



BU bibliothèque Lyon 1

<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 READAPTATION

Directeur Professeur Yves MATILLON

Étude de la mesure du RECD et ses intérêts ; Comparaison de la mesure du RECD calculée selon le mode expérimental classique, avec la mesure du RECD estimée par le logiciel Phonak

MEMOIRE présenté pour l'obtention du

DIPLOME D'ETAT D'AUDIOPROTHESISTE

par

PRADERE Amélie

Autorisation de reproduction

LYON, le

12/10/2012

Pr Lionel COLLET

Responsable de la formation

Gérald KALFOUN

N°528

Directeur Délégué à l'Enseignement

Président

Pr. GILLY François-Noël

Vice-président CA

Pr. BEN HADID Hamda

Vice-président CEVU

M. LALLE Philippe

Vice-président CS

Pr. GILLET Germain

Secrétaire Général

M. HELLEU Alain

Secteur Santé

U.F.R de Médecine Lyon Est

Directeur

Pr. ETIENNE Jérôme

U.F.R d'Odontologie

Directeur

Pr. BOURGEOIS Denis

U.F.R de Médecine Lyon-Sud

Charles Mérieux

Directeur

Pr. KIRKORIAN Gilbert

Institut des Sciences Pharmaceutiques
Et Biologiques

Directrice

Pr. VINCIGUERRA Christine

Département de Formation et
Centre de Recherche en Biologie
Humaine

Directeur

Pr. FARGE Pierre

Institut des Sciences et Techniques de
Réadaptation

Directeur

Pr. MATILLON Yves

Secteur Sciences et Technologies

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

Directeur

M. COLLIGNON Claude

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

Directeur

Pr. AUGROS Jean-Claude

IUFM

Directeur

M. BERNARD Régis

U.F.R de Sciences et Technologies

Directeur

M. DE MARCHI Fabien

Ecole Polytechnique Universitaire de Lyon (EPUL)

Directeur

M. FOURNIER Pascal

IUT LYON 1

Directeur

M. COULET Christian

Ecole Supérieure de Chimie Physique Electronique de Lyon (CPE)

Directeur

M. PIGNAULT Gérard

Observatoire astronomique de Lyon

Directeur

M. GUIDERDONI Bruno

SOMMAIRE

REMERCIEMENTS.....	6
INTRODUCTION.....	7
PARTIE THEORIQUE.....	9
A) QUELQUES RAPPELS.....	9
1) Rappels anatomiques.....	9
2) Rappels de physique.....	11
B) INFLUENCE DE L'EMBOUT SUR :.....	13
1) La cavité résiduelle.....	13
2) L'autophonation.....	13
3) Le REOG.....	14
C) LA MESURE DU RECD.....	15
1) Définition et historique.....	15
2) Matériel utilisé pour réaliser la mesure et protocole.....	18
3) Les éléments qui influencent la mesure.....	20
D) LES INTERETS DE LA MESURE DU RECD.....	21
1) Le SPLogramme.....	21
2) La méthode DSL.....	23
3) Un outil dans l'appareillage pédiatrique.....	24
E) D'AUTRES METHODES NON CONVENTIONNELLES DE LA MESURE DU RECD, UTILISEES PAR LES FABRICANTS.....	26
1) La méthode de STARKEY.....	26
2) La méthode de WIDEX.....	27
3) La méthode de PHONAK.....	29
4) La méthode d' OTICON.....	29
5) SIEMENS.....	30
PARTIE PRATIQUE.....	31
A) LE PROTOCOLE.....	31
1) Ce que propose PHONAK.....	31
2) Ce que nous avons constaté.....	31
3) Le protocole des tests.....	33
4) Le choix de l'échantillon.....	34
B) STATISTIQUES.....	35
1) Ce que nous cherchons.....	35
2) Les méthodes mises en place.....	36
3) Réalisation : analyse des RECD de manière indépendante.....	37
4) Réalisation : analyse des RECD deux à deux.....	50
5) Résultats.....	63

c) DISCUSSION	65
CONCLUSION.....	68
ANNEXE	70
BIBLIOGRAPHIE	74

Remerciements

Je tiens tout d'abord à remercier mon maître de stage : M. BAILLY MASSON, pour son investissement, sa bienveillance et ses conseils avisés.

