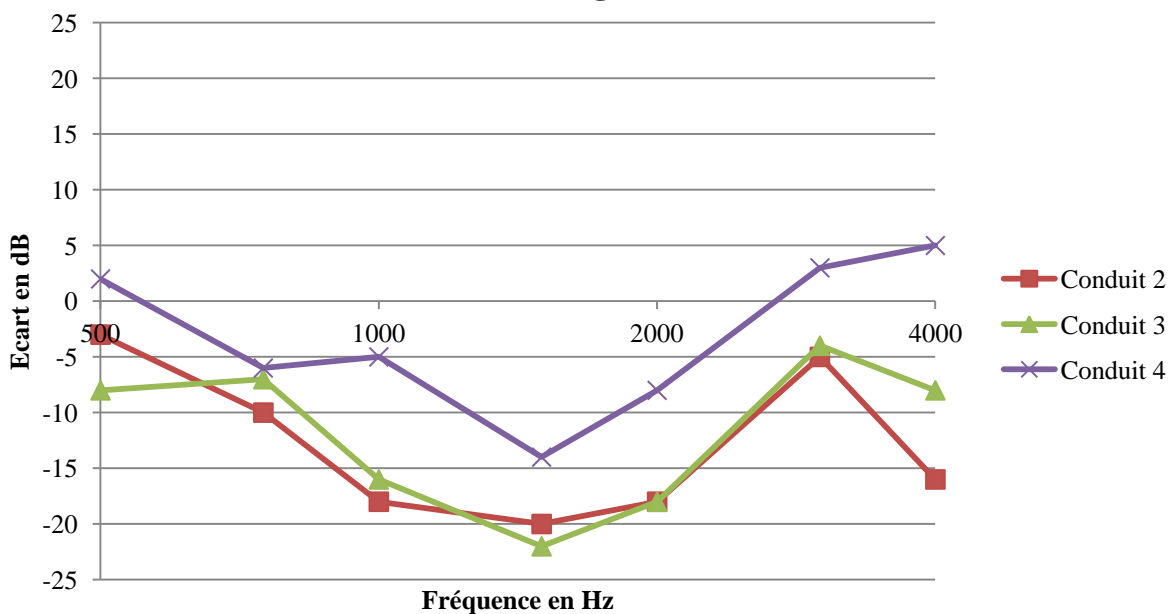
Monsieur G.: comparaison du GI et du GIS



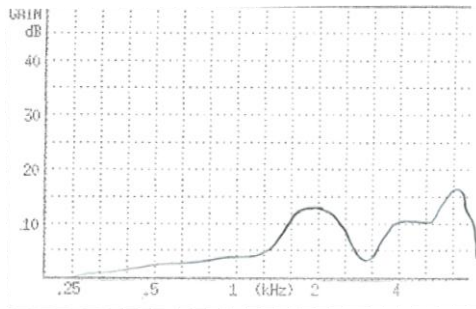
On a donc vu que les petites cavités d'évidement entraînent des répercussions importantes sur le gain prothétique. Ces répercussions engendrées par les grosses cavités d'évidement sont-elles aussi importantes ?

