



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

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



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

INSTITUT DES SCIENCES ET TECHNIQUES DE LA RÉADAPTATION

Directeur Docteur Xavier PERROT

MESURE OBJECTIVE DU SEUIL D'INCONFORT :
LE SEUIL DU RÉFLEXE STAPÉDIEN

MÉMOIRE présenté pour l'obtention du

DIPLÔME D'ÉTAT D'AUDIOPROTHÉSISTE

par

Florian MALAVAL

Autorisation de reproduction

LYON, le 14/10/2016

Directeur de l'Enseignement

N° 660

Pr. Stéphane GALLEGO

Président
Pr. Frédéric FLEURY

Vice-président CEVU
M. Philippe CHEVALIER

Vice-président
M. Didier REVEL

Vice-président CS
M. Fabrice VALLEE

Secrétaire Général
M. HELLEU Alain

SECTEUR SANTÉ

U.F.R de Médecine Lyon Est
Directeur
Pr. Jérôme ETIENNE

U.F.R d'Odontologie
Directeur
Pr. Denis BOURGEOIS

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

Institut des Sciences
Pharmaceutiques et Biologiques
Directrice
Pr. Christine VINCIGUERRA

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

Institut des Sciences et Techniques
de Réadaptation
Directeur
Dr. Xavier PERROT

Comité de Coordination des
Études Médicales (CCEM)
Pr. Jérôme ETIENNE

SECTEUR SCIENCES ET TECHNOLOGIES

U.F.R des Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives

Directeur

Pr. Yannick VANPOULLE

Institut des Sciences Financières et d'Assurances

Directeur

M. Nicolas LESBOISNE

École Supérieure de Professorat et de l'Éducation

Directeur

M. Alain MOUGNIOTTE

U.F.R de Sciences et Technologies

Directeur

M. Fabien DE MARCHI

POLYTECH Lyon

Directeur

Pr. Emmanuel PERRIN

École Supérieure de Chimie Physique Électronique de Lyon

Directeur

M. Gérard PIGNAULT

Observation astronomique de Lyon

Directrice

Mme Isabelle DANIEL

REMERCIEMENTS

À M. Sébastien Geny, mon maître de mémoire, pour son chaleureux accueil dans ses laboratoires d'audition, pour avoir partagé son savoir, son expérience, ses conseils, pour avoir fait preuve de pédagogie et de patience et pour m'avoir guidé tout au long de la réalisation du mémoire,

À l'ensemble du personnel travaillant dans l'entreprise familiale Audition Geny, pour leur soutien et pour m'avoir rapidement intégré dans leur équipe,

À la société GN Otometrics, pour m'avoir généreusement prêté le matériel d'étude,

À M. Fabien Seldran, pour ses précieux conseils et son accompagnement durant mes trois années d'étude et, plus récemment, pour la réalisation de ce travail,

À M. David Colin, pour son aide apportée dans la réalisation du mémoire notamment pour l'analyse statistique,

À l'ensemble de l'équipe pédagogique qui a, d'une manière ou d'une autre, contribué à la réalisation de ce mémoire, et spécialement au directeur de l'enseignement M. Stéphane Gallego, qui a transmis avec passion ses connaissances,

À mes amis et mes entraîneurs sportifs, qui m'ont permis de garder la forme et le moral tout au long des études,

À ma famille, sans qui je ne serai rien et à qui je dois absolument tout.

SOMMAIRE

RÉSUMÉ	6
INTRODUCTION	7
I. THEORIE	9
I.1 GENERALITES SUR L'OREILLE	10
I.2 OREILLE MOYENNE	11
I.3 TESTS D'IMMITANCE (OU IMPEDANCEMETRIE)	19
I.4 SEUIL SUBJECTIF D'INCONFORT ET DYNAMIQUE AUDITIVE	23
I.5 ÉTUDES SUR LA RELATION ENTRE LES SSI ET LES ART	25
II. METHODE	26
II.1 POPULATION ETUDIEE	27
II.2 MATERIEL UTILISE	28
II.3 PROTOCOLE DES TESTS AUDIOLOGIQUES	28
II.4 LIMITES DE L'ETUDE	31
II.5 ANALYSE STATISTIQUE	32
III. RESULTATS	33
III.1 SEUIL SUBJECTIF D'INCONFORT (SSI)	34
III.2 REFLEXE ACOUSTIQUE	36
III.3 CORRELATION ENTRE SSI ET ART	37
IV. DISCUSSION	43
IV.1 SEUIL SUBJECTIF D'INCONFORT (SSI)	44
IV.2 REFLEXE ACOUSTIQUE	44
IV.3 CORRELATION ENTRE SSI ET ART	45
CONCLUSION	48
BIBLIOGRAPHIE	50
ANNEXES	56

RÉSUMÉ

- **But** : L'objectif de ce mémoire est d'objectiver la mesure du seuil d'inconfort (SI) par l'analyse des seuils d'enclenchement des réflexes stapédiens. Le SI est une valeur essentielle lors de la prise en charge d'un patient malentendant et dans le cadre d'une réhabilitation auditive.

Pourtant, ce seuil n'est pas toujours mesuré ou alors il l'est de manière subjective (impliquant un grand nombre de variables). Il est également difficile de réaliser cette mesure subjective sur certains sujets, notamment sur les enfants ou encore sur les personnes atteintes de pathologies neurodégénératives.

- **Protocole** : Au total, 37 patients ont fait l'objet de cette étude, avec un âge moyen de 70 ans. Après une mesure du seuil liminaire, deux mesures des seuils subjectifs d'inconfort (SSI) étaient réalisées pour évaluer l'écart intra-individuel. S'ensuivaient les tests d'imitance avec un tympanogramme puis une mesure des seuils d'enclenchement du réflexe stapédien (ART).
- **Résultats** : On a noté une différence significative intra-individuelle entre les deux mesures de SSI. Le test de corrélation de Pearson n'a montré aucune corrélation entre les SSI et les ART lorsqu'on exprime ces mesures en dB HL. Par contre, si on tient compte de la surdité et qu'on exprime ces deux seuils en dB SL, on trouve des corrélations significatives pour toutes les fréquences.
- **Conclusion** : Dans les cas où il serait impossible de mesurer les SSI, on retiendra qu'il est préférable d'employer les valeurs statistiques de SI plutôt que de réaliser une mesure d'ART et d'extrapoler une valeur de SI.

INTRODUCTION

Afin de procéder à un appareillage auditif optimal, il paraît nécessaire de connaître la dynamique auditive résiduelle d'un patient malentendant. Pour cela, la connaissance du seuil subjectif d'inconfort individualisé – par opposition à un seuil d'inconfort statistique – devient utile.

En effet, bien que certaines méthodes de préréglages utilisent des seuils d'inconfort statistiques, de nombreux auteurs mettent en évidence les écarts interindividuels de ces valeurs et l'importance de les mesurer individuellement (Beattie et al., 1979 ; Dodelé, 1992 ; Anari et al., 1999 ; Jastreboff & Jastreboff, 2004).

Concernant ces seuils statistiques, Bentler & Colley (2001) trouvent une corrélation entre les seuils subjectifs d'inconfort et les seuils de perception (22% de la variance expliquée) uniquement pour les pertes auditives supérieures à 60 dB HL. Keller (2006) a réalisé une étude rétrospective où elle compare les valeurs de SSI de 454 oreilles aux valeurs de Pascoe (1988) ; elle rapporte une différence significative. Les données prédictives de SSI de Pascoe (1988) sont utilisées comme référence dans la plupart des méthodes de préréglages, alors qu'il conclue son étude en informant que les seuils d'inconfort estimés peuvent être 20 dB sous ou surévalués.

Dans un cadre clinique, le seuil d'inconfort propre à chaque individu permet également de différencier la misophonie (trouble neuropsychiatrique caractérisé par de la colère/haine et déclenchées par des sons spécifiques), la phonophobie (trouble psychologique avec une crainte injustifiée des sons) et l'hyperacousie (trouble auditif avec une intolérance à certains sons) (Jastreboff & Jastreboff, 2004).

Malgré l'importance évidente de déterminer ce seuil, sa mesure subjective peut s'avérer difficile à réaliser dans certaines situations, par exemple pour des enfants, mais aussi, pour des patients atteints de pathologies neurodégénératives. D'où l'intérêt d'introduire une mesure objective du seuil d'inconfort, grâce notamment à l'analyse des réflexes stapédiens.

À ce propos, des études concernant le réglage des implants cochléaires ont justement montré une forte corrélation entre le déclenchement électrique du réflexe stapédien (ESRT) et les seuils confortables d'audition (MCL) (Buckler & Overstreet, 2003 ; Walkowiak et al., 2010).

Notre travail essaiera de déterminer si, à partir de la mesure des seuils d'enclenchement du réflexe stapédien, on peut établir une corrélation avec les seuils subjectifs d'inconfort.

Dans un premier temps, nous reviendrons sur différentes notions théoriques telles que l'oreille moyenne, le réflexe stapédien, l'impédancemétrie, le seuil subjectif d'inconfort mais aussi sur les études traitant du sujet.

Dans un second temps, après avoir expliqué le protocole d'étude, nous exposerons nos résultats et poursuivrons avec leur interprétation, avant de conclure.

I.

THÉORIE

I.1 Généralités sur l'oreille

L'oreille se compose de l'appareil de transmission et de l'appareil de perception. Le premier regroupe l'oreille externe et l'oreille moyenne, tandis que le second est assimilé à l'oreille interne.

L'oreille externe est constituée du pavillon, en charge de capter les ondes sonores, et du conduit auditif externe (CAE) conduisant les sons jusqu'au tympan. Dès lors, l'oreille moyenne réalise une adaptation d'impédance acoustique, grâce aux osselets et à la trompe d'Eustache, pour stimuler la fenêtre vestibulaire.

L'oreille interne regroupe la cochlée – l'organe sensoriel de l'audition – et le vestibule et les canaux semi-circulaires, participant tout deux à l'équilibration, conjointement avec la vision et le système proprioceptif.

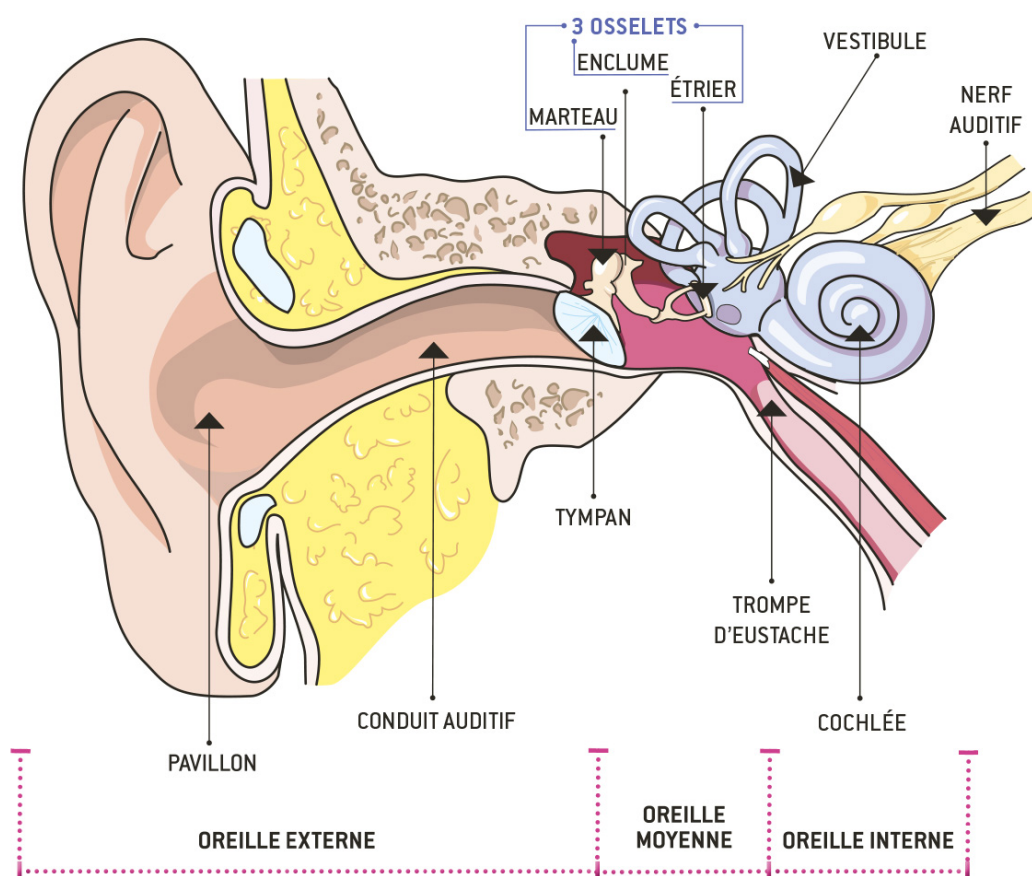
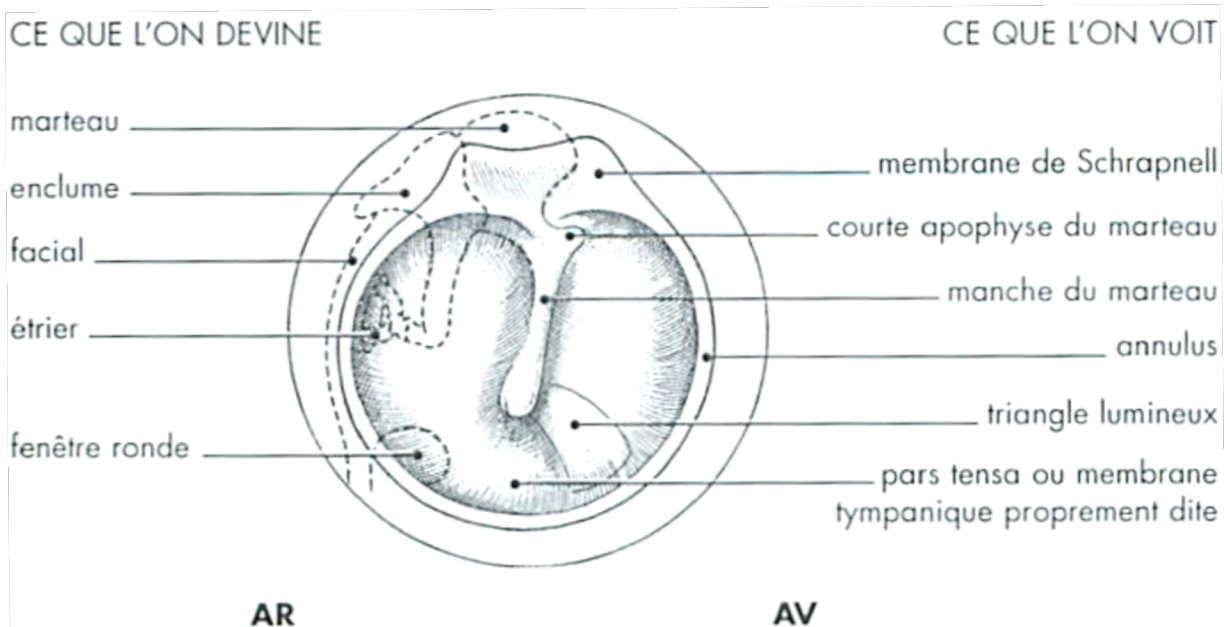


Figure 1 : Schéma de l'oreille
(extrait du site : <http://www.auditionmutualiste.fr/fonctionnement-de-l-oreille>)

I.2 Oreille moyenne

I.2.1 Anatomie

Le tympan



***Figure 2 : Otoscopie normale d'une oreille droite
(extrait du livre « ORL pour le praticien » du Pr. DUBREUIL)***

Situé au fond du conduit auditif, il est la terminaison acoustique de l'oreille externe démarquant ainsi la cavité de l'oreille moyenne. En partie translucide et légèrement nacré, l'observation otoscopique du tympan permet d'entrevoir une section de la chaîne ossiculaire. Dans la partie inférieure, cet examen révèle également la présence d'un triangle lumineux typique de la réflexion lumineuse de l'otoscope.

Le tympan se divise en deux parties : la *pars tensa* et la *pars flaccida*.

La première, la plus vaste, est organisée en trois couches : épithéliale, fibreuse et muqueuse. Elles confèrent au tympan ses caractéristiques de rigidité, de plasticité et d'élasticité, afin de lui attribuer sa capacité vibratile. La seconde, aussi appelée membrane de Schrapnell, est la partie la plus fine et la plus fragile du tympan.

Les osselets

Ce sont les plus petits os du corps humain et forment, avec le tympan, la chaîne tympano-ossiculaire. Modulés entre eux, ils transmettent l'information auditive du tympan jusqu'à la fenêtre ovale, considérée comme la délimitation entre l'oreille moyenne et l'oreille interne.