Mes remerciements vont aussi vers l'ensemble de l'équipe, et tout particulièrement vers M^{me} BERAHA, qui m'a permis de découvrir et d'aider l'association des Enfants Sourds du Cambodge.

Je remercie M. DEJEAN qui m'a autorisé à assister à ses consultations au cours desquelles il m'a initié à la mesure du RECD.

Enfin, je remercie M. Le Professeur COLLET, qui m'a permis de suivre cette formation.

Je suis également reconnaissante envers les patients qui ont accepté de se soumettre aux différentes mesures.

Je tiens aussi à remercier ma famille, et mes amis qui m'ont été d'une grande aide dans la lecture et la mise en forme de mon mémoire.

INTRODUCTION

La mesure *in vivo* est la seule méthode objective de contrôle audioprothétique. Toutefois, elle reste une mesure non utilisée quotidiennement par de nombreux professionnels qui mettent en avant des contraintes de manipulations et donc de temps. Face à cette constatation, de plus en plus d'outils qui se rapprochent de la mesure in-vivo sont mis à disposition par les fabricants.

Nous allons justement nous intéresser à la mesure du RECD proposée par le fabricant PHONAK dans ses aides auditives de génération SPICE. Le but sera de comparer deux valeurs de RECD : celle calculée classiquement à la chaîne de mesure et celle proposée par le logiciel du fabricant Phonak.

Notre travail se partagera en plusieurs parties :

Dans la première partie nous ferons quelques rappels avant d'effectuer une étude théorique de la mesure du RECD. Les intérêts de la mesure seront également étudiés, notamment, dans le cas d'appareillages d'enfants. D'autre part, nous nous intéresserons aux méthodes « non classiques » proposées par les fabricants afin de calculer le RECD. Nous approfondirons le cas du nouveau logiciel Phonak qui propose de connaître la valeur du RECD.

La seconde partie est l'expérimentation. Le but est de comparer statistiquement le RECD calculé classiquement à l'aide de la chaîne de mesure avec le RECD estimé par le logiciel Phonak. Pour cela, je proposerai aux patients atteints de quelques pathologies que ce soit de participer. Le protocole des tests sera établi.

Puis, chacune des mesures sera analysée indépendamment, puis deux à deux. Enfin les résultats seront exposés.

Dans la dernière partie, nous tirerons une conclusion et enfin, nous discuterons nos résultats et analyses.

Partie théorique

A) QUELQUES RAPPELS

1) Rappels anatomiques

Le système auditif est composé du système auditif périphérique et du système auditif central. Le système périphérique assure la transmission des vibrations acoustiques, l'analyse du signal et la transduction. Le système central, constitué de voies afférentes et efférentes, assure la transmission de l'influx nerveux entre les aires corticales auditives et l'organe de Corti. Ainsi, les voies afférentes transmettent l'influx nerveux jusqu'aux aires auditives via cinq relais auditifs, et les voies efférentes permettent aux centres supérieurs de contrôler le système auditif essentiellement grâce aux cellules cillées externes qui réceptionnent les messages.

Le système auditif périphérique est constitué de 3 parties : l'oreille interne, l'oreille moyenne et l'oreille externe. C'est cette dernière qui nous intéressera tout au long du travail. Son rôle est de transmettre l'onde acoustique. Le pavillon et le conduit auditif externe composent l'oreille externe.

Le pavillon est la partie visible de l'oreille. Dans sa partie centrale et creusée, se trouve la conque qui occupe environ un quart de la surface. Le reste est constitué par le scapha qui contient entre autre le lobule. Toute la surface du pavillon, excepté le lobule, est constituée d'une lame fibro-cartilagineuse. Sa forme et sa rigidité sont très variables. Compte tenu que la souplesse des tissus augmente avec l'âge, ils deviennent plus lâches au fil des années.