Les grosses cavités d'évidement

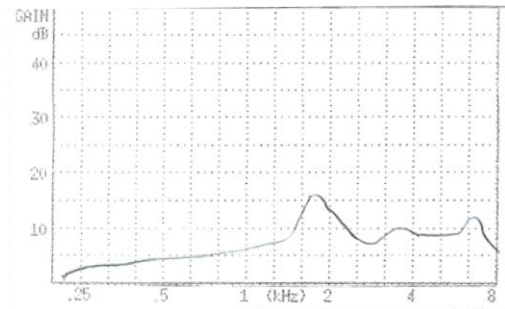
Ecart GI-GIS des gros évidements



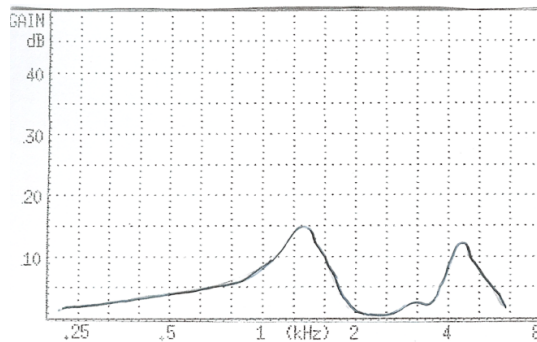
Résonance Conduit 2



Résonance conduit 3



Résonance conduit 4

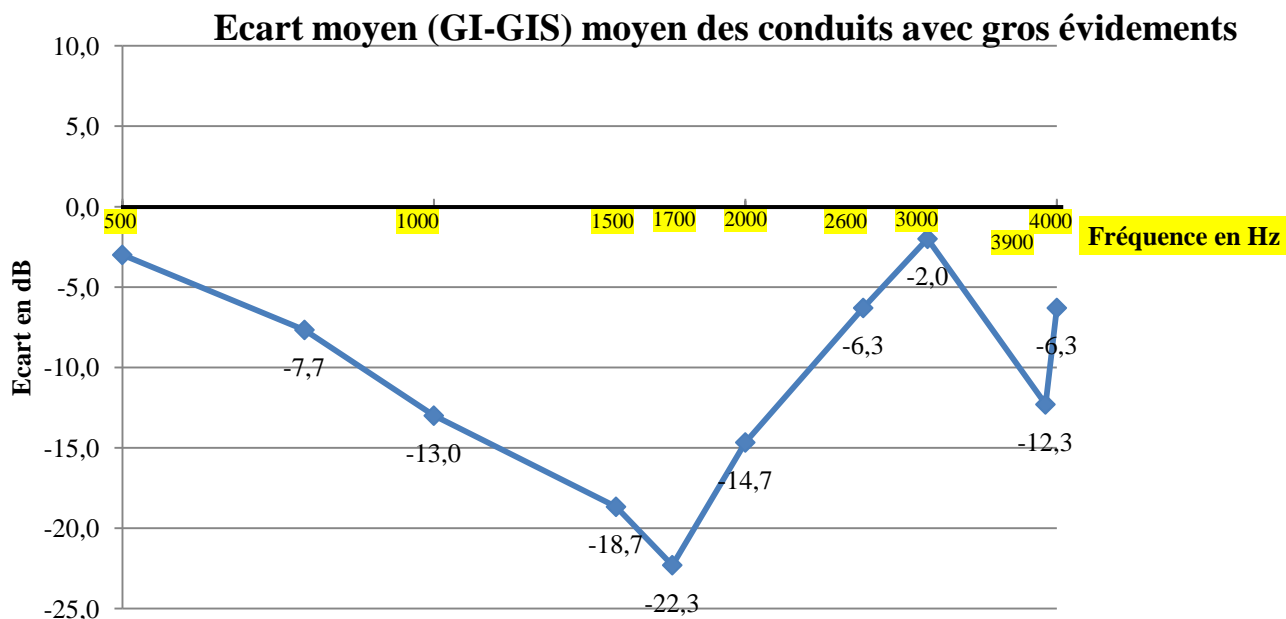


J'ai dû enlever de mon échantillon initial une grosse cavité d'évidement parmi les quatre. Les écarts GI-GIS étaient extrêmes et ne présentaient pas d'intérêt.

Nous remarquons ainsi sur le graphique un écart de correction dans la zone 1000-1500 Hz. Les trois courbes nous décrivent le même profil c'est-à-dire un « creusement » de l'efficacité d'une dizaine de dB dans la zone 1000-1500 Hz, puis une remontée de cette efficacité vers 500, 750 et 3000 Hz (à cette fréquence, la différence entre le GI et le GIS est moins importante).

Pour tenter de quantifier les répercussions de ces cavités d'évidement sur le gain prothétique, j'ai calculé la moyenne des écarts GI-GIS de ces trois cas.

Nous obtenons le graphique ci-après :



Remarque : 1700 Hz correspond à la fréquence moyenne du 1^{er} pic de résonance des conduits avec grosse cavité d'évidement ; 2600 Hz à la fréquence moyenne de la vallée ; et 3900 Hz à la fréquence moyenne du 2^{ème} pic de résonance de ces mêmes conduits.

On peut donc dire que, dans le cas de gros évidements, il y a une sur-estimation du GIS d'environ 15 dB aux fréquences comprises entre 1000 et 2000 Hz. On relève des écarts élevés aux fréquences des pics de résonance (22 dB à 1700 Hz et 12 dB à 3900 Hz). A 750 et 4000 Hz, cette sur-estimation du GIS s'élève à 6 dB en moyenne.

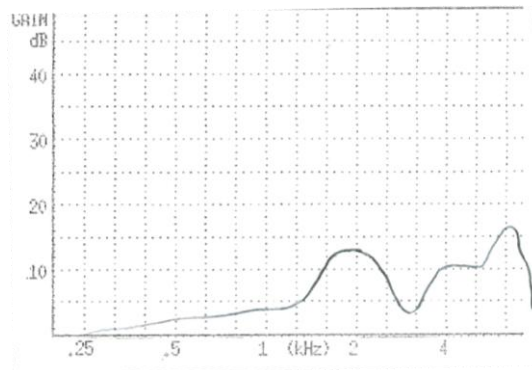
Aux fréquences 500 et 3000 Hz, les écarts GI-GIS sont faibles. Nous retrouvons donc bien la balance déficitaire des fréquences médiums (1000-2000 Hz) par rapport aux fréquences graves et aiguës.

En comparaison aux écarts GI-GIS des petites cavités d'évidement, les écarts GI-GIS des grosses cavités sont plus importants et s'étendent sur une bande fréquentielle plus large.

Exemple d'un conduit avec une grosse cavité d'évidement.

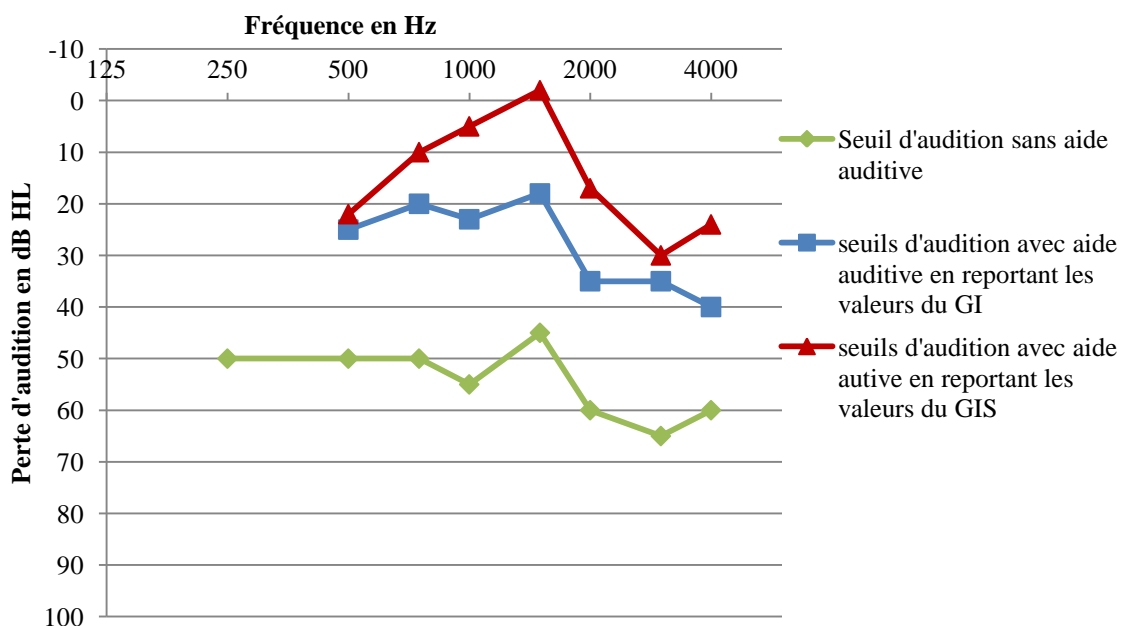
Mme P. présente une cavité d'évidement en arrière du conduit.