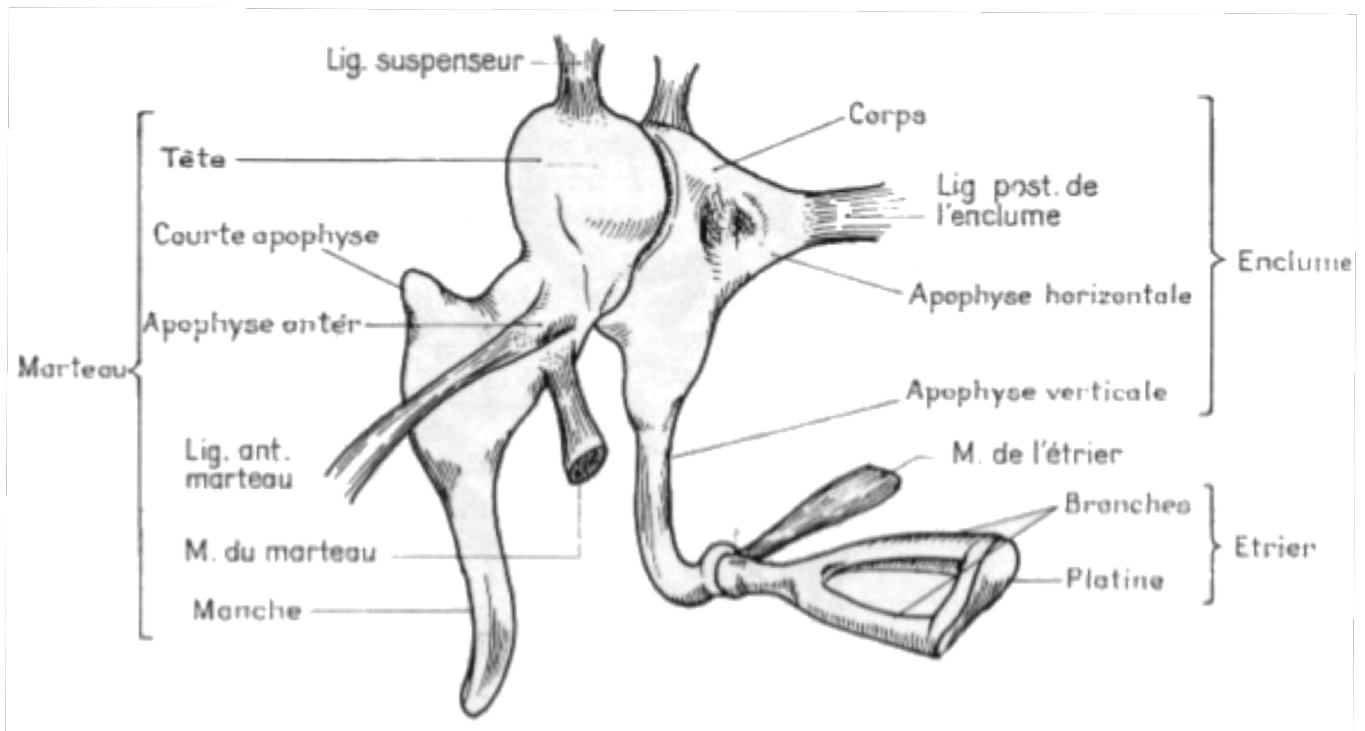


Figure 3 : Schéma de la chaîne ossiculaire
(extrait du site : <http://fr.slideshare.net/DrHSamir/oreille-moyenne-46122164>)

L'osselet le plus extérieur, en forme de marteau (dont il a hérité le nom) est le plus long et le plus observable à l'otoscopie, car il est étroitement ancré dans la membrane tympanique au niveau de l'ombilic. En remontant le manche du marteau se situe la courte apophyse, aussi identifiable à l'otoscopie, puis le col, situé au contact de la pars flaccida et enfin la tête, ronde, possédant une surface articulaire. Cette dernière s'emboîte avec le corps de l'enclume et forme l'articulation incudo-malléaire.

Reliant le marteau à l'étrier, l'enclume (ou *incus*) est l'osselet intermédiaire de la chaîne ossiculaire, mais aussi le plus lourd. À son extrémité, l'apophyse lenticulaire de l'enclume est en contact avec la tête de l'étrier formant l'articulation incudo-stapédienne.

Situé au bout de la chaîne ossiculaire, l'étrier (ou *stapes*) est le plus léger et le plus petit os du corps humain. Sa tête est reliée à deux branches, eux-mêmes assemblées à une platine, donnant ainsi à l'os sa forme d'étrier. Grâce au puissant ligament annulaire, la platine (fine lame en forme d'hélice) vient épouser la fenêtre ovale – membrane identifiée comme étant la base de la rampe vestibulaire – pour former l'articulation stapédo-vestibulaire.

Les principaux muscles

Le muscle de l'étrier (ou muscle stapédien) est innervé par le nerf facial VII. C'est le plus petit muscle du corps humain. Il s'insère au niveau de la tête de l'étrier, l'attirant en arrière lorsqu'il se contracte. En conséquence, il provoque un basculement de la platine de l'étrier dans la fenêtre ovale contribuant à tendre le ligament annulaire et à réduire l'amplitude oscillatoire de l'étrier.

Le muscle du marteau (ou muscle tenseur du tympan) est innervé par une branche du nerf trijumeau V₃.

Il permet en se contractant, d'attirer le manche du marteau vers l'intérieur de la caisse du tympan, enfonçant l'étrier dans la fenêtre ovale et augmentant la tension de la membrane tympanique, afin d'en réduire le mouvement oscillatoire.

I.2.2 Physiologie globale

Le rôle essentiel du tympan est de transformer la pression acoustique d'une onde sonore en vibrations membraneuses, transmises à la chaîne ossiculaire. Articulés entre eux, les osselets délivrent ces vibrations jusqu'à la membrane de la fenêtre ovale. Le système tympano-ossiculaire (STO) permet non seulement la transmission d'une onde sonore, mais également son amplification. En effet, il existe une perte de transmission liée à la différence d'impédance acoustique spécifique de l'oreille moyenne (cavité remplie d'air) et de l'oreille interne (milieu liquidien) : l'impédance acoustique spécifique de l'eau est environ 3 500 fois supérieure à celle de l'air.

En tenant compte de cette variation physique, la pression acoustique du son devrait être amplifié d'environ 35 dB par l'oreille moyenne, si elle agissait comme un transformateur d'impédance idéal (calcul en Annexe 1).

En réalité, trois mécanismes entrent en jeu pour réaliser l'adaptation d'impédance :

- une différence de rapport de surface (= 17,2) entre la surface vibrante du tympan (55 mm^2) et la platine de l'étrier ($3,2 \text{ mm}^2$) (Onerci, 2009)
- l'effet de levier de la chaîne ossiculaire, dû au rapport de longueur entre le marteau et l'enclume (= 1,3) (Onerci, 2009)
- l'effet de levier du tympan, dû à la variation d'incurvation des parois du cône du tympan (= 2,0) (Tonndorf & Khanna, 1970)

En prenant les valeurs de ces auteurs on obtiendrait théoriquement une pression acoustique multipliée par un facteur proche de 45, soit un gain d'environ 33 dB pour l'oreille moyenne.

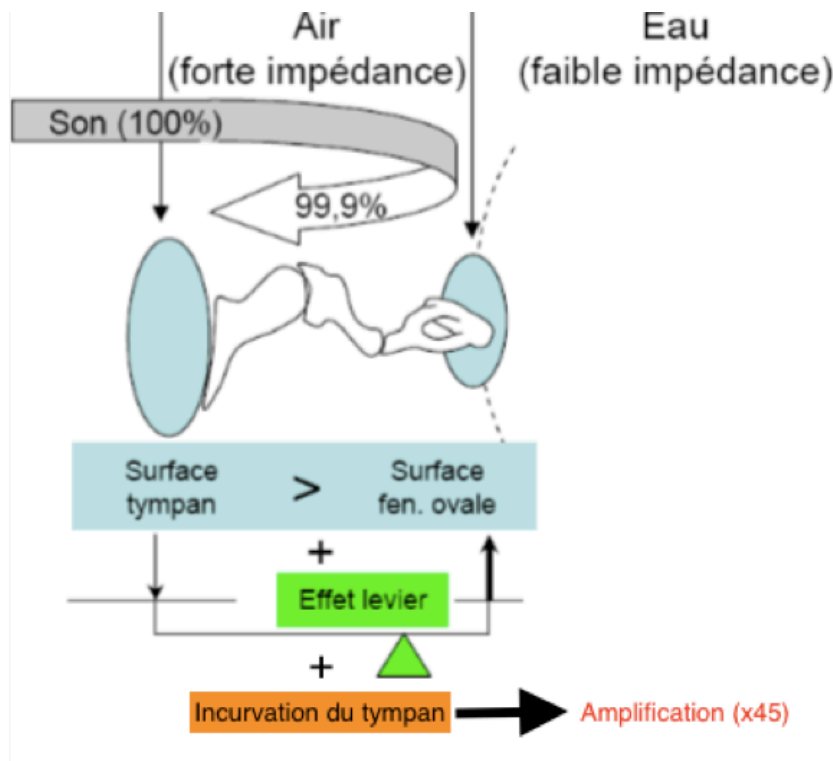


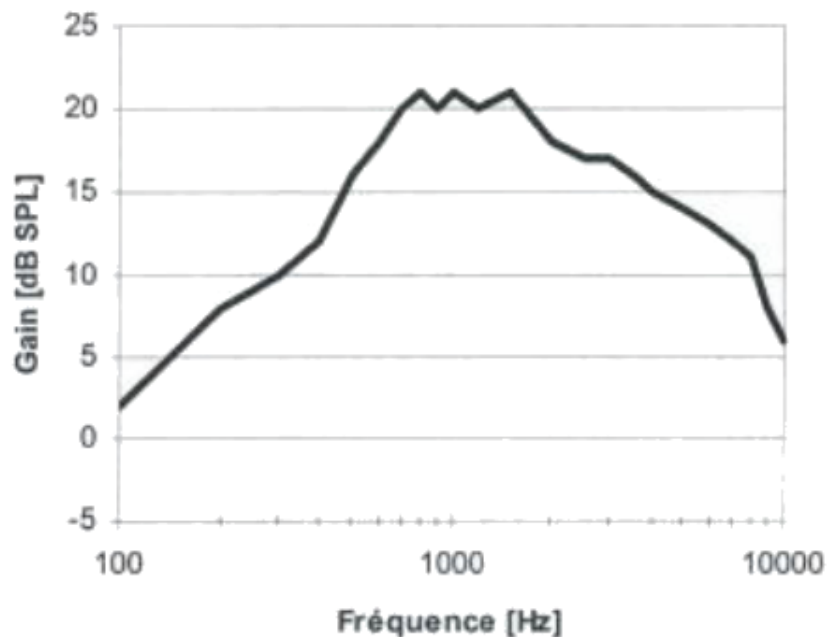
Figure 4 : Adaptation d'impédance de l'oreille moyenne

En outre, ces trois mécanismes dépendent des fréquences du stimulus, rendant leur efficacité variable ; il serait simpliste de réduire l'amplification de l'oreille moyenne à un seul coefficient. En effet, l'impédance d'un système acoustique traduit sa capacité à transmettre une onde sonore et dépend notamment de la masse et de la rigidité du système (Annexe 2). Lorsque la fréquence augmente, les effets de masse s'accroissent tandis que les effets de rigidité diminuent (Legent et al., 2011) :

- aux basses fréquences, c'est le facteur rigidité qui empêche le système d'acquiescer de la vitesse et de grandes amplitudes.
- aux hautes fréquences, c'est la masse qui gêne les vibrations.

Pour une fréquence privilégiée, les effets masse et rigidité s'annulent, donnant au système les meilleures conditions de vibration : c'est la fréquence de résonance. Selon les auteurs, elle se situe entre 800 et 1200 Hz (Legent, et al., 2011) ou entre 800 et 2000 Hz (Dulguerov & Remacle, 2005), pour une oreille normale.

Ainsi, une fonction de transfert de l'oreille moyenne a été établie à partir d'oreilles de cadavres humains (Puria et al., 1997) :



***Figure 5 : Fonction de transfert de l'oreille moyenne
extrait d'après Puria et al. (1997)***

Ces valeurs mesurées sont assez éloignées de l'amplification théorique en raison d'autres phénomènes, synonymes de déperdition d'énergie acoustique :

- les processus de distorsions de l'oreille moyenne (Dulguerov & Remacle, 2005)
tels que :
 - les frottements liés aux différentes articulations
 - la déformation des ligaments suspendant les osselets
 - l'énergie acoustique transmise à l'os temporal
- la réflexion de l'onde sonore sur la membrane tympanique (Moller, 2006)
- la mobilité des différents ensembles de fibres de la *lamina propria* (couche fibreuse de la *pars tensa*) (Tonndorf & Khanna, 1970)
- l'influence de perforations tympaniques (Tonndorf & Khanna, 1970)

- au-delà de 1 kHz, la vibration de la membrane tympanique a une forme relativement compliquée, induisant des mouvements de phases opposées (Dulguerov & Remacle, 2005)
- une différence de pression entre le milieu extérieur et la cavité tympanique (Tonndorf & Khanna, 1970)

I.2.3 Physiologie spécifique du réflexe acoustique

Une stimulation sonore intense provoque le réflexe acoustique : c'est la contraction réflexe bilatérale des muscles de l'oreille moyenne. Dans la littérature scientifique, on s'accorde sur une intensité sonore de 80 – 85 dB HL pour déclencher ce réflexe. Chez l'Homme, on assimile généralement le réflexe acoustique à la contraction du muscle de l'étrier car, même s'il semble agir en synergie, le rôle du muscle du marteau est moins important dans le réflexe acoustique, on parle d'ailleurs de réflexe stapédien (Veuillet, 2016). Pour Moller (2012), le muscle tenseur du tympan n'interviendrait pas du tout dans le réflexe acoustique de l'Homme¹.

La contraction de ces muscles a pour objectif de limiter la mobilité de l'étrier et de rigidifier l'ensemble tympano-ossiculaire, bloquant ainsi le processus naturel de propagation de l'onde sonore. Ce réflexe agit comme un système de contrôle, de manière à diminuer la pression acoustique de la fenêtre ovale par rapport à celle de la membrane tympanique : l'oreille interne est protégée des sons forts.

¹ Le muscle du marteau peut être stimulé avec un jet d'air sur la cornée. Bien qu'il ait fait l'objet de peu d'études, le muscle du marteau modifie directement la compliance tympanique et il pourrait protéger, par anticipation, l'oreille avant la vocalisation, comme le fait le muscle stapédien (Moller, 2006 ; Veuillet, 2016).

Une fois le seuil d'enclenchement atteint, l'amplitude du réflexe stapédien (RS) augmente progressivement au cours de la stimulation, avec une atténuation maximale du stimulus pouvant atteindre 20 dB (Legent, et al., 2011).

Pour les sons de 0,5 ou 1 kHz, l'amplitude de la contraction du RS reste quasi constante et aussi longtemps que dure le stimulus. Or, pour un son de 4 kHz, la réponse se dégrade au bout de 15 – 20 s et, pour cela, on parle de réflexe fatigable (Association Neuroreille, 2009 ; Legent et al., 2011).

L'impédance mécanique de l'oreille moyenne ne dépend de la rigidité que pour des fréquences inférieures à 4 kHz (Loth, 1997). On peut donc affirmer que le réflexe acoustique a un rôle protecteur uniquement pour les fréquences inférieures à 4 kHz. Ce constat est expliqué en Annexe 2 par l'augmentation de la rigidité du système masse-ressort. Il réduit donc l'effet de masque² et améliore la discrimination des sons aigus (Bacon, 2013).

L'arc réflexe mis en jeu est constitué d'une voie afférente acoustique stimulée et d'une voie faciale effectrice. Le réflexe stapédien est binaural, mais la réponse est légèrement plus forte et son seuil plus bas dans l'oreille ipsilatérale que dans l'oreille controlatérale (Moller, 2006). On peut ainsi utiliser les tests de RS pour dépister, ou confirmer – conjointement avec d'autres tests cliniques – la présence de troubles pathologiques, comme une atteinte rétrocochléaire, une lésion du tronc cérébral, une neuropathie, une paralysie faciale...

² La perception de certaines fréquences empêche la perception d'autres composantes. Ainsi, plus leur niveau d'intensité sonore sera important, plus les graves masqueront les aigus (Association Neuroreille, 2009).

Lors de l'arc réflexe, la contraction du muscle stapédien subit une latence, inversement proportionnelle à l'intensité sonore, allant de 25 à 100 ms, et souffre d'une réponse réduite après la prise de sédatifs et d'alcool (Moller, 2006). En outre, le muscle stapédien peut s'activer par d'autres moyens qu'en réponse à des stimulations sonores : quelques individus peuvent volontairement contracter ce muscle (Moller, 2006 ; Veuillet, 2016).

Selon Moller (2006), l'absence du réflexe acoustique peut également être responsable d'une croissance anormale de la sonie au-delà de 85 dB HL (valeur moyenne du seuil d'enclenchement stapédien). Par ailleurs, il faut préciser que l'absence de RS chez un sujet n'est pas nécessairement significative de surdité prononcée ou de cophose. Des mécanismes neurologiques, ou de conduction, peuvent empêcher son apparition. Et même s'il n'existe aucune anomalie de transmission décelable à l'otoscopie, au tympanogramme, ou d'explication par l'anamnèse, le RS peut être absent. À l'inverse, il est possible d'obtenir des RS même en cas de surdité sévère (Phillon & Lescouflair, 1977).

I.3 Tests d'immitance (ou impédancemétrie)

L'objectif principal des tests d'immitance est d'évaluer la faculté transmissionnelle de l'oreille moyenne et, le cas échéant, de définir ses déficiences.

En audiologie clinique, l'impédancemétrie évalue l'admittance d'un STO ; cette grandeur correspond à la mobilité du système (soit à l'inverse de l'impédance).

Les unités d'admittance sont exprimées en Siemens (depuis 1971) mais sur les impédancemètres, on retrouve l'ancienne nomenclature : les millimhos *mmho*.

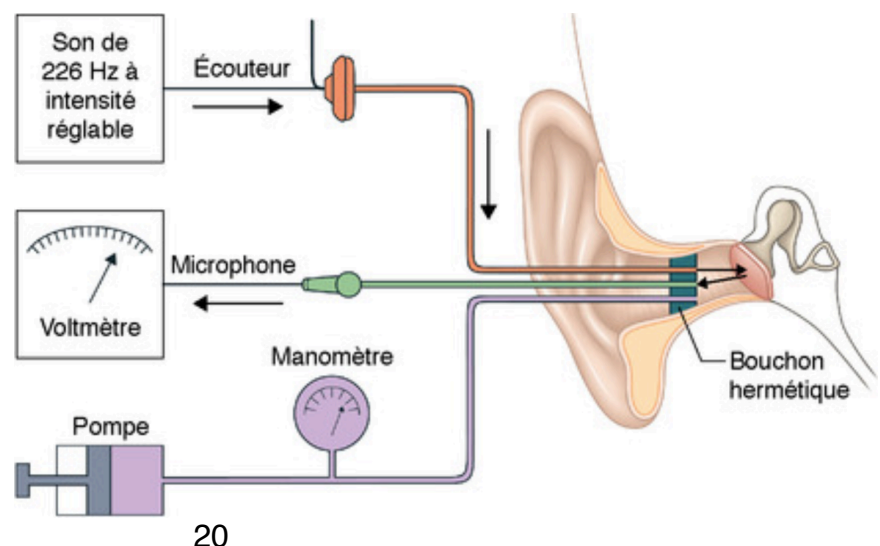
Le mho est l'inverse du ohm (unité de l'impédance électrique).