Le conduit auditif externe s'étend de la conque jusqu'à la membrane tympanique qui délimite l'oreille externe et l'oreille moyenne. Il est formé de trois sections et deux coudes qui décrivent une forme de « S ». Son revêtement cutané est un prolongement du pavillon qui s'amincit en allant vers l'intérieur. Les deux premières sections du conduit sont fibro-cartilagineuses, avec un revêtement épais constitué de cellules cérumineuses et de poils. La troisième section, plus profonde, est osseuse. La peau y est plus fine et sèche. Le diamètre de ce cylindre est compris entre 5 et 10 mm, il diminue jusqu'au $\frac{3}{4}$ puis augmente de nouveau en se rapprochant du tympan. Du méat auditif, son extrémité ouverte, jusqu'à la membrane tympanique, son extrémité fermée, la longueur du conduit est en moyenne de 25 mm. Selon les auteurs, le volume mesuré sur une population mixte diverge entre 0,88 et 1,211 cc.

Nom des auteurs	Technique de mesure	Volume du CAE en cc
JOHANSEN 1975	Prise d'empreinte	1,014cc
EGOLF et coll. 1993	Scanner	1,211cc
GERBAUD 1995	Liquide	1,06cc ; Homme : 1,14cc et Femme : 0,88cc

Volume du conduit auditif externe chez l'adulte selon divers auteurs [4]

Toutefois, son volume et sa forme sont reliés par une variable qui est l'articulation temporo-mandibulaire. D'un individu à l'autre, l'influence est plus ou moins marquée sur le diamètre du conduit.

Les précédentes valeurs concernent des sujets adultes, or, chez les enfants le conduit est plus court, le diamètre moins important, et composé d'une structure essentiellement membraneuse. De plus, les variations sont très importantes en

⁴ COLLEGE NATIONAL D'AUDIOPROTHESE. L'Appareillage de l'adulte ; Le contrôle d'efficacité prothétique. Tome III. Les éditions de Collège National d'Audioprothèse, 2007.354 Imp.

fonction de l'âge. Chez les personnes âgées, des variations sont causées par le relâchement des tissus au niveau de la partie fibro-cartilagineuse.

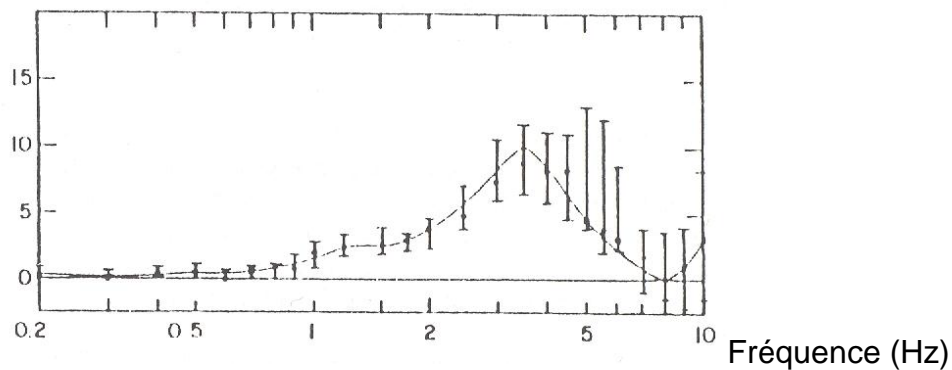
2) Rappels de physique

Le conduit auditif externe, la conque et le tympan sont des résonateurs amortis. Les ondes sont amorties par la peau, les poils et le cérumen. La fonction de transfert du système de transmission résulte des caractères acoustiques du pavillon et du conduit.

La conque amplifie différemment les ondes en fonction de leur incidence. Les ondes créées présentent un modèle de résonance en quart d'onde ou demi-onde dans une bande allant de 4300 Hz à 16700 Hz. Ces dernières sont cependant trop élevées et avec une amplitude trop faible pour avoir une réelle influence dans l'amplification donnée par l'ensemble conque-conduit auditif externe.

Le conduit auditif peut être assimilé à un tube de type ouvert-fermé : l'extrémité externe étant ouverte et celle interne étant fermée par le tympan. Le conduit et la conque sont des résonateurs, dont les résonances sont dites « quart d'onde ». Les résonances produites par l'ensemble conque-conduit auditif externe sont situées dans le spectre de la parole. Effectivement, la mesure *in vivo* de la résonance de l'oreille ouverte (appelée Gain Naturelle de l'Oreille) met en évidence un pic à 3,2KHz avec une amplitude d'environ 10 dB.