La mesure de la résonance de l'oreille nous indique la présence d'un pic de résonance vers 2000 Hz, puis une vallée vers 3000 Hz, et un 2^{ème} pic vers 4000 Hz. Sur le graphique suivant, nous pouvons observer la résonance particulière de cette oreille :

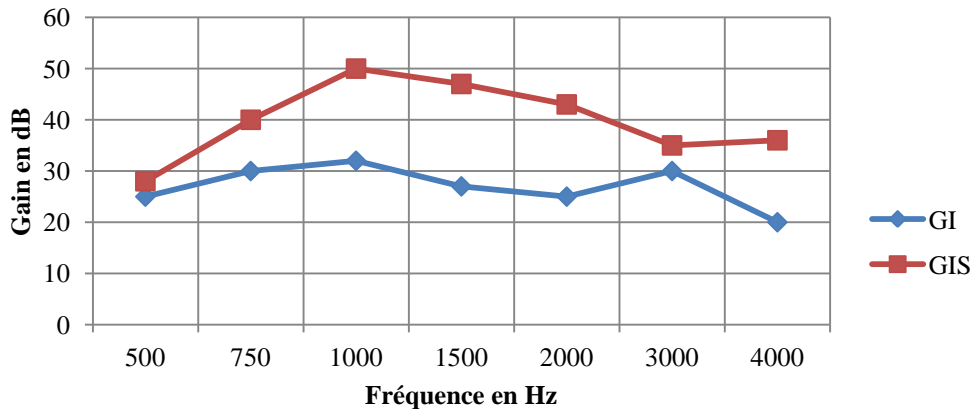


Les relevés du GI et du GIS nous montrent globalement une sur-estimation du GIS sur toute la bande fréquentielle.

Audiogramme de Mme P.



Mme P.: comparaison du GI et du GIS



Au regard de ce tableau, le GIS sur-estime le gain d'environ 20 dB aux fréquences 1000, 1500, 2000 et 4000 Hz, et de 10 dB à 750 Hz.

Dans le cas de Mme P., il faudrait donc augmenter le GIS de 20 dB aux fréquences comprises entre 1000 et 2000 Hz pour être sur la cible souhaitée.

Au vue de la dispersion des écarts GI-GIS, nous pouvons très difficilement prévoir les répercussions des grosses comme des petites cavités d'évidement sur le gain prothétique. Cependant, nous avons pu décrire quelques grandes tendances.

C- Conclusion

Nous avons donc pu remarquer que le couplage d'un conduit pathologique avec un embout (ou une coque) entraîne des répercussions non négligeables sur le GPT. Ces répercussions sont plus importantes que celles engendrées par le couplage conduit intègre-embout (ou coque).

En présence de cavité d'évidement ou de perforation tympanique, il apparaît plus opportun de réaliser une MIV pour connaître exactement le gain délivré par l'aide auditive. En effet, dans ces deux cas, nous ne pouvons nous

fier au GIS, car celui-ci n'a jamais été prévu pour les conduits pathologiques. De plus, la mesure du GPT apparaît astreignante, car elle doit être faite à toutes les fréquences tests. Celle-ci est également moins précise puisqu'elle est réalisée à des fréquences précises de test. Par exemple, on peut avoir une diminution du gain prothétique due à une résonance à 1800 Hz, ceci ne sera pas visible par le GPT, mais la MIV, par l'intermédiaire du GI, nous l'indiquera.

Il aurait été intéressant d'étudier l'effet de l'évent sur les écarts GI-GIS, pour ces conduits pathologiques. Cependant, le nombre restreint de patients, et la grande dispersion des écarts GI-GIS nous empêche de conclure quant à l'effet de l'évent.

Enfin, une question reste également en suspens : faut-il toujours prendre en compte ces résonances particulières pour adapter une aide auditive ? Le patient est-il plus satisfait en utilisant sa résonance plutôt qu'une résonance moyenne ? Cette question fait débat depuis quelques années, comme l'a précisé H.Dillon (19). Je n'ai pu malheureusement étudier ce point, car les patients étaient appareillés depuis quelques années et étaient habitués à leur amplification (basée sur leur résonance particulière).

III- Des variations flagrantes

A- Objectif de l'étude

Afin de prendre conscience de l'unicité de chaque conduit, j'ai voulu mesurer, pour un réglage déterminé d'une aide auditive, le gain d'insertion chez plusieurs patients. Pour cette même aide auditive avec le même micro-tube et la même collerette en silicone, fut relevé le gain d'insertion chez chaque patient,

afin de pouvoir comparer ces gains. J'ai relevé le gain d'insertion pour un niveau d'entrée de 50 dB SPL et de 65 dB SPL pour visualiser également l'effet de la compression dans les différents conduits.

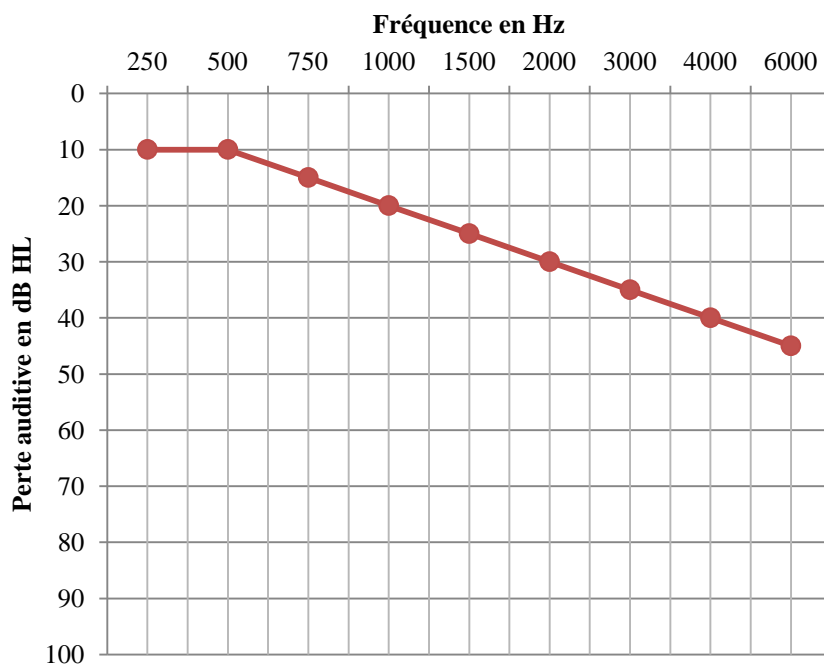
B- Population

J'ai réalisé cette mesure sur l'oreille droite de 9 patients ne présentant pas de conduits ou tympan pathologiques. Les conduits se répartissent selon leur morphologie :