L'impédancemétrie repose sur ce principe : la différence de pression acoustique, entre celle envoyée par un écouteur et celle recueillie par un microphone, dépend de l'impédance de l'oreille moyenne. Il est ainsi possible d'évaluer la quantité d'énergie sonore absorbée par le STO et d'en déduire son admittance (Bacon, 2013). Ces tests objectifs sont réalisés grâce à un impédancemètre, constitué de trois composants, respectivement associés à chacun des trois tubes d'une sonde :

- 1^{er} composant : il s'agit d'un générateur connecté à un écouteur, émettant un stimulus de 226 Hz avec une intensité pouvant varier.
- le 2^{ème} composant : un microphone évaluant la pression acoustique. Sur le tympan, comme sur toute autre interface, une partie du son incident est transmise à l'oreille moyenne tandis que l'autre partie est réfléchiée, captée par le microphone, puis quantifiée par un voltmètre.
- le 3^{ème} tube est relié à une pompe grâce à laquelle on peut faire varier la pression du CAE. Elle permet de déformer artificiellement la membrane tympanique et donc de modifier sa rigidité.

La sonde est insérée dans le CAE du patient et son extrémité supporte un embout (il en existe plusieurs, selon la taille du CAE) pour permettre une parfaite étanchéité.

Figure 6 :
Schéma d'un impédancemètre
(tiré d'audiologie pratique –
Legent et al., 2011)



I.3.1 Tympanométrie

La tympanométrie permet d'évaluer la mécanique tympano-ossiculaire et l'état de l'oreille moyenne. Mais c'est aussi un prérequis pour la mesure du RS. Un tympan intègre est nécessaire pour réaliser la tympanométrie : si l'examen otoscopique révèle un tympan perforé, le test est inutile.

L'admittance maximale de l'énergie acoustique – le point pour lequel un maximum d'énergie acoustique pénètre dans l'oreille moyenne – correspond à l'instant où la mobilité de l'oreille moyenne est à son maximum. Ceci n'arrive que pour des valeurs de pression égales de part et d'autre de la membrane du tympan, et lorsque les muscles de l'oreille moyenne sont au repos ; cette pression est nommée TPP.

Le tympanogramme sert à dépister, ou à confirmer, certains troubles de l'audition chez le patient. Une classification a d'ailleurs été proposée par Jerger, en 1972 (Annexe 3).

Le principe de la tympanométrie consiste à générer la tonale de sonde dans le CAE, dont le méat est obturé, et à évaluer la quantité d'énergie sonore absorbée par la membrane tympanique, soumise à différentes conditions de pression (de - 400 à + 200 daPa). En pratique, la tonale de sonde utilisée en clinique est une fréquence de 226 Hz, qui permet de bien étudier le facteur d'élasticité du tympan (à cette fréquence, on peut confondre l'admittance et la compliance – qui traduit l'élasticité d'un système – car les basses fréquences sont surtout influencées par le facteur rigidité du système masse-ressort).

I.3.2 Seuil d'enclenchement du réflexe stapédien (ART : Acoustic Reflex Threshold)

L'impédancemètre génère dans le CAE une pression égale à celle du pic de la courbe tympanométrique (TPP). Puis, selon la méthode, le signal sonore sera appliqué soit à l'oreille controlatérale, soit à l'oreille ipsilatérale (côté sonde).

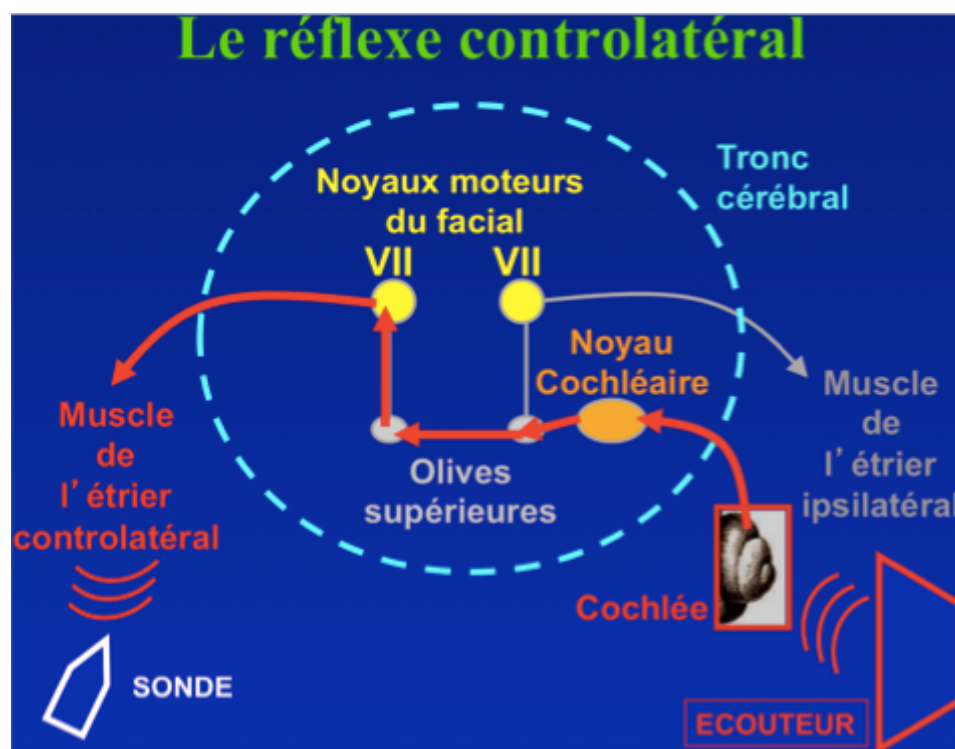


Figure 7 : Schématisation de l'arc réflexe controlatéral
(extrait du site : manconir.free.fr – Dr CHEVAILLIER G.)

Le réflexe acoustique est évalué en mesurant les changements d'admittance acoustique causés par les différents stimuli testés.

Lorsque le muscle stapédien se contracte, la tension du STO augmente la rigidité de l'oreille moyenne, ce qui perturbe grandement le transit d'énergie acoustique à travers l'oreille moyenne. Le microphone de la sonde peut alors détecter ces changements, en mesurant l'augmentation d'énergie acoustique résiduelle du CAE.

Chaque RS est caractérisé par une déviation de la courbe par rapport aux valeurs de base (égales à la meilleure admittance), lorsque le CAE est soumis à une TPP (égale à 0 si aucune crête n'est détectée à l'examen tympanométrique).

On considère en général qu'un réflexe acoustique a été provoqué chez le patient lorsque des déviations de 0,02 mmho ou plus sont détectées, et que ces réflexes augmentent de façon régulière et linéaire, c'est-à-dire que des déflexions plus importantes sont constatées lorsque l'intensité des stimuli augmente (GN Otometrics, 2012).

Le seuil d'enclenchement du réflexe acoustique (ART) correspond au niveau le plus faible pour lequel un RS peut être mesuré. L'ART est fortement dépendant du stimulus en question ; on constate par exemple que les RS provoqués par du bruit à bande large, ont un seuil inférieur de 15 à 20 dB environ, par rapport à des tonalités pures. Pour des sons purs, on peut de même relever des différences d'enclenchement selon la fréquence du signal, y compris chez le normo-entendant. Une différence de configuration d'intégrité du RS, entre l'oreille ipsilatérale et controlatérale, peut orienter le clinicien vers certaines lésions et déterminer l'emplacement de celles-ci.

I.4 Seuil subjectif d'inconfort et dynamique auditive

Dans la littérature, il existe plusieurs appellations du seuil d'inconfort mais elles ne correspondent pas toutes aux mêmes niveaux d'inconfort. Pour ce mémoire, nous parlerons de seuil subjectif d'inconfort tel que le décrit Renard dans son interview de 2008, et qui peut être assimilé à l'inconfort initial ressenti par un patient.

Voici la proportion des moyennes de SSI (normes HAIC : 0,5 – 1 – 2 kHz) sur un échantillon de 31 271 oreilles, toutes pertes confondues (Dodelé, 1992) :

dB HL	≤ 100	101 à 110	111 à 120	121 à 130	> 130
Moyenne	5%	17%	45%	25%	8%

Figure 8 : Proportion moyenne de SSI, sur un échantillon de 31 271 oreilles (Dodelé, 1992)

En complétant l'audiogramme tonal liminaire par la mesure du SSI, nous obtenons une image de la dynamique résiduelle individuelle, qui nous permettra d'exploiter au mieux cette surface de travail lors de la réhabilitation auditive, et de manière personnalisée.

Cette donnée est aussi utilisée comme un paramètre de calcul du gain prothétique dans des méthodes d'appareillage (Annexe 4) et elle nous permet de régler la limitation du niveau de sortie (MPO), pour que l'aide de correction auditive soit parfaitement tolérée par son utilisateur.

Par ailleurs, ce seuil aide au diagnostic différentiel de la phonophobie, de l'hyperacousie et de la misophonie (Jastreboff & Jastreboff, 2004).

Comme son nom l'indique, la mesure du SSI fait intervenir un grand nombre de paramètres et une quantité de subjectivité, non négligeable :

- le sujet testé : mode de vie, état de fatigue, personnalité (introverti / extraverti), interprétation des consignes, état psychique et physique
- le sujet testeur : les consignes données, l'interprétation des réactions du patient, la technique de mesure et de présentation du stimulus...

I.5 Études sur la relation entre les SSI et les ART

Il existe un grand débat pour déterminer la présence d'une relation entre les ART et les SSI. Comme les deux mesures sont supraliminaires, il est possible d'envisager une telle relation. Cependant, en raison de différence importante dans la méthodologie d'évaluation des ART et des SSI, les recherches n'ont pas permises de définir précisément le lien. Au final, autant d'études ont suggéré l'existence que l'absence d'une relation entre ces deux seuils et, à l'heure actuelle, la corrélation est encore incertaine.

Études en faveur d'une corrélation

Certaines études décrivent une relation entre les SSI et les ART (Stephens et al., 1977 ; Gorga et al., 1980 ; Kawase et al., 1998 ; Al-Azazi & Othman, 2000). Par exemple, pour McLeod & Greenberg (1979), en testant les fréquences 1 et 2 kHz et un signal de parole, la différence entre les SSI et les ART vaut +/- 10 dB.

Pour McCandless & Miller (1972), la relation est valable pour des seuils de perception inférieurs à 70 dB : elle est de l'ordre de 6 dB en moyenne. Il recommande d'ailleurs de prendre les ART pour régler les MPO.

Études en faveur d'une absence de corrélation

Une autre partie de la littérature scientifique ayant étudié le sujet, détermine qu'il n'existe aucune corrélation entre les SSI et les ART (Margolis & Popelka, 1975 ; Denenberg & Altshuler, 1976 ; Charuhas et al., 1978 ; Ritter et al., 1978 ; Morgan et al., 1979 ; Anari et al., 1999 ; Baraldi Knobel & Ganz Sanchez, 2006).

II.

MÉTHODE

II.1 Population étudiée

Le recrutement des sujets s'effectuait sur la base du volontariat.

Les critères d'exclusion étaient : une opération de l'oreille moyenne, une perforation tympanique, une cophose, une paralysie du nerf facial VII ou une surdité de transmission (en raison d'une forte absence de RS) :

0	1-5 dB	6-10 dB	11-15 dB	16-20 dB	21-25 dB	26-30 dB	> 30 dB
5 %	9 %	23 %	29 %	43 %	54 %	68 %	94 %

Figure 9 : Pourcentage de RS absents en fonction du rinne audiométrique (Lutman, 1984)

Au total, 37 patients ont été examinés et 72 oreilles ont été rigoureusement testées.

Cette population est composée de 15 femmes et 22 hommes, avec un âge moyen de 70 ans et dont les audiogrammes tonals moyens sont représentés en figure 10 (les barres d'erreur correspondent aux erreurs standard). La proportion de sévérité des pertes auditives (norme BIAP) figure en Annexe 5.

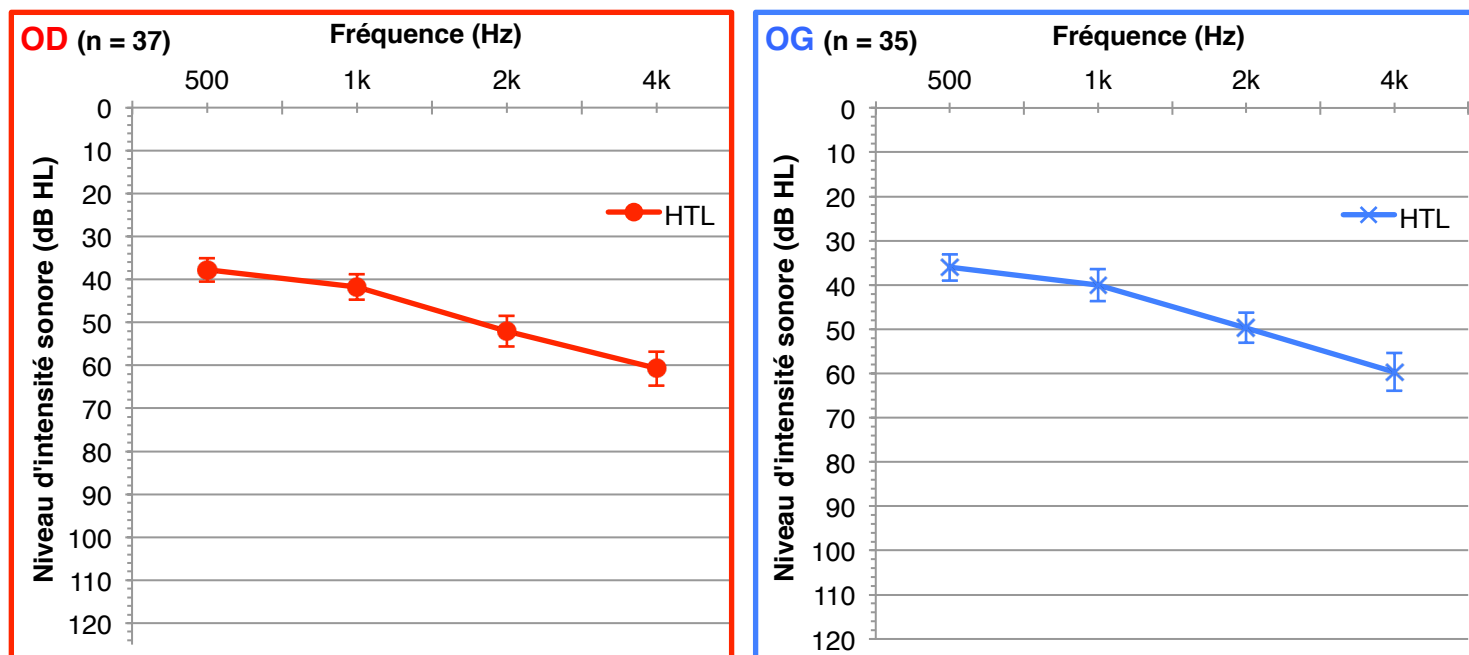


Figure 10 : Audiogrammes tonals moyens (norme BIAP) de la population étudiée

II.2 Matériel utilisé

Les tests ont été réalisés dans une cabine insonorisée respectant les normes fixées par l'article D4361-19 du Code de la santé publique.

L'ensemble du matériel était désinfecté entre chaque passation de tests :

- casque audiométrique : TDH-39 (Telephonics Corporation)
- audiomètre : MADSEN Astera² (GN Otometrics)
- impédancemètre : MADSEN Otoflex 100 (GN Otometrics) avec différentes tailles d'embouts

D'après Benoît Roy, il semblerait que, dans le cadre d'une adaptation prothétique, il soit tout à fait légal d'utiliser ce matériel par un audioprothésiste, y compris l'impédancemètre.

II.3 Protocole des tests audiolologiques

II.3.1 Audiométrie tonale liminaire

Elle détermine le seuil de perception (appelé aussi seuil d'audibilité, ou seuil liminaire) des sons purs, en conduction aérienne. Elle fait suite à l'anamnèse et à l'otoscopie, dont le but est de déterminer la meilleure oreille, de vérifier les critères d'exclusion, la présence d'une pathologie/opération, le bon aspect du tympan...

Consignes : On commence par la meilleure oreille (historique ou anamnèse). « Dès que vous entendez un son, vous appuyez sur le bouton poussoir, même si le son vous paraît très faible ».

Fréquences testées : Pour éviter le phénomène de rémanence cochléaire, on teste les fréquences dans cet ordre : 1 – 4 – 2 – 1 – 0,5 kHz.

Intensité : Le stimulus est un son pur pulsé et l'incrément choisit est 2 dB HL. On commence par faire reconnaître la hauteur à un niveau d'intensité sonore confortable (d'après l'historique ou l'anamnèse) puis on diminue cette intensité jusqu'à la disparition de la perception. On réaugmente l'intensité pour retrouver la perception auditive et on confirme le seuil avec la méthode « 2 top – 2 down ».

II.3.2 Seuil subjectif d'inconfort (SSI)

Pour estimer les premiers signes de désagrément ressentis par le patient, nous avons utilisé la méthode décrite par Renard (2008). Elle a pour objectif de réduire la part de subjectivité du patient mais celle du testeur réside toujours.

Par ailleurs, afin d'observer un éventuel écart intra-individuel, nous avons décidé de réaliser deux fois cette mesure.

Consignes : « Vous allez entendre les mêmes sons mais beaucoup plus fort, pour vérifier si vous entendez bien. La perception sera très forte mais non douloureuse ».

Fréquences testées : 1 – 2 – 4 – 0,5 kHz.

Intensité : On commence par un niveau d'intensité sonore situé entre 60 et 100 dB HL (ce niveau de départ est fonction du niveau des seuils de perception et/ou de la suspicion de recrutement). Puis on augmente progressivement (environ 6 dB/s) le son pur pulsé, par pas de 2 dB, et on s'arrête à la moindre réaction d'inconfort (verbale ou physique).