Gain (dB)



Mesure *in vivo* du Gain naturel de l'oreille [8]

Toute fois, ces données varient d'un auteur à l'autre. Lorsque l'oreille est obturée par un embout par exemple, le pic de résonance se déplace dans des fréquences plus aiguës.

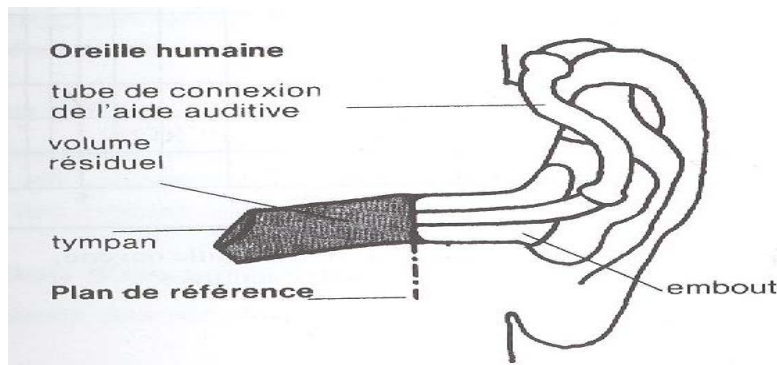
Le volume d'air contenu dans le conduit entre en résonance quand une onde acoustique arrive. Le tympan est chargé de capter les ondes qui sont rentrées en résonance dans le conduit. La pression exercée par ces ondes acoustiques va faire vibrer le tympan à son tour. Ainsi s'effectue la transmission du message à l'oreille moyenne.

⁸ GELIS Christian. Bases Techniques et principes d'application de la prothèse auditive. Edition Sauramps médical, 1993, Montpellier.271p

B) INFLUENCE DE L'EMBOUIT SUR :

1) La cavité résiduelle

La cavité résiduelle est la partie du conduit auditif externe non occupée par l'embout, c'est-à-dire l'espace entre l'extrémité interne de l'embout et le tympan (en foncé sur le schéma).



Le volume résiduelle dans le système de l'aide auditive (document OTICON) [4]

Le volume résiduel dépend donc de la longueur de l'embout. Ainsi, plus l'embout sera long, et plus le volume résiduel sera restreint.

2) L'autophonation

L'autophonation est souvent décrite comme un écho, une résonance de notre propre voix. Selon le Collège National d'Audioprothèse, l'autophonation est « le résultat de la formation d'énergie acoustique par la vibration des parois du conduit auditif externe, en réponse à un signal en conduction osseuse » [4] Ce signal en conduction osseuse est la vibration des cordes vocales lorsque la personne parle.

On différencie deux types d'autophonation : l'effet d'occlusion ou autophonation passive et l'autophonation active ou l'effet d'autophonation.

⁴ COLLEGE NATIONAL D'AUDIOPROTHESE. L'Appareillage de l'adulte ; Le contrôle d'efficacité prothétique. Tome III. Les éditions de Collège National d'Audioprothèse, 2007.354 Imp.

En absence d'obturation, la majorité de l'énergie en conduction osseuse se dissipe par le conduit auditif externe qui est la voie la moins résistante.

En cas contraire, l'obturation empêche l'évacuation de l'énergie par le conduit, elle se dirige alors du côté le moins résistant : le tympan. La voix sera donc perçue à une intensité supérieure à la perception habituelle. C'est l'effet d'occlusion.

Il est fortement influencé par le volume de la cavité résiduelle mais est indépendante de l'amplification des aides auditives. L'autophonation passive dépend donc des caractéristiques mécaniques dues à la forme de l'embout, à sa longueur, et à son étanchéité.

Lors de l'appareillage auditif en conduction aérienne, la présence d'un embout ou d'un dôme est obligatoire, le conduit est donc obstrué. Pour remédier à l'effet d'occlusion, des solutions sont proposées dans « Mesure du CAP » [6] telles que : l'augmentation du diamètre de l'évent, l'allongement de l'embout ou un embout profond qui atteigne la partie osseuse ou encore, l'augmentation de la cavité résiduelle en customisant l'embout.