- 3 conduits standards
- 3 gros conduits
- 3 petits conduits

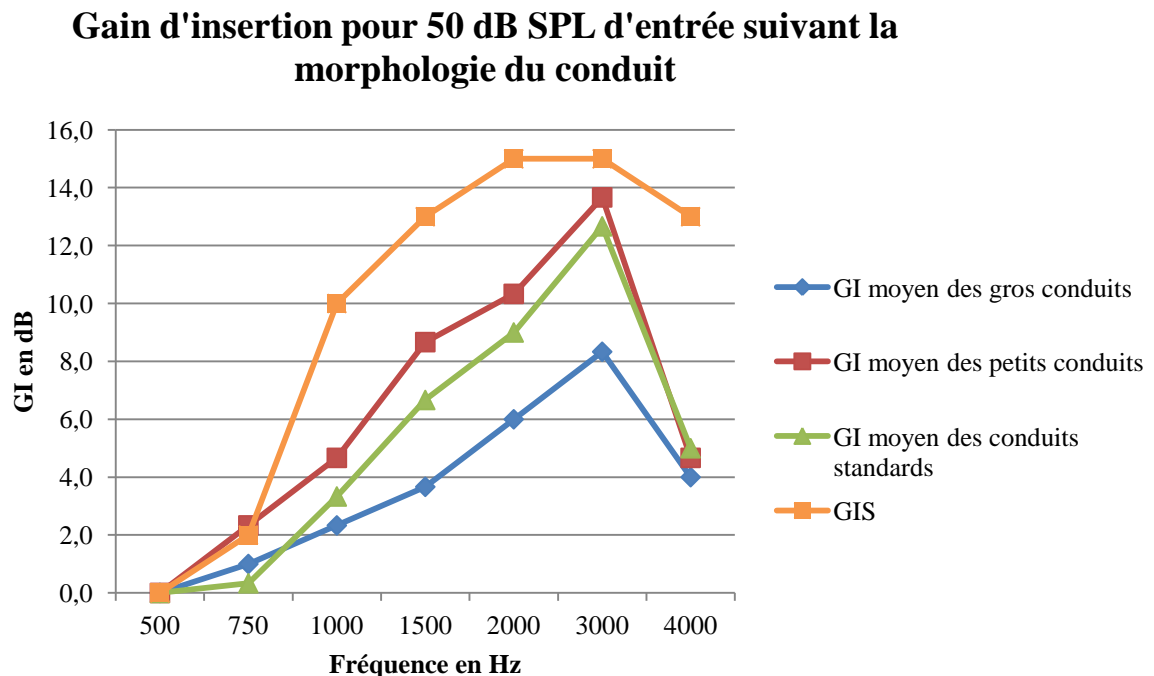
Ci-dessous, vous trouverez la perte auditive choisie pour réaliser le pré-réglage fabricant :

Audiogramme



C- Le gain d'insertion pour 50 dB SPL d'entrée

J'ai calculé la moyenne du GI suivant chaque morphologie. Ceci va permettre de visualiser, les différences entre un petit conduit, un gros conduit et un conduit standard pour un réglage constant. Les écarts entre le GIS et le GI peuvent être différents de l'étude réalisée précédemment, car j'ai utilisé un micro-tube et une collerette, et le GIS semble moins précis avec cette configuration.



Ainsi, nous observons que le gain d'insertion des petits conduits est en moyenne 2 dB supérieur aux conduits standards sur l'ensemble fréquentiel (750-3000Hz).

Le GI des gros conduits est, quant à lui, inférieur à celui des conduits standards d'environ 3 à 4 dB de 1500 à 3000 Hz.

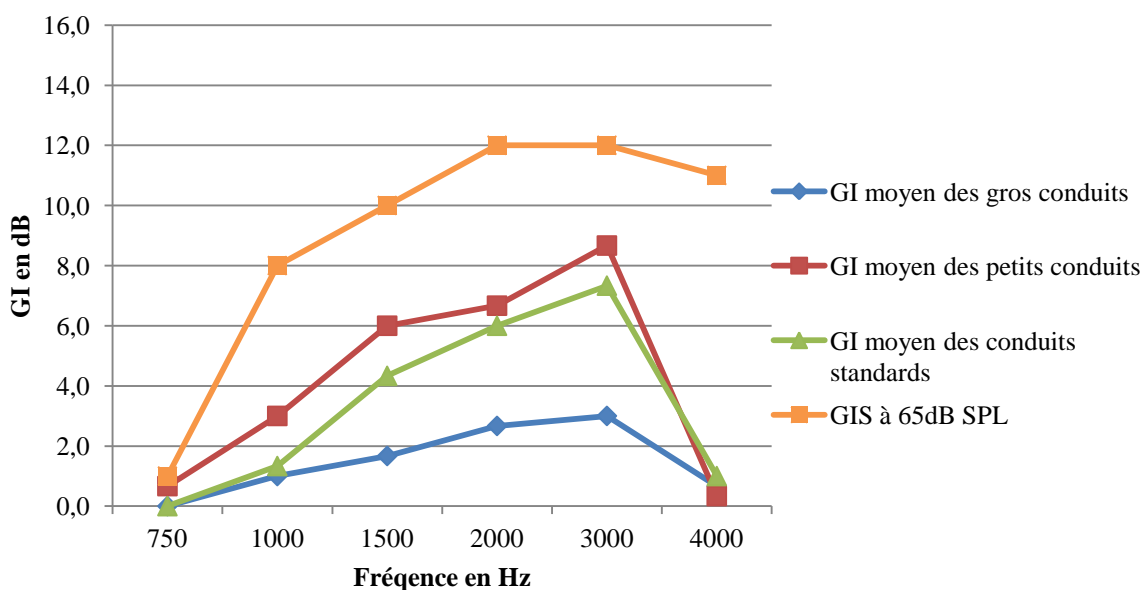
On remarque également qu'à 4000 Hz, le GI est identique quelque soit la morphologie du conduit.

Au regard de ce graphique, nous voyons donc que les variations du GI sont importantes dans la zone 1500-3000 Hz. A 500 et 750 Hz, le GI est très faible voire nul (à 500 Hz), car l'aération est quasi-totale et le gain de l'aide auditive faible.