Pour les SSI supérieurs à 120 dB HL (sortie maximale du transducteur), nous avons choisi de noter la valeur de 125 dB HL. Cela reste une appréciation arbitraire puisque les SSI peuvent être supérieurs à 130 dB HL dans 8 % des cas (Dodelé, 1992).

II.3.3 Tympanométrie

Avant d'effectuer une mesure de seuil d'enclenchement du réflexe stapédien, il est impératif d'effectuer une tympanométrie. Il faut prévenir le patient qu'il ressentira un léger effet de succion au niveau du tympan.

Cette mesure était réalisée automatiquement avec un signal sonore de 226 Hz et une variation de pression allant de + 200 à - 400 daPa. Les données communiquées sont les suivantes : l'admittance statique AS (admittance acoustique maximale), la pression à laquelle on obtient ce pic d'admittance (TPP), le volume équivalent du conduit auditif, la largeur tympanométrique (largeur de pression à laquelle on obtient AS/2) et enfin le type de tympanogramme, selon Jerger (Annexes 4 & 5).

II.3.4 Seuil d'enclenchement du réflexe stapédien (ART)

Pour une raison technique, nous avons retenu la méthode ipsilatérale pour la totalité de l'étude. Il est possible d'effectuer cette recherche de manière manuelle, mais nous avons souhaité nous fier à la recherche automatique de l'impédancemètre :

Fréquences testées : L'impédancemètre teste dans l'ordre 1 – 2 – 4 – 0,5 kHz.

Intensité : L'impédancemètre procède par encadrement, en commençant par un niveau d'intensité sonore de 80 dB HL :

- si l'impédancemètre détecte un RS, il diminue le niveau d'intensité sonore par pas de 5 dB HL, jusqu'à la disparition du RS
- si l'impédancemètre ne détecte pas de RS (ou si il vient de disparaître après avoir diminué l'intensité), il va (ré)augmenter le niveau d'intensité sonore par pas de 5 dB HL jusqu'à (ré)obtenir un RS. Pour confirmer un seuil, il vérifiera que le RS est toujours présent 5 dB HL au-dessus de ce seuil.

II.3.5 Risques des examens audiolologiques

Deux risques sont à prendre lors de la réalisation d'examens audiolologiques (Legent et al., 2011) :

- le traumatisme sonore : lorsque de fortes intensités sont émises dans l'oreille. Cela peut être le cas lors de la mesure du seuil subjectif d'inconfort ou lors de la recherche des réflexes stapédiens. Des cas de surdité, d'acouphènes intolérables et d'intolérance aux bruits ont été rapportés.

Certaines études ont démontré que le simple fait d'atteindre le seuil d'inconfort peut provoquer un traumatisme sonore temporaire TTS (Dodelé, 1992).

- le barotraumatisme : lors d'une mesure tympanométrique. Des cas de fistule périlymphatique ont même été constatés.

II.4 Limites de l'étude

- La part de subjectivité du clinicien et du sujet testé.
- L'absence d'enfants dans la population étudiée.
- L'absence de réflexe stapédien pour une partie de la population.
- Le niveau de sortie maximal des transducteurs (120 dB HL pour l'audiomètre et 105 dB HL pour l'impédancemètre).
- La précision de mesure du matériel.
- Les interférences pour la mesure des ART (flux vasculaire, trompe d'Eustache...).
- L'absence d'audiométrie en conduction osseuse, qui aurait certifié l'absence d'un problème transmissionnel (en plus de l'anamnèse et de l'otoscopie).

II.5 Analyse statistique

Nous avons utilisé le logiciel XLSTAT pour analyser nos données et appliquer les tests statistiques. Les barres d'erreur correspondent aux erreurs standard.

Le test Z de l'écart réduit unilatéral nous a permis de déterminer :

- si les 2^{èmes} mesures de SSI étaient supérieures aux 1^{ères} mesures de SSI
- si les mesures de SSI étaient supérieures aux mesures d'ART

La valeur p-value détermine si ces différences sont significatives.

Pour évaluer la corrélation entre les SSI et les ART, nous avons utilisé le test de corrélation de Pearson. En plus d'une analyse en dB HL, nous avons souhaité étudier l'allure de ces variables en dB SL, comme l'avait fait Charuhas et al. (1978).

Dès qu'il y avait une absence de RS pour un sujet, nous avons appliqué une suppression par paires, c'est à dire que la valeur du SSI pour ce sujet a été retirée.

On se retrouve ainsi avec une valeur d'échantillon n qui varie selon les fréquences.

- Le coefficient de corrélation R constitue une mesure du degré de liaison linéaire entre deux variables. La mesure est normalisée et définie entre : $-1 \leq R \leq +1$.
 - Si $R = +1$: la liaison entre les deux variables est linéaire, positive et parfaite (c'est à dire que la connaissance d'une variable nous fournit la valeur de l'autre variable).
 - Si $R = -1$: la liaison entre les deux variables est linéaire, négative et parfaite.
- Le coefficient de détermination R^2 s'interprète comme la proportion de variance d'une variable linéairement expliquée par l'autre variable.
- La valeur p-value associée au R^2 indique si la corrélation est significative ou non.

III.

RÉSULTATS

III.1 Seuil subjectif d'inconfort (SSI)

Pour 45/576 mesures de SSI, la limite du transducteur (120 dB HL) a été atteinte, soit dans 7,8% des cas, et surtout pour la fréquence 4 kHz.

Voici le tableau des différences mesurées intra-individuelles :

Différence SSI n°2 - SSI n°1 (dB)	< - 4	- 4	- 2	0	+ 2	+ 4	+ 6	+ 8	+ 10	> + 10
Nombre (n= 288)	26	15	22	81	38	25	30	21	17	13
Pourcentage	9,0%	5,2%	7,6%	28,1%	13,2%	8,7%	10,4%	7,3%	5,9%	4,5%
Pourcentage cumulée	9,0%	14,2%	21,9%	50,0%	63,2%	71,9%	82,3%	89,6%	95,5%	100,0%

La figure 11 représente les SSI mesurés successivement deux fois ainsi que la moyenne de ces deux mesures. Nous trouvons que les 2^{èmes} mesures sont significativement supérieures aux 1^{ères} mesures de SSI (détails en Annexe 6).

Au vu de ces différences intra-individuelles et, comme le suggère Dodelé (1992) en préconisant plusieurs « passages », la moyenne des deux mesures de SSI a été sélectionnée comme référence pour la suite de l'étude.

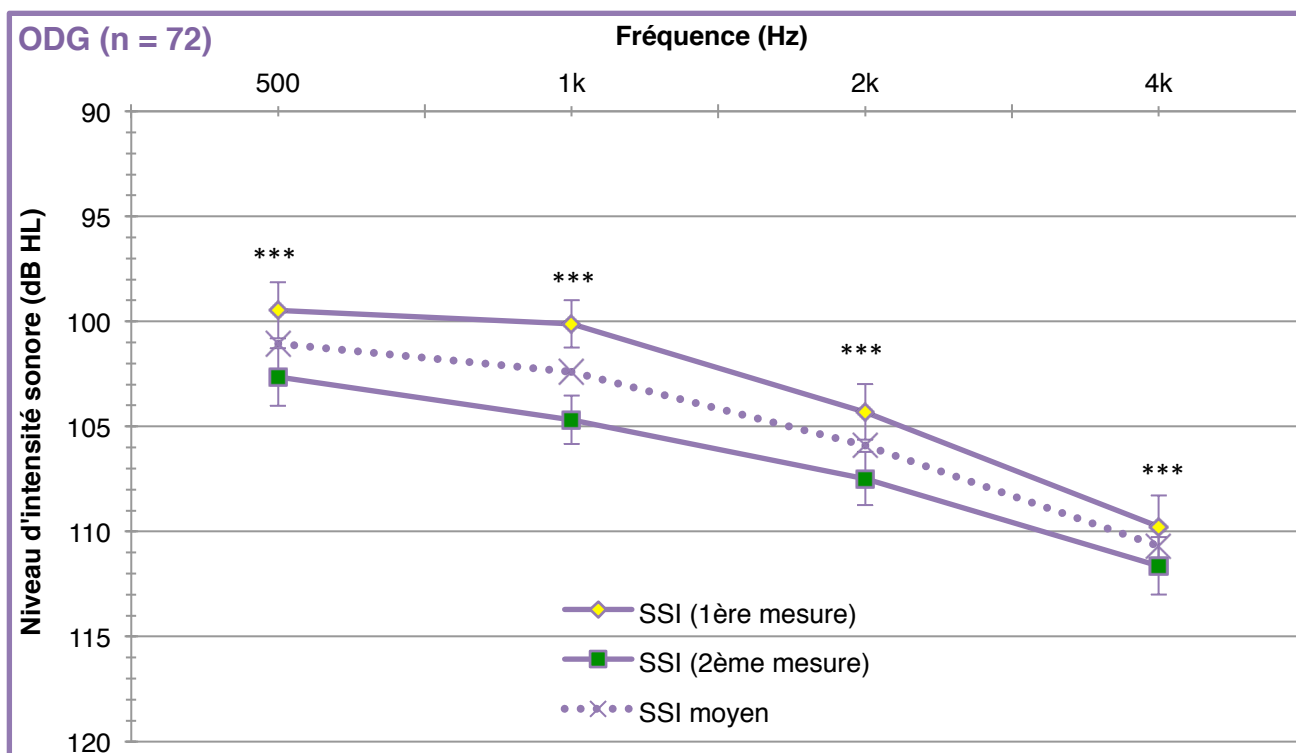


Figure 11 : Comparaison entre les moyennes appariées de deux SSI

La figure 12 représente la proportion de SSI en fonction de la population étudiée. À l'exception de la fréquence 4 kHz on constate, pour les deux oreilles, qu'une majorité de SSI se situe dans la tranche d'intensité sonore 101 – 110 dB HL :

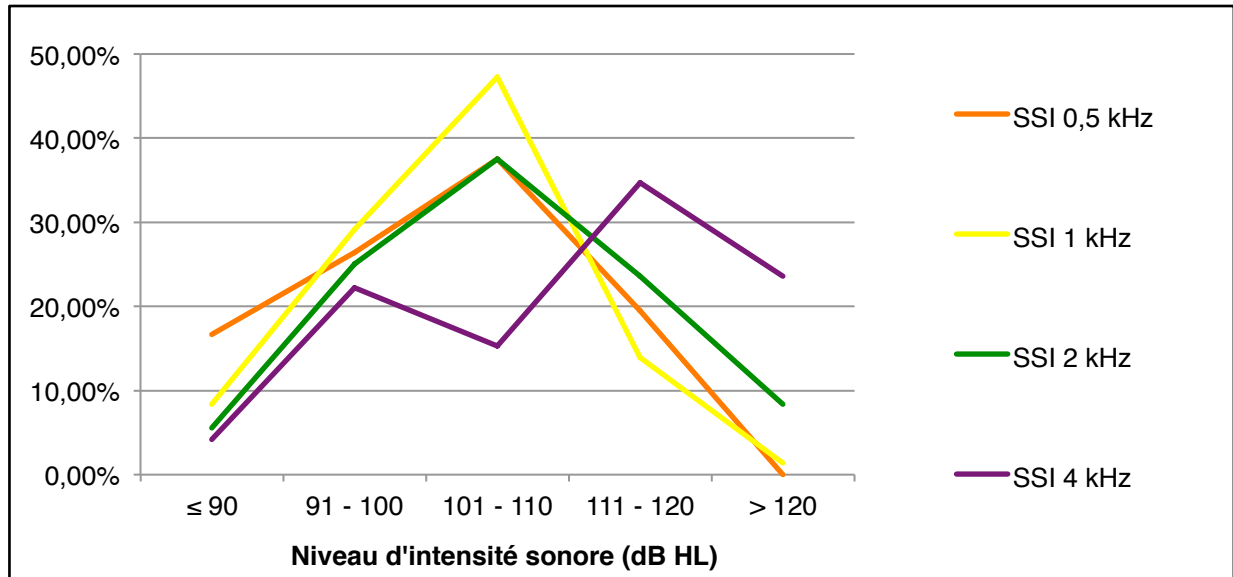


Figure 12 : Proportion de SSI en fonction de la population étudiée (n = 72)

La figure 13 tient compte de la sévérité des pertes auditives en exprimant les SSI en dB SL, ce qui revient à calculer la dynamique auditive. On observe un pic pour la plage d'intensité sonore 41 – 60 dB SL, sauf pour 500 Hz où la dynamique auditive résiduelle est généralement plus importante.

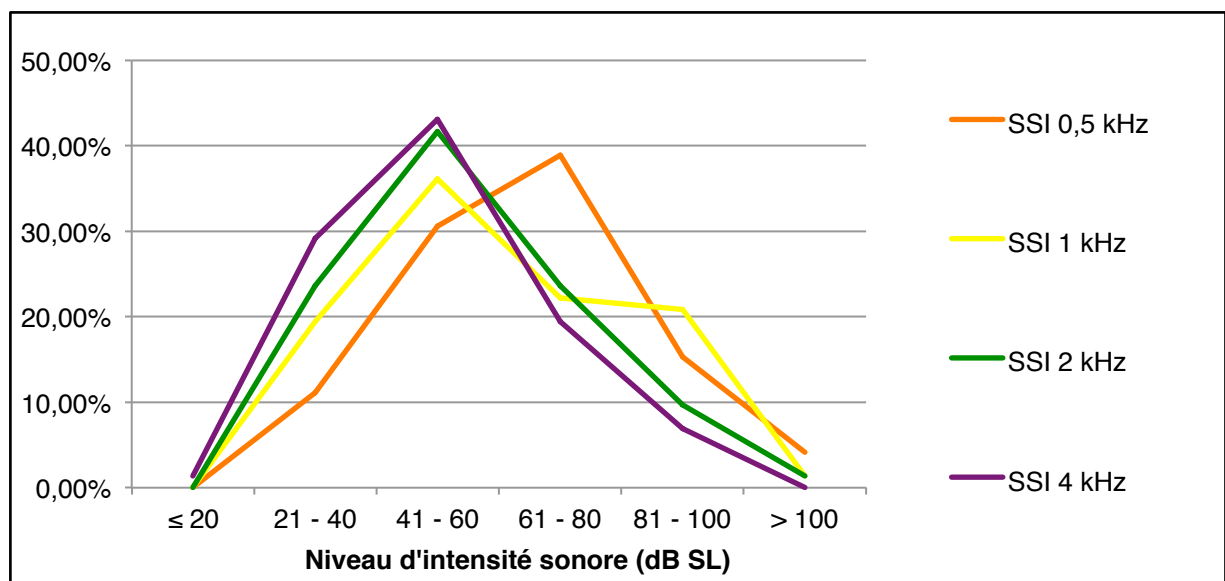


Figure 13 : Proportion de la dynamique auditive en fonction la population étudiée (n = 72)

III.2 Réflexe acoustique

La figure 14 représente la proportion de RS absent pour la population étudiée (ODG). Comme il l'a déjà été évoqué, les réflexes stapédiens sont inexistantes pour une partie de la population, même chez des sujets normo-entendants.

L'impédancemètre ayant pour limite 105 dB HL, il a été considéré qu'au-delà de ce seuil, le RS était absent.

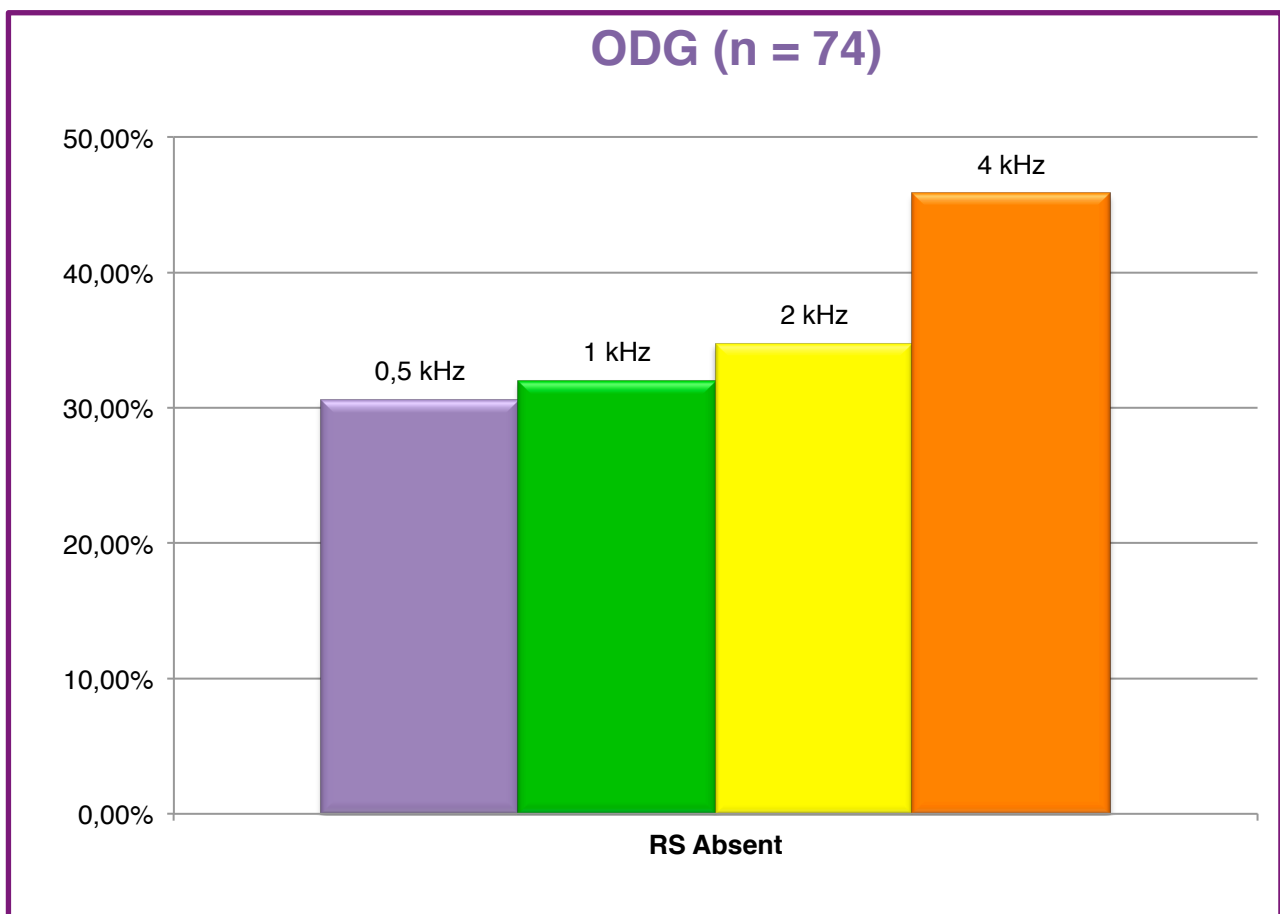


Figure 14 : Proportion de RS absents en fonction des fréquences

III.3 Corrélation entre SSI et ART

III.3.1 SSI et ART exprimés en dB HL

La figure 15 représente l'audiogramme tonal ODG sur lequel apparaissent les seuils de perception (HTL), les ART et les SSI, en dB HL.