D- Le gain d'insertion pour 65 dB SPL d'entrée.

J'ai mesuré également le gain d'insertion à 65 dB SPL d'entrée, afin de voir si les écarts de gain entre les différents conduits sont identiques ou s'accroissent lorsque le niveau d'entrée augmente.

Comparaison du GI à 65 dB SPL suivant la morphologie du conduit



Les écarts de GI entre chaque volume de conduit à 50 et 65 dB SPL sont, à 1 dB près, identiques. Les écarts de gain entre les différents volumes sont donc constants quelque soit le niveau d'entrée.

Par ailleurs, on constate que les écarts entre le GIS et le GI, quelque soit le volume du conduit, s'accroissent surtout aux fréquences 3000 et 4000 Hz.

E-Conclusion

Ces mesures montrent, pour un même réglage d'une même aide auditive, des disparités individuelles induites par la morphologie du conduit.

L'augmentation du niveau d'entrée ne semble pas modifier les écarts de gain entre les différents volumes. Mais une étude plus approfondie sur le GI à différents niveaux d'entrée en fonction du type de conduit serait nécessaire.

Discussion - Critique de l'étude

Cette étude nous a donc montré que, suivant les caractéristiques acoustiques du CAE, le gain délivré par l'aide auditive est différent. Les différences entre le GI et le GIS ne sont pas négligeables et ces variations sont fonction du type de conduit. Cependant, quelques critiques sont à apporter à cette étude.

Tout d'abord, j'ai, pour étudier les répercussions de ces morphologies sur le gain prothétique, utilisé le GPT. Or, celui-ci peut être sujet à des imprécisions. Quatre raisons viennent expliquer ce fait. La mesure du GPT est réalisée par pas de 5 dB. Ainsi, si le GIS est égal à 13 dB, les seuils donnés par le patient vont décrire un GPT soit de 10 dB, soit de 15 dB. Nous avons donc une erreur moyenne de 2.5 dB. De plus, la mesure du GPT est réalisée en champ libre. Nous recherchons alors deux seuils (un seuil oreille nue et un seuil oreille appareillée), nous avons donc deux possibilités d'erreurs (qui s'accumulent ou se compensent). L'autre imprécision est induite par l'état général du patient. Ainsi, même si nous avons, pour cette étude, choisi des patients en bonne forme générale, sans problème de rémanence, nous ne pouvons écarter la fatigue du moment, susceptible d'une approximation. Enfin, la précision du GPT peut être remise en cause dans le cas de surdité légère. (Ce phénomène est décrit dans un article de Hearing Review (20)).

Par ailleurs, la mesure du GI peut être elle aussi entachée d'imprécisions, ce qui peut expliquer les écarts entre GPT et GI. La position de la sonde, la capacité du patient à rester immobile pendant la mesure, la présence d'artéfacts, sont autant de paramètres qui peuvent jouer sur la précision du GI. Nous avons également remarqué, qu'à la fréquence de résonance, le GI comme le GPT nous donnent des valeurs moins précises. Les seuils au GPT sont ainsi plus difficiles à obtenir.

Un autre point critique de cette étude est la grande variabilité intersujet au niveau des résonances du conduit auditif. Ainsi, au sein de chaque groupe, cette variabilité nous donne seulement une tendance, car les écarts GPT-GIS sont hétérogènes. Cette large variabilité nous amène aussi à être plus vigilant au regard de la simulation, qui se base sur un conduit standard.

Malgré ces possibles imprécisions, nous avons pu observer quelques tendances quant aux répercussions de la morphologie du conduit (et de son couplage avec l'aide auditive) sur le gain prothétique. Il faudrait néanmoins poursuivre cette étude avec un nombre de patients plus important, notamment pour les conduits pathologiques, afin d'approfondir ces répercussions.

CONCLUSION

Cette étude a permis de mettre en évidence les différences acoustiques de chaque type de conduit auditif. Ces conduits liés à une aide auditive impliquent des répercussions différentes sur le gain.

Dans le cas de conduits "intègres", nous observons les différences les plus importantes entre le GPT (ou le GI) et le GIS pour les petits conduits (sous-estimation du GIS d'environ 5 dB à 2000 et 3000 Hz). Dans le cas de gros conduits, le GIS sur-estime le gain surtout aux fréquences voisines de 2000 Hz. Pour les conduits standards, le GI est globalement proche du GIS, mais cette différence dépend du sexe du patient. En effet, si le patient est un homme, l'écart entre le GI et le GIS sera plus important que si le patient est une femme.

Les répercussions sur le GPT sont donc différentes suivant le volume du conduit. Au regard de ce volume et du diamètre de l'évent de l'embout (ou de la coque), il faut donc apporter des corrections au GIS afin de ne pas sous ou sur-corriger.

Dans le cas de conduits pathologiques, cette étude nous a montré une large variabilité intersujet. Au vue des écarts conséquents entre le GI (ou le GPT) et le GIS, il est très difficile de prévoir la réponse de l'aide auditive dans ce type de conduit. Le GIS est trop imprécis pour qu'on puisse s'appuyer sur celui-ci ; il n'a, par ailleurs, pas été prévu pour les conduits dits pathologiques. Pour connaître le gain, nous pouvons donc réaliser une mesure in vivo du GI, ou une mesure du GPT. Cependant, cette dernière est soumise à des imprécisions comme signalées dans la partie précédente (discussion).

Par ailleurs, lorsque le niveau d'entrée du son augmente, les écarts de GI entre les différents volumes de conduit semblent rester constants.

Dans le cas de conduits intègres comme de conduits pathologiques, la mesure du gain d'insertion in vivo m'apparaît comme le moyen le plus précis pour connaître le gain sur toute la bande fréquentielle, et pour différents niveaux d'entrée (ce que ne peut pas mesurer le GPT). Actuellement, nous appareillons de plus en plus de surdité légère, nécessitant un gain faible. Nous devons être alors très précis dans la correction auditive à apporter. Une erreur d'estimation du gain de 5 dB sur un gain de 15 dB souhaité peut donc engendrer un inconfort ou une inefficacité de l'aide auditive.

Ces caractéristiques morphologiques propres à chaque individu intéressent, cependant, de plus en plus de fabricants, qui tentent de proposer des réglages de plus en plus précis. Ainsi, le développement des audiométries in-situ (via l'aide auditive) ou encore le développement de la "MIV intégrée" aux aides auditives reflètent l'attention particulière qui est portée à ce sujet. Des recherches de calcul de résonance à partir de l'empreinte sont également en cours. Tous ces procédés tendent vers l'idée de prendre en compte l'acoustique de chaque conduit auditif. Leur avantage est de réaliser des mesures « personnelles » (donc plus précises qu'une simulation) sans avoir à manipuler une chaîne de mesure. Ces outils paraissent également plus simples et plus rapides, qu'une mesure in vivo classique. Cependant, en ayant pratiqué quotidiennement la mesure in vivo, celle-ci me paraît être un outil efficace et me semble-t-il aussi rapide qu'une mesure des seuils via l'aide auditive par exemple.

Les répercussions de la morphologie du conduit et de son couplage avec l'aide auditive sont donc difficiles à établir en raison d'une large variabilité intersujet. Grâce à cette étude, j'ai donc pu prendre conscience des écarts de gain entraînés par les différentes morphologies, et la précision du GI quelque soit le volume du conduit.

BIBLIOGRAPHIE

- (1) Shaw, E.A. et coll. 1974, Auditory system, anatomy physiology, Ear Hear, chapitre 14, p 455 à 485.
- (2) Otology Seminar 90-7-4, National Taiwan University College of medicine (www.mc.ntn.edu.tw)
- (3) Etude de Blauert, extrait du site www.cnebm.jussieu.fr, collège national des enseignants de biophysique et de médecine nucléaire.
- (4) Shaw, 1974, extrait du site www.cnebm.jussieu.fr, collège national des enseignants de biophysique et de médecine nucléaire.
- (5) Kruger, An update on the external ear resonance in Infants and young children, Ear Hear. 1987 Dec; 8(6):333-6.
- (6) Moryl CL, Danhauer JL, DiBartolomeo JR, Real ear unaided responses in ears with tympanic membrane perforations, J Am Acad Audiol 1992;3:60-5.
- (7) Liu TC, Hsu CJ. External ear resonance in patients with tympanic membrane perforations. Clin Otolaryngol 1999; 24:216-9.
- (8) Sung Hwa Hong, Yang-Sun Cho, Changes in external ear resonance after ventilation tube (Grommet) insertion in children with otitis media with effusion, International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology 58 (2001), p147-152.
- (9) C.H.Jang, Changes in external ear resonance after mastidectomy, open cavity mastoid versus obliterated mastoid cavity, Clin. Otolaryngol 2002, 27, 509-11.
- (10) Yang-Sun Cho, Changes in external ear resonance after 3 types of surgery in the patients with chronic otitis media, Otolaryngology–Head and Neck Surgery, Volume 125 Number 4 p364-369.

- (11) Francis Kuk, Where an accurate fitting begins : assessment of in situ acoustics, Hearing Review, juillet 2006.
- (12) Dodelé, La mesure in vivo et in vivo simulé, Les Cahiers de l'Audition, Vol. 12, N°5, Sept/oct. 1999, p 9 à 23.
- (13) Précis d'audioprothèse, Le choix prothétique, Tome II, p 44 à 56.
- (14) F.Fiault, La reproductibilité des mesures in vivo, mémoire en vue de l'obtention de diplôme d'état d'audioprothèse, Fougères.
- (15) Brocard C. Acte du Congrès des Audioprothésistes, 2006.
- (16) Précis d'audioprothèse, Le contrôle d'efficacité prothétique, tome III, p 38, 52-53, 211-213.
- (17) G.Gerbaud, Influence du volume du CAE et de la longueur du coupleur auriculaire sur le phénomène d'autophonation, Les cahiers de l'Audition, Vol.9, N°2, juillet-août 1996, p.6 à 11.
- (18) KEMAR Manikin Measurements, téléchargé de www.gras.dk, chapitre 2, p.3 à 11.
- (19) Harvey Dillon, Hearing Aids, Boomerang Press, 2001, p. 248.
- (20) P.G. Stelmachowicz, B.Hoover, D.E.Lewis, M.Brennan, Is functional gain really functional?, The Hearing Journal, Nov.2002, Vol.55, n°11.

ANNEXES

Détail du calcul des volumes

Petit conduit adulte :

$$a = 2.9 \text{ mm}$$

$$b = 3.7 \text{ mm}$$

$$\text{Longueur du conduit} = 22.9 \text{ mm}$$

(Ces données sont une moyenne de tous les petits conduits adultes présents dans cette étude)

$$\text{Volume} = \pi \times 0.28 \times 0.37 \times 2.29 = 0.771 \text{ cm}^3$$

Gros conduit :

$$a = 3.9 \text{ mm}$$

$$b = 5.1 \text{ mm}$$

$$\text{Longueur du conduit} = 26.4 \text{ mm}$$

$$\text{Volume} = \pi \times 0.39 \times 0.51 \times 2.64 = 1.65 \text{ cm}^3$$

Conduit standard femme :

$$a = 3.3 \text{ mm}$$

$$b = 4 \text{ mm}$$

$$\text{Longueur du conduit} = 23.5 \text{ mm}$$

$$\text{Volume} = \pi \times 0.33 \times 0.4 \times 2.35 = 0.97 \text{ cm}^3$$

Conduit standard homme :

$$a = 3.2 \text{ mm}$$

$$b = 4.8 \text{ mm}$$

$$\text{Longueur du conduit} = 24.7 \text{ mm}$$

$$\text{Volume} = \pi \times 0.32 \times 0.48 \times 2.47 = 1.19 \text{ cm}^3$$

Détail des écarts GPT-GIS pour chaque conduit.