Alors que les HTL augmentent au fur et à mesure que la fréquence augmente, les SSI augmentent également mais de manière moindre et les moyennes des seuils de déclenchement des réflexes stapédiens restent stables autour de 93 dB HL pour les deux oreilles.

Dans tous les cas on peut affirmer que les SSI sont significativement supérieurs aux ART (détails en Annexe 7).

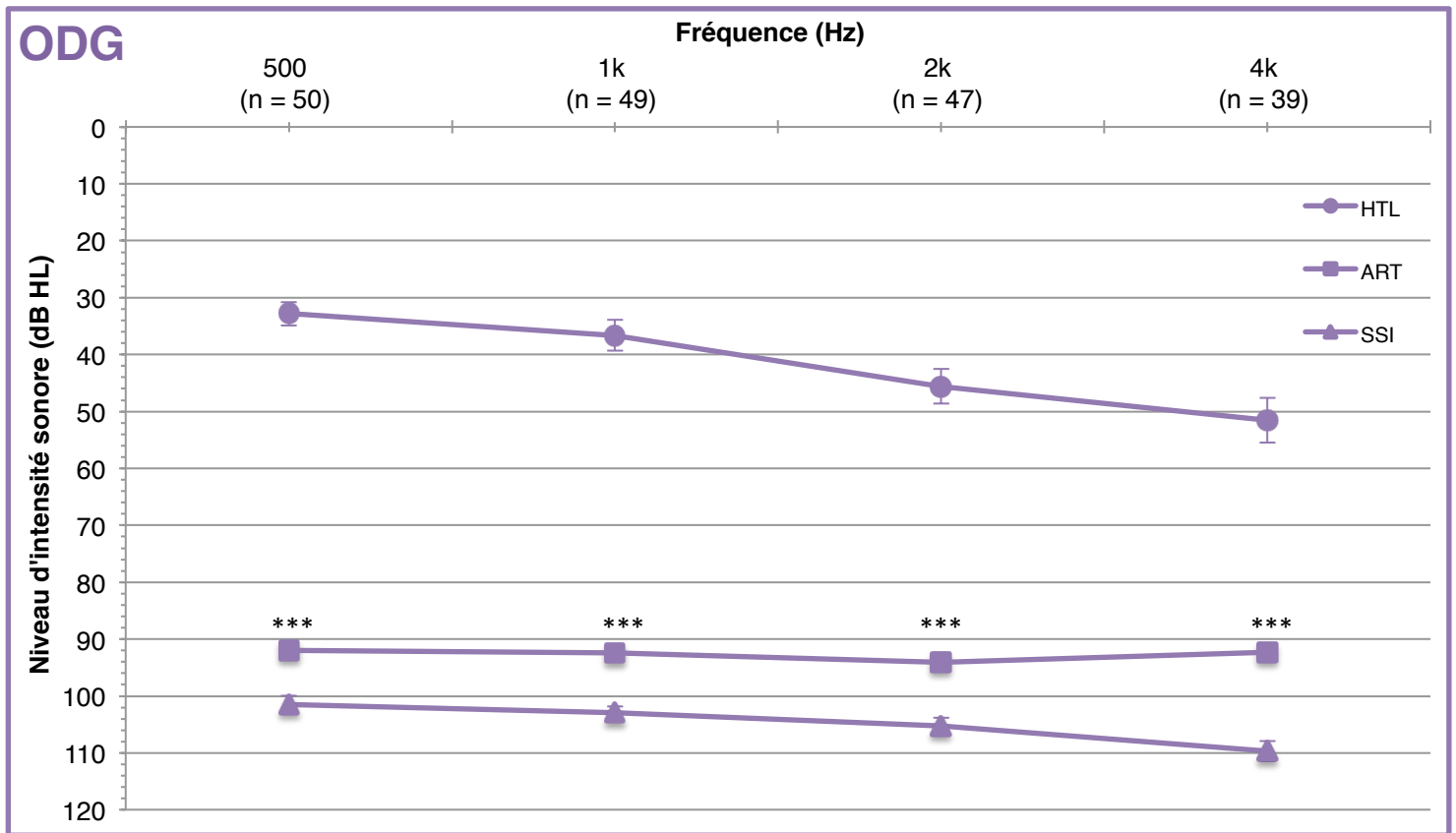


Figure 15 : Audiogramme tonal (dB HL) : HTL, ART et SSI

Les nuages de points en Figure 16 représentent les ART en fonction des SSI pour les deux oreilles, en dB HL.

Pour les 4 fréquences testées il n'existe aucune corrélation significative entre les ART et les SSI ($p > 0,05$).

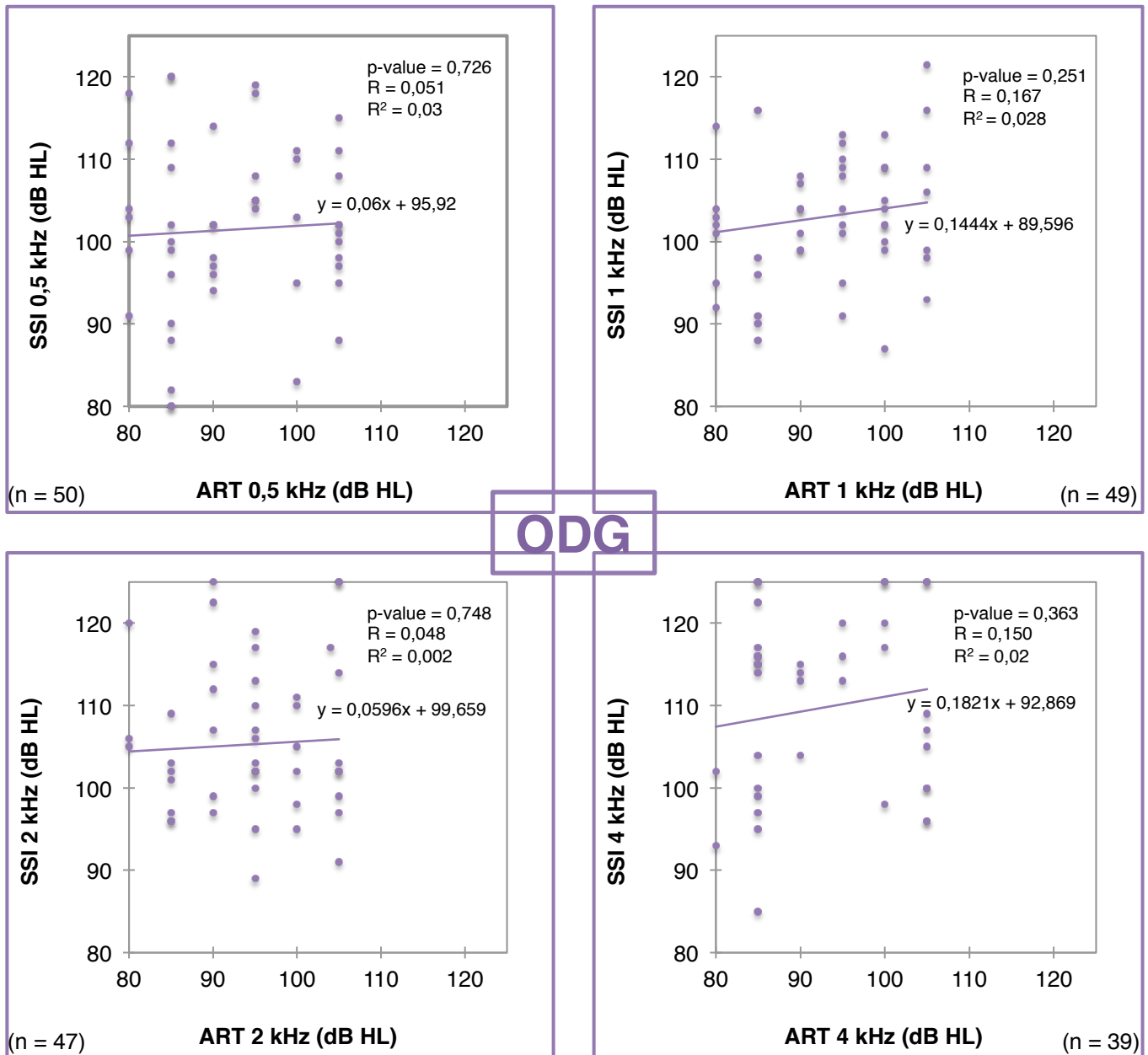


Figure 16 : Corrélation de Pearson ODG en fonction des ART et des SSI, en dB HL

La figure 17 représente les ART en fonction des SSI, pour les deux oreilles et pour toutes les fréquences.

Comme on pouvait s'y attendre, la variable ART (dB HL) n'est significativement pas corrélée avec la variable SSI (dB HL).

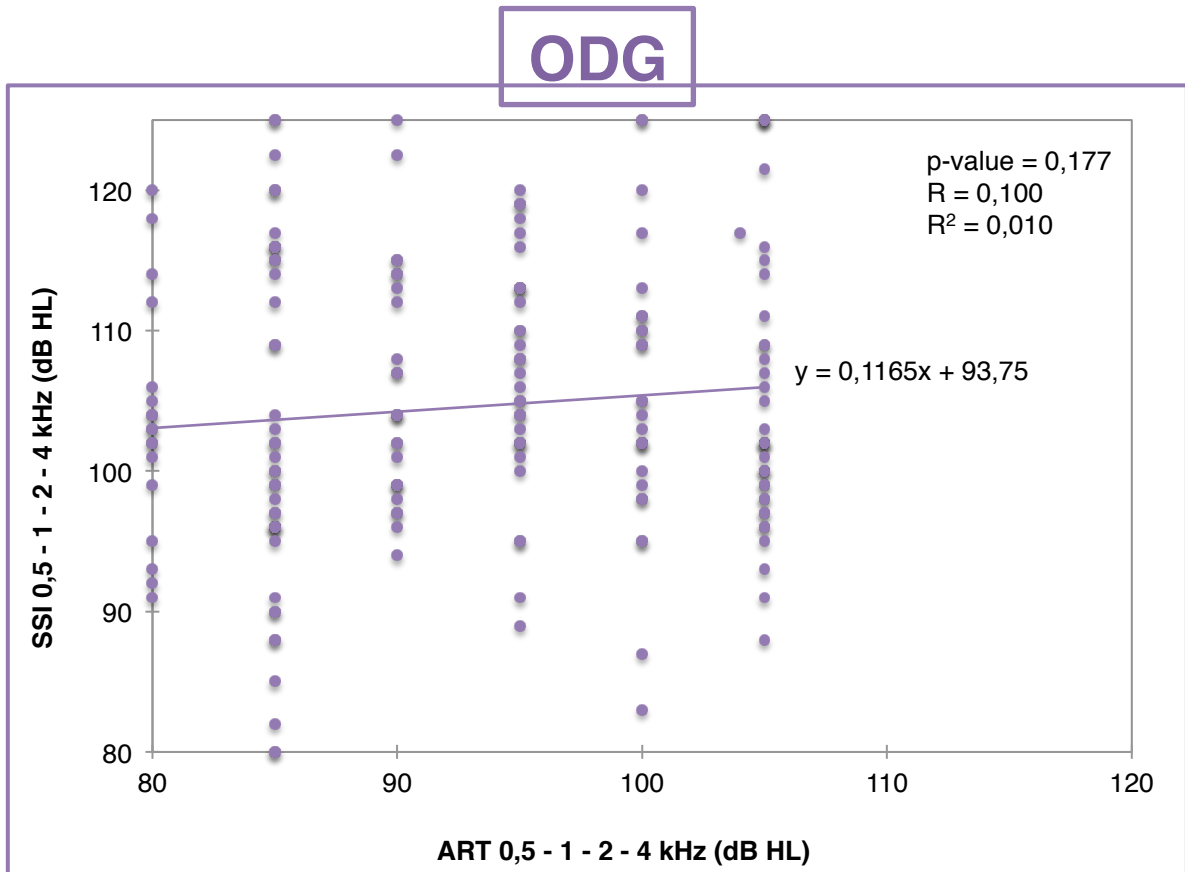


Figure 17 : Corrélation de Pearson ODG, toutes fréquences, en fonction des ART et des SSI, en dB HL

III.3.2 SSI et ART exprimés en dB SL

À l'inverse de la précédente analyse, la figure 18 prend désormais en compte la sévérité de la surdité, puisque le seuil de perception sert de « 0 » de référence.

Les ART et SSI sont ainsi recalculés selon les HTL et sont donc exprimés en dB SL.

Les barres d'erreur représentent les erreurs standard calculées.

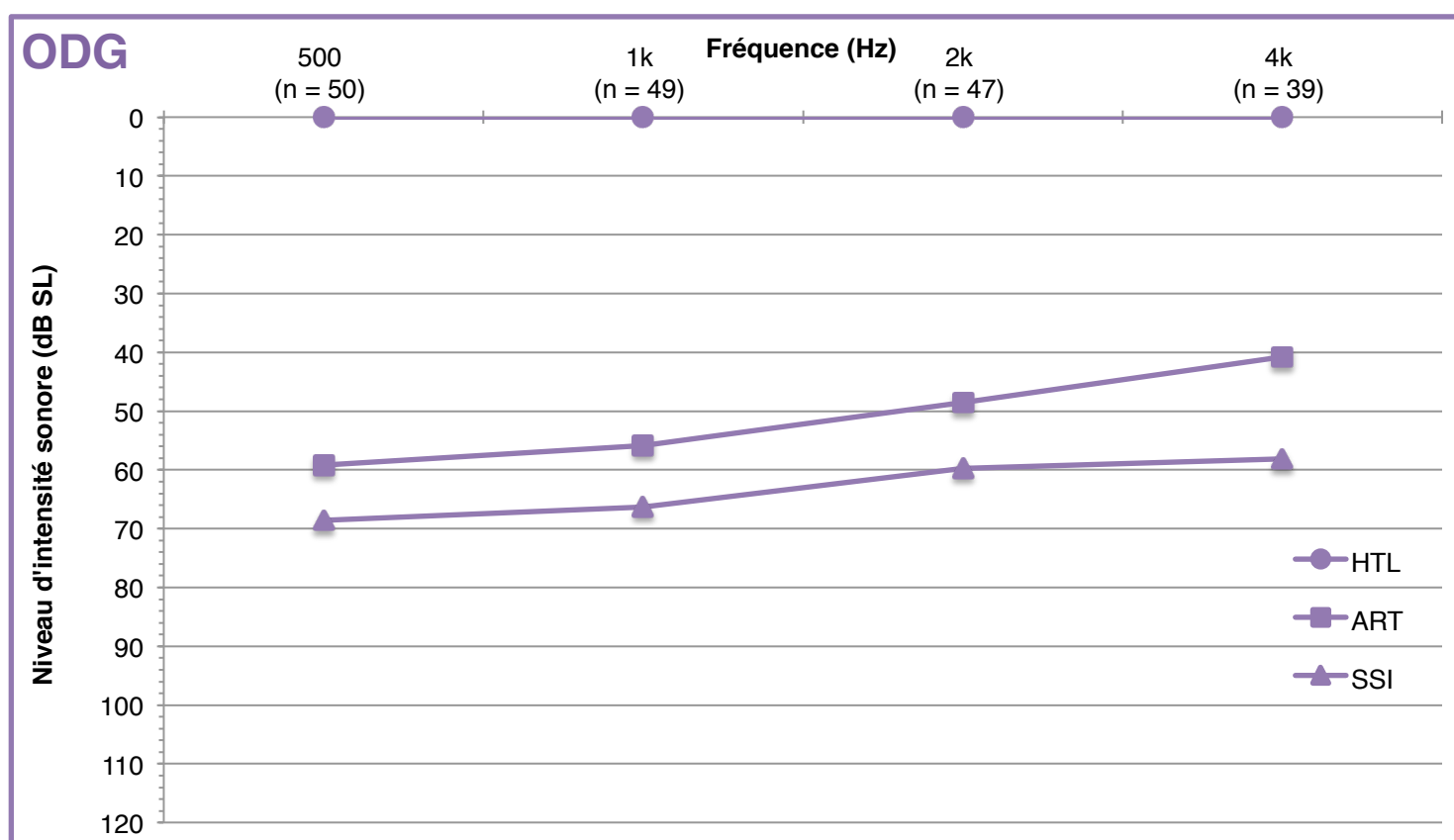


Figure 18 : Audiogrammes supraliminaires : moyennes des SSI (dB HL) et des ART (dB SL)

Les nuages de points en Figure 19 représente les ART en fonction des SSI pour les deux oreilles, en dB SL. Pour chaque fréquence testée les SSI et les ART sont significativement corrélés ($p < 1.10^{-3}$).