Les conduits standards

Ecart GPT-GIS de tous les conduits standards

Conduit \ Fréquence en Hz	Fréquence en Hz				
	1000	1500	2000	3000	4000
Conduit 2	3	-5	-5	0	-3
Conduit 3	0	-2	-7	-5	-10
Conduit 4	3	-3	-8	-7	-7
Conduit 5	3	0	-11	-5	-5
Conduit 6	4	-1	-5	-5	-3
Conduit 7	1	0	-7	-5	-3
Conduit 9	0	0	-5	-5	-3
Conduit 11	-5	1	4	5	-9
Conduit 12	-2	-2	7	4	7
Conduit 13	5	0	-3	-5	-4
Conduit 15	3	0	2	6	7
Conduit 16	2	9	6	0	4
Conduit 17	-6	0	-9	-14	-11
Conduit 18	1	-12	-12	-3	-1
Conduit 19	9	3	0	7	10
Conduit 20	-1	2	1	-3	-6
Conduit 21	-4	0	1	-10	-3
Conduit 22	2	-1	6	5	-1
Conduit 23	0	0	-7	-9	-7
Conduit 24	-2	-3	0	-3	-8
Conduit 25	8	6	3	9	5
Conduit 26	5	5	5	7	11
Conduit 27	0	0	0	-1	1
Conduit 28	-6	-11	-8	0	-10
Conduit 29	-4	-6	2	6	-2
Moyenne	0,7	-0,8	-2,0	-0,8	-1,8

Ecart GPT-GIS (en dB) des conduits standards hommes

Fréquence en Hz	1000	1500	2000	3000	4000
Conduit 2	3	-5	-5	0	-3
Conduit 3	0	-2	-7	-5	-10
Conduit 4	3	-3	-8	-7	-7
Conduit 5	3	0	-11	-5	-5
Conduit 6	4	-1	-5	-5	-3
Conduit 7	1	0	-7	-5	-3
Conduit 9	0	0	-5	-5	-3
Conduit 13	5	0	-3	-5	-4
Conduit 16	2	9	6	0	4
Conduit 17	-6	0	-9	-14	-11
Conduit 18	1	-12	-12	-3	-1
Conduit 23	0	0	-7	-9	-7
Conduit 24	-2	-3	0	-3	-8
Conduit 27	0	0	0	-1	1
Moyenne	1,0	-1,3	-5,2	-4,8	-4,4

Ecart GPT-GIS (en dB) des conduits standards femmes

Fréquence en Hz	1000	1500	2000	3000	4000
Conduit 11	-5	1	4	5	-9
Conduit 12	-2	-2	7	4	7
Conduit 15	3	0	2	6	7
Conduit 19	9	3	0	7	10
Conduit 20	-1	2	1	-3	-6
Conduit 21	-4	0	1	-10	-3
Conduit 22	2	-1	6	5	-1
Conduit 26	5	5	5	7	11
Conduit 25	8	6	3	9	5
Conduit 29	-4	-6	2	6	-2
Conduit 28	-6	-11	-8	0	-10
Moyenne	0,5	-0,3	2,1	3,3	0,8

Effet de l'évent sur les écarts GPT-GIS des conduits standards

Ecart GPT-GIS (en dB) des conduits standards hommes avec événement < 3 mm

Fréquence en Hz	1000	1500	2000	3000	4000
Conduit 4	3	-3	-8	-7	-7
Conduit 5	3	0	-11	-5	-5
Conduit 9	0	0	-5	-5	-3
Conduit 13	5	0	-3	-5	-4
Conduit 16	2	9	6	0	4
Conduit 17	-6	0	-9	-14	-11
Conduit 18	1	-12	-12	-3	-1
Conduit 27	0	0	0	-1	1
Conduit 13	5	0	-3	-5	-4
Moyenne	1,4	-0,7	-5,0	-5,0	-3,2

Ecart GPT-GIS (en dB) des conduits standards hommes avec événement ≥ 3 mm

Fréquence en Hz	1000	1500	2000	3000	4000
Conduit 1	0	7	8	2	1
Conduit 2	3	-5	-5	0	-3
Conduit 3	0	-2	-7	-5	-10
Conduit 6	4	-1	-5	-5	-3
Conduit 7	1		-7	-5	-3
Conduit 23	0	0	-7	-9	-7
Conduit 24	-2	-3	0	-3	-8
moyenne	0,9	-0,7	-3,3	-3,6	-4,7

Ecart GPT-GIS (en dB) des conduits standards femmes avec événement < 3 mm

Fréquence en Hz	1000	1500	2000	3000	4000
Conduit 19	9	3	0	7	10
Conduit 20	-1	2	1	-3	-6
Conduit 21	-4	0	1	-10	-3
Conduit 28	-6	-11	-8	0	-10
Conduit 29	-4	-6	2	6	-2
Moyenne	-1,2	-2,4	-0,8	0	-2,2

Ecart GPT-GIS des conduits standards femmes avec événement ≥ 3 mm

Fréquence en Hz	1000	1500	2000	3000	4000
Conduit 11	-5	1	4	5	-9
Conduit 12	-2	-2	7	4	7
Conduit 14	2	5	5	11	6
Conduit 15	3	0	2	6	7
Conduit 22	2	-1	6	5	-1
Conduit 25	8	6	3	9	5
Conduit 26	5	5	5	7	11
moyenne	1,9	2,0	4,6	6,7	3,7

Les petits conduits

Ecart GPT-GIS (en dB) de tous les petits conduits

Fréquence en Hz	1000	1500	2000	3000	4000
Conduit 1	-1	-2	3	5	6
Conduit 2	-8	4	4	5	2
Conduit 3	5	6	12	18	6
Conduit 4	-7	-4	-4	13	-1
Conduit 5	-1	1	3	1	5
Conduit 6	0	-1	5	-5	-5
Conduit 7	7	1	5	1	-7
Conduit 8	-9	-5	8	9	0
Conduit 9	-5	0	5	8	7
Conduit 10	0	3	5	1	0
Conduit 11	5	2	8	12	13
Conduit 12	-1	2	5	10	7
Conduit 13	3	-6	2	-3	-5
Conduit 14	11	10	14	15	9
Conduit 15	10	7	10	7	7
Moyenne	0,6	1,2	5,7	6,5	2,9

Ecart GPT-GIS (en dB) des petits conduits avec évent ≥ 3 mm

Fréquence en Hz	1000	1500	2000	3000	4000
Conduit 1	-1	-2	3	5	6
Conduit 2	-8	4	4	5	2
Conduit 4	-7	-4	-4	13	-1
Conduit 10	0	3	5	1	0
Conduit 11	5	2	8	12	13
Conduit 12	-1	2	5	10	7
Conduit 13	3	-6	2	-3	-5
Conduit 14	11	10	14	15	9
Conduit 15	10	7	10	7	7
Moyenne	1,3	1,8	5,2	7,2	4,2