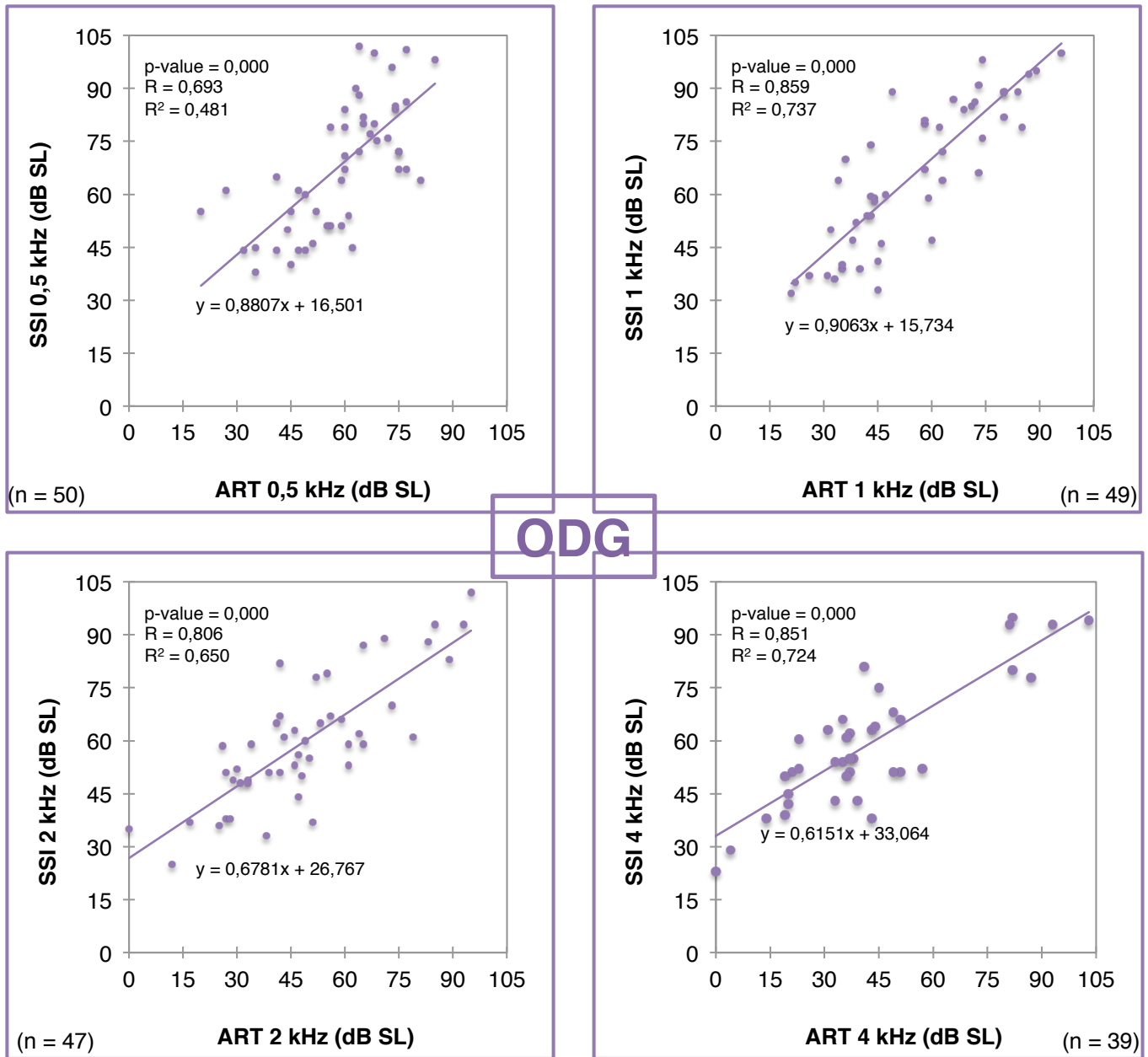


Figure 19 : Corrélation de Pearson ODG en fonction des ART et des SSI, en dB SL

La Figure 20 est identique à la figure 19, mais l'analyse confond toutes les fréquences.

En regroupant les données des deux oreilles et des quatre fréquences on trouve que les variables ART (dB SL) et SSI (dB SL) sont fortement corrélées.

L'intensité de liaison est positif et le coefficient de détermination R^2 est assez puissant puisqu'il est de 64,1%.

L'équation linéaire de la droite est :

$$y = 0,7332 \cdot x + 25,624$$

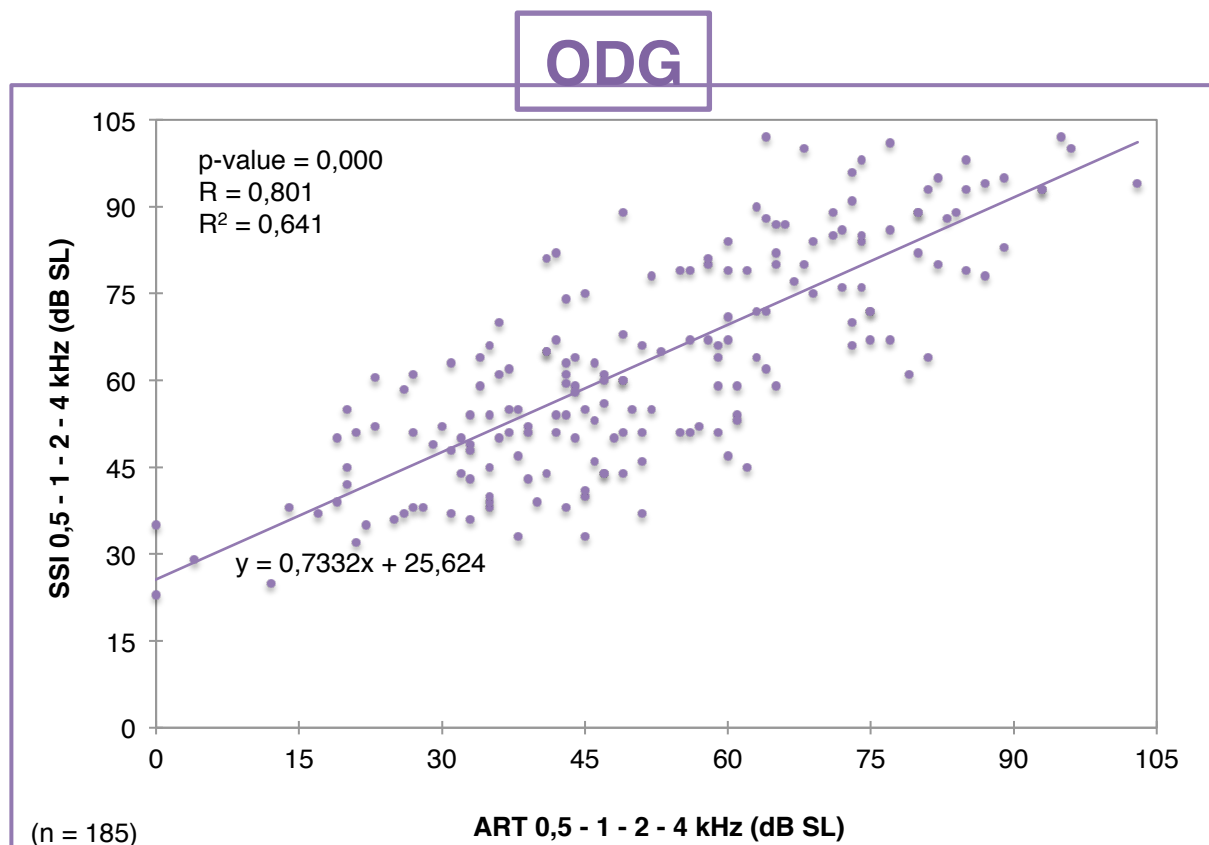


Figure 20 : Corrélation de Pearson ODG, toutes fréquences confondues en fonction des ART et des SSI, en dB SL

IV.

DISCUSSION

IV.1 Seuil subjectif d'inconfort (SSI)

Certaines études ont évalué deux fois (parfois à plusieurs jours d'intervalle) les SSI des patients et ont trouvé que la fiabilité de cette mesure était bonne (la consigne devant être la même). C'est notamment le cas de Beattie & Sheffler (1981) qui ont trouvé que la quasi-majorité des sujets avaient, au plus, une différence de 8 dB entre les deux mesures.

Dans notre cas (deux évaluations successives des SSI), nous avons trouvé que 82 % des patients avaient, au plus, cette même différence.

De plus, nous avons déterminé que les 2^{èmes} mesures étaient significativement supérieures aux 1^{ères} mesures de SSI. L'inverse n'était vrai que dans 22% des cas.

IV.2 Réflexe acoustique

À la fréquence 4 kHz, nous trouvons jusqu'à 45% de RS absents pour la population étudiée. Ces proportions, qui paraissent élevées, sont proches de celles trouvées dans le mémoire de Felder & Vesson (2013).

Philion & Lescouflair (1977) avaient remarqué que pour la fréquence 4 kHz en particulier, il avait été impossible d'obtenir les RS chez tous les sujets et ce, quel que soit leur seuil liminaire ; ils n'apparaissent pas dans 15 % des cas alors qu'ils avaient été obtenus aux autres fréquences et en dépit du fait que les cliniciens disposaient d'une intensité substantielle à l'impédancemètre (130 dB HL). Jerger et al. (1972) ont noté un comportement similaire chez un grand nombre de sujets à audition normale et pour 22 % des sujets déficients neurosensoriels.

La fréquence 4 kHz semble donc avoir un comportement réflexogène atypique.

IV.3 Corrélation entre SSI et ART

IV.3.1 SSI et ART exprimés en dB HL

Comme vu en partie théorique, de nombreuses études se sont penchées sur la relation existante entre les SSI et les ART, débouchant sur diverses opinions. Bien que nos résultats doivent être nuancés (les transducteurs nous ont limité dans notre travail), selon notre étude, la corrélation entre ces deux seuils n'est pas significative lorsqu'ils sont exprimés en dB HL et nous corroborons ainsi les observations de plusieurs études (Charuhas et al., 1978 ; Ritter et al., 1978 ; Morgan et al., 1979 ; Anari et al., 1999 ; Baraldi Knobel & Ganz Sanchez, 2006).

C'est également ce qui ressort de l'expérience de Dodelé (1992) : « la conclusion la plus souvent rencontrée est que la prédiction du seuil d'inconfort à partir du seuil stapédien n'est pas établie ».

Selon Dancer (1991), si le RS est bien connu chez l'Homme, il semble qu'il existe, au niveau de l'oreille interne, un autre réflexe de protection acoustique (d'importance au moins comparable au RS), ayant pour origine les cellules ciliées externes de l'organe de Corti : il semble donc illusoire de vouloir prédire les SSI à partir des ART.

Niemeyer (1971) détermine que les ART sont normalement 10 à 20 dB (parfois plus de 20 dB pour des sujets habitués au bruit) plus bas que le seuil d'inconfort. Selon son étude, « la tolérance aux sons intenses des travailleurs dans un milieu industriel est expliquée par un procédé d'adaptation centrale et non par l'accoutumance de l'oreille ». En effet, chez les sujets régulièrement exposés aux bruits industriels, comme chez les sujets inhabitués à ces bruits, après une exposition prolongée à des sons, il trouve un accroissement des SSI (qu'il attribue à un mécanisme d'adaptation centrale) mais pas des ART, plaidant en défaveur d'une corrélation.

C'est également ce qui ressort de l'étude longitudinale de Felder & Vesson (2013). Ils ont constaté, à différentes dates post-appareillage, que les SSI des sujets augmentaient, indiquant une meilleure tolérance aux sons forts, tandis que les RS n'évoluaient significativement pas.

IV.3.2 SSI et ART exprimés en dB SL

Notre étude analyse une seconde corrélation entre les SSI et les ART, exprimés cette fois-ci en dB SL, ce qui permet d'y inclure les HTL.

En extrapolant nos résultats, nous trouvons :

$$SSI (dB SL) = 0,7332 \cdot ART (dB SL) + 25,624$$

Charuhas et al. (1978) avaient déjà montré une forte corrélation entre les SSI et les ART, en dB SL, en adéquation avec cette analyse où nous trouvons également une importante corrélation. Cela signifie que les ART sont davantage corrélés à la dynamique auditive résiduelle et donc potentiellement à la sonie. C'est justement le principe du test de Metz (expliqué en Annexe 8), qui met en évidence du recrutement de sonie. L'étude de Philion & Lescouflair (1977) signale également l'existence d'une corrélation entre le recrutement de sonie et les ART.

Les résultats obtenus dans les travaux de Kawase et al. (1998) suggèrent aussi une relation entre les ART et la sonie. Ils ont réalisé un test Alternate Binaural Loudness Balance (ABLB) – test de référence pour la mise en évidence du recrutement – et ils se sont aperçus que les ART mesurés sur les deux oreilles s'intégraient parfaitement à la courbe ABLB. Ces chercheurs vont jusqu'à émettre l'hypothèse selon laquelle une voie neuronale commune jouerait un rôle important à la fois dans la production de la sonie et dans le déclenchement du réflexe acoustique.

C'est également ce que révèle le travail de Gorga et al. (1980) qui constate qu'une modification de la bande passante du signal engendre systématiquement le même effet sur les ART et sur la perception du niveau d'intensité sonore.

En résumé, il semble qu'il existe un lien entre le réflexe acoustique et la perception du niveau d'intensité sonore. L'arc réflexe acoustique est composé d'une partie périphérique (le muscle de l'étrier, la cochlée, les septièmes et huitièmes nerfs crâniens) et d'une partie centrale (le noyau cochléaire, le complexe olivaire supérieur et le noyau moteur du nerf facial) (Borg, 1973). Ainsi, bien qu'il ait été suggéré que la perception de l'intensité sonore – soit la sonie – se produisait dans le cortex, il est en fait possible que ce processus agisse dès la cochlée. Cette hypothèse est également soutenue par les recherches de Block & Wightman (1977) et celles de Block & Wiley (1979) qui trouvent, comme les résultats de Gorga et al. (1980), que l'amplitude des ART et la perception d'intensité sonore se comportent de façon similaire selon la bande passante du stimulus (pour des signaux non vocaux).

CONCLUSION

Lorsque nous en avons la possibilité, il est recommandé autant que possible, de mesurer les seuils d'inconfort, par la méthode subjective. La méthode française décrite par Renard (2008) semble être une bonne technique pour apprécier ces seuils.


Malgré un degré élevé de reproductibilité pour les ART (Borg, 1977), la grande proportion de RS absents jette un doute sur la pertinence à réaliser les mesures d'enclenchement de RS dans l'unique but d'extrapoler des seuils d'inconfort. D'autant plus que cette étude n'a pas permis d'établir de corrélation entre la mesure des ART et des SSI.

Par ailleurs, les ART semblent être fortement corrélés à la perception du niveau d'intensité sonore d'un sujet et peuvent servir dans la recherche de distorsion sur l'axe des intensités (recrutement de sonie).

Pour conclure, on pourrait imaginer d'autres méthodes pour objectiver le seuil d'inconfort comme une mesure de la variation de la résistance cutanée, de la variation du rythme de flux sanguin, du seuil différentiel d'intensité, de l'électronystagmographie... mais toutes ces techniques ne peuvent pas être mis en œuvre dans la pratique quotidienne d'un audioprothésiste.

À ce compte là, lorsque la mesure des SSI est difficilement réalisable, ne vaut-il pas mieux utiliser les seuils d'inconfort statistiques de Pascoe (1988) ?

Maître de Mémoire
M. Sébastien GENY

A handwritten signature in black ink, appearing to be 'S. Geny', with a stylized flourish at the end.

VU et PERMIS D'IMPRIMER
LYON, le 14 octobre 2016

Directeur de l'Enseignement
Pr. Stéphane GALLEGO

BIBLIOGRAPHIE

- Al-Azazi, M., & Othman, B. (2000). Acoustic reflex threshold and loudness discomfort. *Saudi Medical Journal* , 21 (3), 251-256.
- Anari, M., Axelsson, A., Eliasson, A., & Magnusson, L. (1999). Hypersensitivity to sound: Questionnaire data, audiometry and classification. *Scandinavian Audiology* , 28 (4), pp. 219-230.
- Association Neuroreille. (2009). *Impédancemétrie, tympanométrie, réflexe tympanique / Cochlea*. (B. Chaix, & D. Lazard, Producteurs) Consulté le 10 21, 2015, sur Voyage au centre de l'audition.
- Bacon, N. (2013). *L'impédancemétrie*. Cours magistraux, Université Claude Bernard, Audiologie, Lyon.
- Baraldi Knobel, K. A., & Ganz Sanchez, T. (2006, Janvier/Avril). Nível de desconforto para sensação de intensidade em indivíduos com audição normal. *Pró-Fono Revista de Atualização Científica* , 18 (1), pp. 31-40.
- Beattie, R. C., & Sheffler, M. V. (1981). Test-retest stability and effects of psychophysical methods on the speech loudness discomfort level. *Audiology : official organ of the International Society of Audiology* , 20 (2), pp. 143-156.
- Beattie, R. C., Edgerton, B. J., & Gager, D. W. (1979, Novembre). Effects of Speech Materials on the Loudness Discomfort Level. *Journal of Speech and Hearing Disorders* , 44, pp. 435-458.
- Bentler, R. A., & Cooley, L. J. (2001). An Examination of Several Characteristics that Affect the Prediction of OSPL90 in Hearing Aids. *Ear & Hearing* , 22 (1), pp. 58-64.

Block, M. G., & Wightman, F. L. (1977, Janvier). A statistically based measure of the acoustic reflex and its relation to stimulus loudness. *The Journal of the Acoustical Society of America* , 61 (1), pp. 120-125.

Block, M. G., & Wiley, T. L. (1979, Juin). Acoustic-Reflex Growth and Loudness. *Journal of Speech and Hearing Research* , 22, pp. 295-310.

Borg, E. (1973). On The Neuronal Organization Of The Acoustic Middle Ear Reflex. A Physiological and Anatomical Study. *Brain Research* , 49 (1), pp. 101-123.

Borg, E. (1977, Juillet/Août). The Intra-Aural Muscle Reflex in Retrocochlear Pathology : a Model Study in the Rabbit. *Audiology : official organ of the International Society of Audiology* , 16 (4), pp. 316-330.

Buckler, L., & Overstreet, E. (2003). *Relationship between Electrical Stapedial Reflex Thresholds and HiRes™ Program Settings: Potential Tool for Pediatric Cochlear-Implant Fitting*. Advanced Bionics, Valencia (CA).

Charuhas, P., Chung, D., & Barry, S. (1978, Octobre). Relationship between uncomfortable loudness level and acoustic reflex threshold as a function of hearing loss. *The Journal of auditory research* , 18 (4), pp. 237-242.

Dancer, A. (1991, Avril). Le traumatisme acoustique. *Médecine/Sciences* , 7 (4), pp. 357-367.

Denenberg, L. J., & Altshuler, M. W. (1976). The Clinical Relationship Between Acoustic Reflexes And Loudness Perception. *Journal Of The American Audiology Society* , 2 (3), pp. 79-82.

Dodelé, L. (1992). La mesure du seuil d'inconfort. *Phonak Focus* (1).

Dulguerov, P., & Remacle, M. (2005). *Précis d'audiophonologie et de déglutition* (éd. Tome 1 : L'oreille et les voies de l'audition). Solal Editeurs.

Fain, P., & Shoup, A. (1996). *The effects on the human auditory system of intense music played in nightclubs*. Thèse de maîtrise, Texas Tech University, Lubbock.

Felder, C., & Vesson, J. F. (2013). *Influence de l'appareillage auditif sur le champ dynamique résiduel auditif*. Mémoire de fin d'étude, Université Claude Bernard, Lyon.

Geny, S., Delerce, X., & Duval, T. (2009, Octobre 10). *Le seuil d'inconfort statistique : Pascoe a toujours raison !* Consulté le Septembre 26, 2015, sur Blog Audioprothésiste: <http://www.blog-audioprothesiste.fr/le-seuil-d'inconfort-statistique%C2%A0-pascoe-a-toujours-raison%C2%A0/>

GN Otometrics. (2012). *Madsen OTOflex 100 et OTOSuite Module d'immitance*. Manuel d'utilisation, Danemark.

Gorga, M. P., Lilly, D. J., & Lenth, R. V. (1980). Effect of Signal Bandwidth upon Threshold of The Acoustic Reflex and upon Loudness. *International Journal of Audiology* , 19 (4), pp. 277-292.

Hoën, M. (2013). *L'oreille moyenne*. Cours magistraux, Université Claude Bernard, Physiologie et anatomie, Lyon.

Jastreboff, P. J., & Jastreboff, M. M. (2004). Decreased sound tolerance. Dans J. B. SNOW, *Tinnitus: theory and management* (pp. 8-15). Philadelphia: BC Decker.

Jerger, J. F. (1972, Juillet). Suggested nomenclature for impedance audiometry. *Archives of Otolaryngology* , 96 (1), pp. 1-3.

Jerger, J. F., Jerger, S., & Maudlin, L. (1972, Décembre). Studies in impedance audiometry. *Archives of otolaryngology* , 96 (6), pp. 513-523.

Kawase, T., Hidaka, H., Ikeda, K., Hashimoto, S., & Takasaka, T. (1998). Acoustic reflex threshold and loudness in patients with unilateral hearing losses. *European Archives of Oto-Rhino-Laryngology* , 255, 7-11.

Keller, J. N. (2006). *Loudness Discomfort Levels : A Retrospective Study Comparing Data From Pascoe (1988) And Washington University School Of Medicine*. Program in Audiology and Communication Sciences, Washington University School of Medicine. ndependent Studies and Capstones.

Legent, F., Bordure, P., Calais, C., Malard, O., Chays, A., Roland, J., et al. (2011). *Audiologie pratique Audiométrie* (éd. 3e édition). Paris: Elsevier Masson SAS.

Loth, D. (1997). Biophysique sensorielle. Acoustique physiologique. *Techniques de l'ingénieur. Bruit et vibrations , BR1 (E5110)*, pp. 1-4.

Lutman, M. E. (1984, Juillet 25). The relationship between acoustic reflex threshold and air-bone gap. *British Journal of Audiology , 18 (4)*, pp. 223-229.

Margolis, R. H., & Popelka, G. R. (1975). Loudness and the acoustic reflex. *The Journal Of The Acoustical Society Of America , 58*, pp. 1330 - 1332.

McCandless, G., & Miller, D. (1972). Loudness discomfort and hearing aids. *National Hearing Aid Journal , 26 (7)*, pp. 28-32.

McLeod, H. L., & Greenberg, H. J. (1979). Relationship between loudness discomfort level and acoustic reflex threshold for normal and sensorineural hearing-impaired individuals. *Journal of Speech and Hearing Research , 22*, 873-882.

Moller, A. R. (2006). *Hearing : Anatomy, Physiology, and Disorders Of The Auditory System* (éd. 2e édition). Dallas: Elsevier.

Moller, A. R. (2012, Octobre 12). *Notes on the Acoustic Middle Ear Reflex / Audiology*. Consulté le Janvier 3, 2016, sur American Academy of Audiology: <http://www.audiology.org/news/notes-acoustic-middle-ear-reflex>

Moore, B. C. (2007). *Cochlear Hearing Loss : Physiological, Psychological and Technical Issues* (éd. 2e édition). Cambridge, England: John Wiley & Sons Ltd.

- Moore, K. L., & Dalley, A. F. (2001). *Anatomie Médicale : Aspects fondamentaux et applications cliniques* (éd. 4e édition). (J. MILAIRE, J.-P. BEAUTHIER, & A. DHEM, Trads.) Paris: De Boeck.
- Morgan, D. E., Dirks, D. D., Bower, D., & Kamm, C. A. (1979, Décembre). Loudness discomfort level and acoustic reflex threshold for speech stimuli. *Journal of Speech and Hearing Research* , 22 (4), pp. 849-861.
- Mudry, A. (2009). *Examen de l'oreille: l'impédancemétrie / Otologie - Dr Albert Mudry*. Consulté le 10 21, 2015, sur Otologie - Dr Albert Mudry: <http://www.oreillemudry.ch/l'impedancemetrie/>
- Niemeyer, W. (1971). Relations between the Discomfort Level and the Reflex Threshold of the Middle Ear Muscles. *Audiology : official organ of the International Society of Audiology* , 10 (3), 172-176.
- Olsen, S. Ø. (1999). The Relationship Between the Uncomfortable Loudness Level and the Acoustic Reflex Threshold for Pure Tones in Normally-hearing and Impaired Listeners—A Meta-analysis. *International Journal of Audiology* , 38 (2), 61-68.
- Onerci, M. T. (2009). *Diagnosis in Otorhinolaryngology*. Ankara: Springer.
- Pascoe, D. P. (1988). Clinical measurements of the auditory dynamic range and their relation to formulas for hearing aid gain. Dans *Hearing aid fitting: Theoretical and practical views* (pp. 129-152). Copenhagen: Janne Hartvig Jensen.
- Philion, Y., & Lescouflair, G. (1977, Janvier). Les Réflexes Stapédiens Dans la Presbyacousie et la Surdit  Professionnelle. *International Society of Audiology* , 16, pp. 38-48.

Puria, S., Peake, W. T., & Rosowski, J. J. (1997, Mai). Sound-pressure measurements in the cochlear vestibule of human-cadaver ears. *The Journal of the Acoustical Society of America* , 101, pp. 2754 - 2770.

Renard, X. (2008, Novembre/Décembre). Questions sur le pré-réglage. 8-34. (F. DEGOVE, Intervieweur)

Ritter, R., Johnson, R. M., & Northern, J. L. (1978). The Controversial Relationship Between Loudness Discomfort Levels And Acoustic Reflex Thresholds. *Journal of the American Auditory Society* , 4 (4), pp. 123-131.

Stephens, S. D., Blegvad, B., & Krogh, H. J. (1977). The Value of Some Suprathreshold Auditory Measures. *Scandinavian Audiology* , 6 (4), pp. 213-221.

Tonndorf, J., & Khanna, S. (1970, Août). The role of the tympanic membrane in middle ear transmission. *The annals of otology, rhinology and laryngology* , 79 (4), pp. 743 - 753.

VeUILLET, E. (2016, Janvier). Rôle des muscles de l'oreille moyenne.

Walkowiak, A., Lorens, A., Kostek, B., Skarzynski, H., & Polak, M. (2010, Juin). ESRT, ART, and MCL correlations in experienced paediatric cochlear implant users. *Cochlear Implants International: An Interdisciplinary Journal* , 11 (Suppl. 1), pp. 482-484.

ANNEXES

Annexe 1 : Biophysique de l'oreille moyenne :

Quel doit être le gain apporté par l'oreille moyenne pour réaliser une adaptation d'impédance acoustique spécifique idéale ?

Postulats : L'oreille moyenne est une cavité baignant dans l'air ambiant.

L'oreille interne est constituée de fluides cochléaires : la périlymphe et l'endolymphe. Leur température est égale à la température corporelle et, bien que leur composition ionique diffère, on pourra raisonnablement assimiler leur masse volumique à celle d'une solution ionique.

Données : Température air ambiant (ici, 20 °C) : $T_{air} = 293,15 \text{ K}$

Température corporelle³ (37 °C) : $T_{eau} = 310,15 \text{ K}$

Pression atmosphérique moyenne⁴ (niveau de la mer) : $P_{air} = 1,013 25 \times 10^5 \text{ Pa}$

Masse molaire de l'air⁵ : $M_{air} = 28,965 \text{ g} \cdot \text{mol}^{-1}$

Constante universelle des gaz parfaits⁶ : $R = 8,3144621 \text{ J} \cdot \text{K}^{-1} \cdot \text{mol}^{-1}$

Masse volumique de l'eau de mer⁷ à 37° : $\rho_{eau} \approx 1\,030 \text{ kg} \cdot \text{m}^{-3}$

Coefficient adiabatique de l'air : $\gamma_{air} = 1,40$

Coefficient de compressibilité de l'eau : $\chi_S = 5 \cdot 10^{-10} \text{ Pa}$

³ Source : <http://hypertextbook.com/facts/LenaWong.shtml> (rapport de 5 études scientifiques)

⁴ Source : <http://www.meteofrance.fr/prevoir-le-temps/observer-le-temps/parametres-observees/pression>

⁵ Source : <https://fr.wikipedia.org/wiki/Air>

⁶ Source : https://fr.wikipedia.org/wiki/Constante_universelle_des_gaz_parfaits

⁷ Source : <http://scinti.edu.umontpellier.fr/files/2016/02/Biophysique-de-laudition-2015.pdf>

Calculs d'introduction :

Masse volumique de l'air à 20°C :

$$\rho_{air} = \frac{P_{air} \cdot M_{air}}{R \cdot T_{air}} = 1,204 \text{ 11 kg} \cdot \text{m}^{-3}$$

Constante spécifique de l'air :

$$R_{s;air} = \frac{R}{M_{air}} = 287,052 \text{ J} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{K}^{-1}$$

Célérité du son dans l'air à 20°C (obtenue avec un modèle détente/compression adiabatique) :

$$c_{air} = \sqrt{\gamma_{air} \cdot R_{s;air} \cdot T_{air}} = 343,233 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$$

Célérité du son dans l'eau à 37°C :

$$c_{eau} = \sqrt{\frac{1}{\chi_s \cdot \rho_{eau}}} = 1 \text{ 393,467 m} \cdot \text{s}^{-1}$$

Impédance acoustique spécifique de l'air à 20°C :

$$Z_{air} = c_{air} \cdot \rho_{air} = 4,133 \cdot 10^2 \text{ kg} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{s}^{-1}$$

Impédance acoustique spécifique de l'eau à 37°C :

$$Z_{eau} = c_{eau} \cdot \rho_{eau} = 1,435 \cdot 10^6 \text{ kg} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{s}^{-1}$$

Calculs :

Le coefficient de transmission T d'une onde plane s'écrit :

$$T = \frac{4\alpha}{(\alpha + 1)^2}$$

Avec :

$$\alpha = \frac{\rho_{eau} \cdot c_{eau}}{\rho_{air} \cdot c_{air}} = \frac{Z_{eau}}{Z_{air}} = 3,47 \cdot 10^3$$

D'où :

$$T = 1,15 \cdot 10^{-3}$$

Ainsi, l'impédance acoustique spécifique de l'eau est 3470 fois supérieure à celle de l'air. S'il n'existait aucun mécanisme d'adaptation de l'oreille moyenne, la transmission T de l'onde sonore serait de 0,115 % seulement.

L'intensité acoustique I d'un milieu se définit par :

$$I_{milieu} = \frac{P_{milieu}^2}{\rho_{milieu} \cdot c_{milieu}}$$

De combien, l'oreille moyenne, doit-elle augmenter la pression P de l'air ambiant, pour que la transmission T de l'onde sonore soit de 100 % ?

Cela revient à obtenir :

$$I_{eau} = I_{air}$$

$$\frac{P_{eau}^2}{\rho_{eau} \cdot c_{eau}} = \frac{P_{air}^2}{\rho_{air} \cdot c_{air}}$$

$$P_{eau}^2 = \frac{P_{air}^2}{Z_{air}} \cdot Z_{eau}$$

$$P_{eau} = P_{air} \cdot \sqrt{\alpha}$$

$$P_{eau} = 58,91 \cdot P_{air}$$

Ainsi, pour que la transmission T soit parfaite (100 %), il faudrait que l'oreille moyenne multiplie la pression acoustique de l'air par un facteur d'environ 59.

Cela correspondrait à un gain d'environ 35 dB :

$$G_{dB} = 20 \log(58,91) = 35,40 \text{ dB}$$

Annexe 2 : Biophysique de l'oreille moyenne :

Comment varie l'impédance mécanique de la chaîne tympano-ossiculaire en fonction des fréquences ?

L'impédance mécanique Z d'un système acoustique traduit sa capacité à transmettre une onde sonore. Elle se définit par le rapport existant entre la force F (pression acoustique de l'onde sonore) qui s'exerce sur le système mécanique (ici, l'oreille moyenne) et la vitesse de déplacement des particules v qui en résulte :

$$Z = \frac{F}{v}$$

L'impédance mécanique Z d'un système masse-ressort avec frottements visqueux, est donnée par la formule (Association Neuroreille, 2009):

$$Z = \sqrt{R^2 + \left(M\omega - \frac{k}{\omega}\right)^2}$$

Où :

$$\omega = 2\pi f$$

Avec :

k : La rigidité du ressort (ici la membrane, les ligaments...).

M : La masse du système (masse de l'oreille interne).

R : Les frottements (entre les articulations par exemple).

f : La fréquence de l'onde sonore.

ω : La fréquence angulaire de l'onde sonore.

En observant la formule, on constate que :

- Si la fréquence de l'onde sonore f est basse, l'impédance mécanique Z est surtout dépendante de la rigidité k de l'oreille moyenne (membrane tympanique, ligaments, volume et pression de l'oreille moyenne...).
- Si la fréquence de l'onde sonore f est haute, l'impédance mécanique Z est surtout dépendante de la masse M des composants de l'oreille moyenne et de ses frottements R .

Annexe 3 : Classification des tympanogrammes selon JERGER

(1992) :

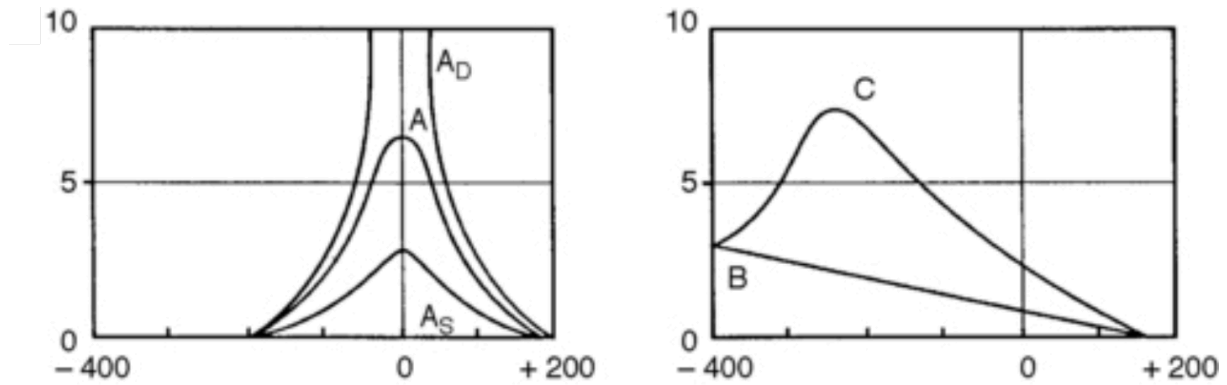


Figure 8 : Classification JERGER (1972)
(en abscisse : la pression (daPa) ; en ordonnée : l'admittance (Unité Relative UR)

A : tympanogramme normal,

AS : tympanogramme à admittance faible,

C : tympanogramme à TPP négatif (< - 100 daPa),

AD : tympanogramme à admittance élevée,

B : tympanogramme plat,

D : tympanogramme à crête multiple,

Annexe 4 : Les formules d'appareillage tiennent-elles compte des SSI mesurés par l'audioprothésiste ?