Ecart GPT-GIS (en dB) des petits conduits avec évent < 3 mm

Fréquence en Hz	1000	1500	2000	3000	4000
Conduit 3	5	6	12	18	6
Conduit 5	-1	1	3	1	5
Conduit 6	0	-1	5	-5	-5
Conduit 7	7	1	5	1	-7
Conduit 8	-9	-5	8	9	0
Conduit 9	-5	0	5	8	7
Moyenne	-0,5	0,3	6,3	5,3	1,0

Les gros conduits

Ecart GPT-GIS (en dB) des gros conduits

Fréquence en Hz	1000	1500	2000	3000	4000
conduit 1	0	-3	-8	2	-8
conduit 2	3	0	-2	10	9
conduit 3	5	-5	-9	3	-8
conduit 4	5	-3	5	3	3
conduit 5	-7	0	-10	-2	-12
conduit 6	4	0	-1	1	7
conduit 7	0	3	-3	5	8
conduit 8	7	-10	-13	-9	1
conduit 9	1	4	2	10	4
moyenne	2,0	-1,6	-4,3	2,6	0,4

Ecart GPT-GIS des gros conduits avec événement <3 mm

Fréquence en Hz	1000	1500	2000	3000	4000
conduit 2	3	0	-2	10	9
conduit 3	5	-5	-9	3	-8
conduit 4	5	-3	5	3	3
conduit 8	7	-10	-13	-9	1
conduit 9	1	4	2	10	4
Moyenne	4,2	-2,8	-3,4	3,4	1,8

Ecart GPT-GIS des gros conduits avec événement ≥ 3 mm

Fréquence en Hz	1000	1500	2000	3000	4000
conduit 1	0	-3	-8	2	-8
conduit 5	-7	0	-10	-2	-12
conduit 6	4	0	-1	1	7
conduit 7	0	3	-3	5	8
Moyenne	-0,8	0	-5,5	1,5	-1,3

Les conduits avec perforation tympanique

Ecart GI-GIS (en dB) des conduits avec grosses perforations tympaniques

Fréquence en Hz	500	750	1000	1500	2000	3000	4000
conduit 1	-1	9	3	-10	-2	-8	-9
conduit 2	1	1	-8	-20	3	11	-3
conduit 6	-1	-15	-10	-2	-9	-8	-5
conduit 7	-17	-19	-14	-8	-23	-13	-11
conduit 11	-4	6	-1	-15	-6	-8	-15

Ecart GI-GIS (en dB) des conduits avec petites perforations tympaniques

Fréquence en Hz	500	750	1000	1500	2000	3000	4000
conduit 3	2	1	-7	0	1	2	3
conduit 4	0	-3	-6	0	-2	10	0
conduit 5	-9	-7	-4	-10	-7	-18	-14
conduit 9	-22	-15	-9	0	0	-6	-5
conduit 8	5	11	3	-9	-9	-13	-5

Les conduits avec cavité d'évidement

Ecart GI-GIS (en dB) des conduits avec gros évidements

Fréquence en Hz	500	750	1000	1500	2000	3000	4000
Conduit 2	-3	-10	-18	-20	-18	-5	-16
Conduit 3	-8	-7	-16	-22	-18	-4	-8
Conduit 4	2	-6	-5	-14	-8	3	5
Moyenne	-3,0	-7,7	-13,0	-18,7	-14,7	-2,0	-6,3

Ecart GI-GIS (en dB) des conduits avec petits évidements

Fréquence en Hz	500	750	1000	1500	2000	3000	4000
Conduit 5	5	8	13	16	3	10	6
Conduit 7	-14	0	-3	-12	-7	-11	18
Conduit 8	-3	-4	4	0	-12	-8	-15
Conduit 9	3	7	8	3	-3	-2	-14
Conduit 10	-16	-4	-1	-11	-15	-10	-20
Moyenne	-5,0	1,4	4,2	-0,8	-6,8	-4,2	-5,0

Variations flagrantes : relevés du GI à 50 et 65 dB SPL

GI à 50 dB SPL de niveau d'entrée

	Fréquence en Hz	500	750	1000	1500	2000	3000	4000
	GIS	0	2	10	13	15	15	13
petit conduit	GI Conduit 3	0	3	5	9	11	14	7
petit conduit	GI Conduit 6	0	2	4	8	9	13	4
petit conduit	GI Conduit 8	0	2	5	9	11	14	3
	Moyenne	0,0	2,3	4,7	8,7	10,3	13,7	4,7
gros conduit	GI Conduit 1	0	0	1	0	3	6	0
gros conduit	GI Conduit 7	0	2	3	6	9	8	6
gros conduit	GI Conduit 9	0	1	3	5	6	11	6
	Moyenne	0,0	1,0	2,3	3,7	6,0	8,3	4,0
Standard	GI Conduit 2	0	0	1	5	7	11	3
Standard	GI Conduit 4	0	0	5	6	8	15	7
Standard	GI Conduit 5	0	1	4	9	12	12	5
	Moyenne	0,0	0,3	3,3	6,7	9,0	12,7	5,0

GI à 65 dB SPL de niveau d'entrée

	Fréquence en Hz	500	750	1000	1500	2000	3000	4000
	GIS		1	8	10	12	12	11
petit conduit	GI Conduit 3		1	4	8	7	9	1
petit conduit	GI Conduit 6		0	2	4	5	7	0
petit conduit	GI Conduit 8		1	3	6	8	10	0
	Moyenne		0,7	3,0	6,0	6,7	8,7	0,3
gros conduit	GI Conduit 1		0	1	0	1	1	0
gros conduit	GI Conduit 7		0	2	3	5	3	2
gros conduit	GI Conduit 9		0	0	2	2	5	0
	Moyenne		0,0	1,0	1,7	2,7	3,0	0,7
Standard	GI Conduit 2		0	0	3	3	6	0
Standard	GI Conduit 4		0	2	5	7	9	3
Standard	GI Conduit 5		0	2	5	8	7	0
	Moyenne		0,0	1,3	4,3	6,0	7,3	1,0