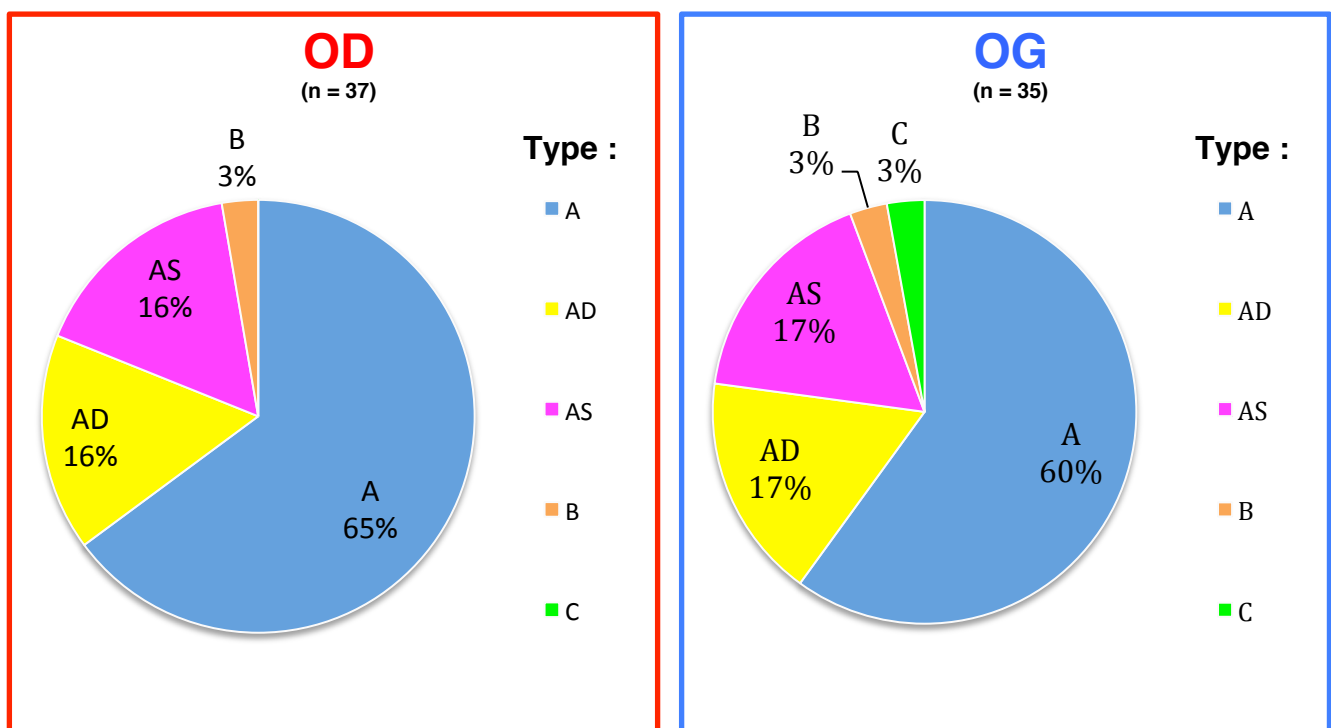
Données validées le 27/10/2009 (Geny, Delerce, & Duval, 2009)

Logiciel fabricant	Formule d'appareillage	Source du SSI	Les compressions sont-elles calculées en fonction du SSI saisi ?
Aventa 2.9	Audiogram+	Statistique	-
	DSL [i/o]	Audiogramme	Oui
	NAL NL-1	Statistique	-
	DSL v5	Audiogramme	Oui
Connexx 6.2	ConnexxFit	Audiogramme	Non
	Open	Audiogramme	Non
	NAL NL1	Audiogramme	Non
	DSL [i/o]	Audiogramme	Oui
ExpressFit 6.0	DSL m[i/o]	Statistique	-
Oasis 10.1	BernaFit	Audiogramme	Oui
	NAL NL1	Audiogramme	Non
	DSL [i/o]	Audiogramme	Oui
U:fit 2.0.1	NAL NL1	Statistique	-
	DSL v5	Audiogramme	Oui
Inspire 2009	e-Stat	Audiogramme	Non
	NAL NL1	Audiogramme	Non
	DSL v5	Audiogramme	Oui
	NAL NL-R	Audiogramme	Non
iPFG 2.4	Phonak Digital for CrystalSound	Audiogramme	Oui
	DSL v5	Audiogramme	Oui
	DSL [i/o]	Audiogramme	Oui
	NAL NL1	Statistique	-
Génie 2009.2	NAL NL1	Audiogramme	Non
	DSL v5	Audiogramme	Oui
Compass 4.7	Propriétaire	Statistique	-
Solus 2.6	BAFA	Audiogramme	Oui
	DSL [i/o]	Audiogramme	Oui

Annexe 5 : Proportion des types de tympanogramme et de la sévérité des pertes auditives, pour la population étudiée :

C'est au cours de la tympanométrie, rapide examen, qu'on mesure la meilleure admittance d'un tympan, donnée essentielle pour l'étude des RS.

Voici la proportion des types de tympanogramme, pour la population étudiée, selon la classification Jerger (1972) :



Proportion des types de tympanogramme (Classification JERGER, 1972)

Sévérité (BIAP)	Nombre		
	OD (n = 37)	OG (n = 35)	ODG (n = 72)
Normale	4	4	11,11%
Légère	6	9	20,83%
Moyenne I	14	10	33,33%
Moyenne II	10	8	25,00%
Sévère I	2	3	6,94%
Sévère II	1	1	2,78%
Profonde & Cophose	0	0	0,00%

Proportion de la sévérité des pertes auditives pour la population étudiée

Annexe 6 : Comparaison entre deux moyennes appariées de SSI

(test Z de l'écart réduit unilatéral)

- Hypothèse nulle H_0 : 1^{ères} mesures de SSI \neq 2^{èmes} mesures de SSI.
- Hypothèse alternative H_A : 1^{ères} mesures de SSI $<$ 2^{èmes} mesures de SSI.

- **OD : 0,5 kHz :**

Variable	Observations	Obs. avec données manquantes	Obs. sans données manquantes	Minimum	Maximum	Moyenne	Ecart-type
SSI n°1	37	0	37	80,000	120,000	99,459	10,890
SSI n°2	37	0	37	76,000	118,000	102,108	11,005

Différence	-2,649	Étant donné que la p-value calculée est inférieure au niveau significatif de $\alpha = 0,05$, on doit rejeter l'hypothèse nulle H_0 , et retenir l'hypothèse alternative H_A . Le risque de rejeter l'hypothèse nulle H_0 alors qu'elle est vraie est inférieur à 0,62%.
z (Valeur observée)	-2,499	
z (Valeur critique)	-1,645	
p-value (unilatéral)	0,006	
alpha	0,05	

- **OD : 1 kHz :**

Variable	Observations	Obs. avec données manquantes	Obs. sans données manquantes	Minimum	Maximum	Moyenne	Ecart-type
SSI n°1	37	0	37	78,000	125,000	98,811	10,511
SSI n°2	37	0	37	76,000	120,000	104,784	10,385

Différence	-5,973	Étant donné que la p-value calculée est inférieure au niveau significatif de $\alpha = 0,05$, on doit rejeter l'hypothèse nulle H_0 , et retenir l'hypothèse alternative H_A . Le risque de rejeter l'hypothèse nulle H_0 alors qu'elle est vraie est inférieur à 0,01%.
z (Valeur observée)	-4,033	
z (Valeur critique)	-1,645	
p-value (unilatéral)	<0,0001	
alpha	0,05	

- **OD : 2 kHz :**

Variable	Observations	Obs. avec données manquantes	Obs. sans données manquantes	Minimum	Maximum	Moyenne	Ecart-type
SSI n°1	37	0	37	74,000	125,000	104,730	11,601
SSI n°2	37	0	37	78,000	125,000	108,784	10,581
Différence		-4,054		Étant donné que la p-value calculée est inférieure au niveau significatif de $\alpha = 0,05$, on doit rejeter l'hypothèse nulle H_0 , et retenir l'hypothèse alternative H_A . Le risque de rejeter l'hypothèse nulle H_0 alors qu'elle est vraie est inférieur à 0,01%.			
z (Valeur observée)		-4,445					
z (Valeur critique)		-1,645					
p-value (unilatéral)		<0,0001					
alpha		0,05					

- **OD : 4 kHz :**

Variable	Observations	Obs. avec données manquantes	Obs. sans données manquantes	Minimum	Maximum	Moyenne	Ecart-type
SSI n°1	37	0	37	88,000	125,000	109,622	11,781
SSI n°2	37	0	37	86,000	125,000	112,378	10,869
Différence		-2,757		Étant donné que la p-value calculée est inférieure au niveau significatif de $\alpha = 0,05$, on doit rejeter l'hypothèse nulle H_0 , et retenir l'hypothèse alternative H_A . Le risque de rejeter l'hypothèse nulle H_0 alors qu'elle est vraie est inférieur à 0,01%.			
z (Valeur observée)		-4,697					
z (Valeur critique)		-1,645					
p-value (unilatéral)		<0,0001					
alpha		0,05					

- **OG : 0,5 kHz :**

Variable	Observations	Obs. avec données manquantes	Obs. sans données manquantes	Minimum	Maximum	Moyenne	Ecart-type
SSI n°1	35	0	35	68,000	120,000	99,486	11,865
SSI n°2	35	0	35	76,000	120,000	103,200	12,492
Différence		-3,714		Étant donné que la p-value calculée est inférieure au niveau significatif de $\alpha = 0,05$, on doit rejeter l'hypothèse nulle H_0 , et retenir l'hypothèse alternative H_A . Le risque de rejeter l'hypothèse nulle H_0 alors qu'elle est vraie est inférieur à 0,01%.			
z (Valeur observée)		-3,854					
z (Valeur critique)		-1,645					
p-value (unilatéral)		<0,0001					
alpha		0,05					

- **OG : 1 kHz :**

Variable	Observations	Obs. avec données manquantes	Obs. sans données manquantes	Minimum	Maximum	Moyenne	Ecart-type
SSI n°1	35	0	35	80,000	120,000	101,486	8,532
SSI n°2	35	0	35	80,000	120,000	104,571	9,249

Différence	-3,086
z (Valeur observée)	-3,875
z (Valeur critique)	-1,645
p-value (unilatéral)	<0,0001
alpha	0,05

Étant donné que la p-value calculée est inférieure au niveau significatif de $\alpha = 0,05$, on doit rejeter l'hypothèse nulle H_0 , et retenir l'hypothèse alternative H_A . Le risque de rejeter l'hypothèse nulle H_0 alors qu'elle est vraie est inférieur à 0,01%.

- **OG : 2 kHz :**

Variable	Observations	Obs. avec données manquantes	Obs. sans données manquantes	Minimum	Maximum	Moyenne	Ecart-type
SSI n°1	35	0	35	74,000	125,000	103,857	10,949
SSI n°2	35	0	35	80,000	125,000	106,114	10,919

Différence	-2,257
z (Valeur observée)	-2,946
z (Valeur critique)	-1,645
p-value (unilatéral)	0,002
alpha	0,05

Étant donné que la p-value calculée est inférieure au niveau significatif de $\alpha = 0,05$, on doit rejeter l'hypothèse nulle H_0 , et retenir l'hypothèse alternative H_A . Le risque de rejeter l'hypothèse nulle H_0 alors qu'elle est vraie est inférieur à 0,16%.

- **OG : 4 kHz :**

Variable	Observations	Obs. avec données manquantes	Obs. sans données manquantes	Minimum	Maximum	Moyenne	Ecart-type
SSI n°1	35	0	35	68,000	125,000	109,914	13,581
SSI n°2	35	0	35	84,000	125,000	110,857	12,332

Différence	-0,943
z (Valeur observée)	-1,137
z (Valeur critique)	-1,645
p-value (unilatéral)	0,128
alpha	0,05

Étant donné que la p-value calculée est supérieure au niveau significatif de $\alpha = 0,05$, on ne peut pas rejeter l'hypothèse nulle H_0 . Le risque de rejeter l'hypothèse nulle H_0 alors qu'elle est vraie est de 12,77%.

- **ODG : toutes fréquences confondues :**

Variable	Observations	Obs. avec données manquantes	Obs. sans données manquantes	Minimum	Maximum	Moyenne	Ecart-type
SSI n°1	288	0	288	68,000	125,000	103,413	11,909
SSI n°2	288	0	288	76,000	125,000	106,611	11,421

Différence	-3,198
z (Valeur observée)	-9,236
z (Valeur critique)	-1,645
p-value (unilatéral)	<0,0001
alpha	0,05

Étant donné que la p-value calculée est inférieure au niveau significatif de $\alpha = 0,05$, on doit rejeter l'hypothèse nulle H_0 , et retenir l'hypothèse alternative H_A . Le risque de rejeter l'hypothèse nulle H_0 alors qu'elle est vraie est inférieur à 0,01%.

Annexe 7 : Comparaison entre deux moyennes appariées : ART

& SSI, en dB HL (test Z de l'écart réduit unilatéral)

- Hypothèse nulle H_0 : mesures de ART (HL) \neq mesures de SSI (HL).
- Hypothèse alternative H_A : mesures de ART (HL) < mesures de SSI (HL).

- **ODG : 0,5 kHz :**

Variable	Observations	Obs. avec données manquantes	Obs. sans données manquantes	Minimum	Maximum	Moyenne	Ecart-type
Moyenne SSI	50	0	50	77,000	120,000	101,440	10,808
ART	50	0	50	75,000	105,000	92,000	9,147

Différence	9,440	Étant donné que la p-value calculée est inférieure au niveau significatif de $\alpha = 0,05$, on doit rejeter l'hypothèse nulle H_0 , et retenir l'hypothèse alternative H_A . Le risque de rejeter l'hypothèse nulle H_0 alors qu'elle est vraie est inférieur à 0,01%.
z (Valeur observée)	4,837	
z (Valeur critique)	1,645	
p-value (unilatéral)	<0,0001	
alpha	0,05	

- **ODG : 1 kHz :**

Variable	Observations	Obs. avec données manquantes	Obs. sans données manquantes	Minimum	Maximum	Moyenne	Ecart-type
Moyenne SSI	49	0	49	87,000	121,500	102,949	7,889
ART	49	0	49	70,000	105,000	92,449	9,136

Différence	10,500	Étant donné que la p-value calculée est inférieure au niveau significatif de $\alpha = 0,05$, on doit rejeter l'hypothèse nulle H_0 , et retenir l'hypothèse alternative H_A . Le risque de rejeter l'hypothèse nulle H_0 alors qu'elle est vraie est inférieur à 0,01%.
z (Valeur observée)	6,666	
z (Valeur critique)	1,645	
p-value (unilatéral)	<0,0001	
alpha	0,05	

- **OD : 2 kHz :**

Variable	Observations	Obs. avec données manquantes	Obs. sans données manquantes	Minimum	Maximum	Moyenne	Ecart-type
Moyenne SSI	47	0	47	77,000	125,000	105,266	10,078
ART	47	0	47	75,000	105,000	94,128	8,136
Différence		11,138		Étant donné que la p-value calculée est inférieure au niveau significatif de $\alpha = 0,05$, on doit rejeter l'hypothèse nulle H_0 , et retenir l'hypothèse alternative H_A . Le risque de rejeter l'hypothèse nulle H_0 alors qu'elle est vraie est inférieur à 0,01%.			
z (Valeur observée)		6,039					
z (Valeur critique)		1,645					
p-value (unilatéral)		<0,0001					
alpha		0,05					

- **OD : 4 kHz :**

Variable	Observations	Obs. avec données manquantes	Obs. sans données manquantes	Minimum	Maximum	Moyenne	Ecart-type
Moyenne SSI	39	0	39	85,000	125,000	109,679	11,151
ART	39	0	39	75,000	105,000	92,308	9,166
Différence		17,372		Étant donné que la p-value calculée est inférieure au niveau significatif de $\alpha = 0,05$, on doit rejeter l'hypothèse nulle H_0 , et retenir l'hypothèse alternative H_A . Le risque de rejeter l'hypothèse nulle H_0 alors qu'elle est vraie est inférieur à 0,01%.			
z (Valeur observée)		8,137					
z (Valeur critique)		1,645					
p-value (unilatéral)		<0,0001					
alpha		0,05					

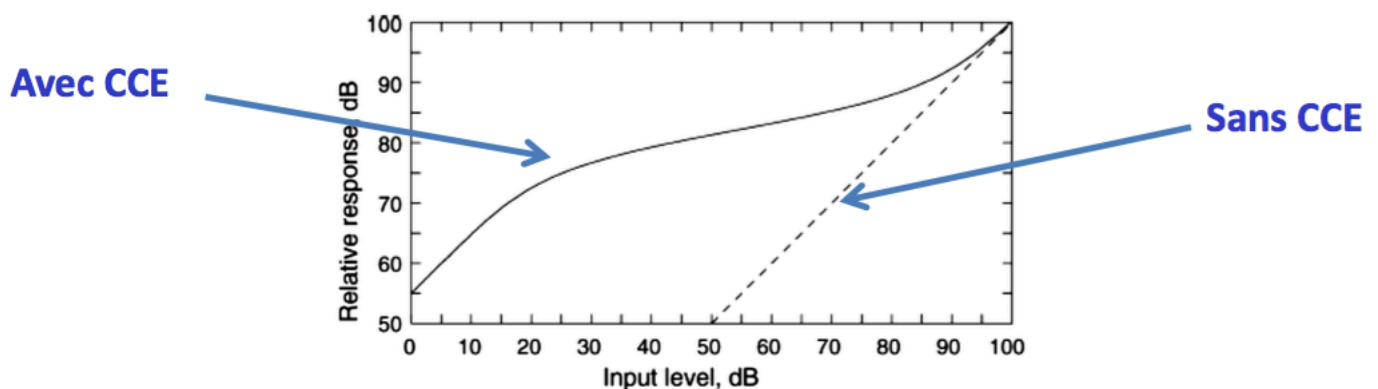
Annexe 8 : Principe du test de Metz

Le principe du test de Metz est d'analyser la différence « ART – HTL » en dB HL :

- Si la différence est ≥ 50 dB HL : le test de Metz est négatif.
- Si la différence est < 50 dB HL : le test de Metz est positif ; il s'agit d'une surdité de perception (SP) endocochléaire avec un recrutement de sonie.

La physiopathologie la plus couramment admise pour le recrutement de sonie a pour origine la lésion des cellules ciliées externes (CCEs). Si elles sont atteintes, les cellules ciliées internes entrent en fonction dès 50 dB HL avec une croissance de sonie plus rapide que celle des CCEs (pour des niveaux d'entrée compris entre 15 et 95 dB SL environ).

Avant ces 15 dB et au-delà des 95 dB, la perception de sonie reste la même, qu'il y ait une présence des CCEs ou non (c'est pour cela que les ART sont souvent mesurés autour d'un niveau sonore de 90-95 dB).



En cas de surdité de transmission (ST) ou de SP rétrocochléaire, la courbe « Avec CCE » sera translatée vers la droite.

Exemples :

- Audition normale : HTL 0 dB HL > présence des CCEs > aucun recrutement > ART 90 dB HL > différence de 90 dB HL : test de Metz négatif
- SP endocochléaire légère : HTL 30 dB HL > perte partielle des CCEs > léger recrutement > ART 90 dB HL > différence de 60 dB HL : test de Metz négatif
- SP endocochléaire moyenne : HTL 60 dB HL > perte totale des CCEs > fort recrutement > ART 90 dB HL > différence de 30 dB HL : test de Metz positif
- SP rétrocochléaire moyenne : HTL 60 dB HL > présence des CCEs > aucun recrutement > ART absents (car supérieurs au niveau sonore maximal de l'impédancemètre) > différence supérieure à 50 dB HL : test de Metz négatif