L'autophonie active dépend de l'aide auditive. Elle est donc indépendante des facteurs acoustiques. Pour faire face à ce phénomène d'autophonation, la correction électronique est préconisée. Il faudra donc modifier des réglages de l'aide auditive.

3) Le REOG

Le Real Ear Occluded Gain est une mesure *in vivo*. Elle a pour but de mesurer la résonance de l'oreille occluse, c'est-à-dire en présence de l'embout, mais sans

amplification de l'aide auditive. Le REOG est également défini comme une perte d'insertion car lors de la mise en place d'un embout, la résonance naturelle du conduit est forcément atteinte. Ceci est visualisable lorsque l'on écrit la formule : $REOG = REOR - REUR$. Pour le mesurer, on utilise une sonde de mesure placée à proximité du fond de conduit (25 mm du tympan chez l'adulte), qui permet de recueillir l'énergie acoustique exacte qui arrive au tympan

L'intérêt du REOG serait de vérifier l'influence de l'embout dans l'autophonie passive. En effectuant cette mesure, on peut se rendre compte de l'influence de l'embout dans les basses fréquences. Lors d'émission de voix, on vérifie ainsi que plus l'embout est obturé, plus le gain est important. Ceci met en évidence l'autophonie passive lors d'émission de voix.

La mesure du REOR peut être pratiquée lors de la mesure du RECD : les chaînes de mesures effectuent automatiquement la soustraction avec la mesure au coupleur. Contrairement aux mesures d'autophonation, le patient n'effectue pas d'émission de voie.

C) LA MESURE DU RECD

1) Définition et historique

C'est aux Etats Unis, en 1981 que HARFORD a été le premier à effectuer des mesures de vérification directement sur le patient. Ces mesures ne peuvent pas tout à fait s'assimiler à de la mesure *in vivo* telle que nous la connaissons car le microphone de référence était placé en contro-latéral.

La mesure du RECD est une mesure *in vivo*, c'est-à-dire qu'elle est effectuée directement sur le patient. Ainsi, plusieurs variabilités sont prises en compte, telles que : les variations anatomiques (qui sont rappelées en A)1)), et les variations d'occlusions liées à l'embout et qui influent sur l'autophonation (voir B) 2)). Cette mesure est donc assimilée à une « signature acoustique » par M. BOGATTO^[1].

D'après K.MUNRO, il n'y a pas de définition officielle, mais « on admet généralement que c'est la différence entre les niveaux de pression acoustique (SPL) mesurés dans le conduit auditif occlus et dans le coupleur 2cc ». Cette méthodologie est d'ailleurs proposée par les chaînes de mesures Affinity et Aurical.

D'après certains auteurs, la définition de la mesure du RECD est différente. Elle est définie comme la différence entre deux niveaux de sortie : celui *in vivo* mesuré au niveau du tympan et celui mesuré sur un coupleur 2cc. Autrement dit, c'est la différence entre le gain *in vivo* (ou REAG) et le gain au coupleur 2cc.

$$\text{RECD} = \text{GIV} - \text{G 2cc}$$

Nous pouvons donc déduire de cette définition, une méthode de mesure dans laquelle l'aide auditive intervient. Cette méthode est différente de celle utilisée par la suite.

Dans un premier temps, aide auditive et embout en place, la pression acoustique est mesurée au tympan via un tube sonde. C'est le niveau de sortie *in vivo*.

Dans un second temps, l'aide auditive est placée dans la chaîne de mesure. Ses réglages et le stimulus sont inchangés. Le niveau de sortie de l'aide auditive est mesuré au coupleur.

Une autre définition est parfois donnée. Elle fait intervenir le CORFIG (Coupleur Response for Flat Insertion Gain). C'est la différence entre le gain d'insertion et le gain au coupleur : $CORFIG = GI - G_{2cc}$

Or, d'après la définition du RECD vue précédemment :

$$G_{2cc} = GIV - RECD$$

$$\text{Donc : } CORFIG = GI - G_{2cc}$$

$$= (GIV - GNO) - (GIV - RECD)$$

$$= GIV - GNO - GIV + RECD$$

$$= RECD - GNO$$

Nous pouvons donc en déduire : **RECD = CORFIG + GNO**

Cependant, la difficulté de manipulation peut pousser à utiliser des valeurs moyennes. La mesure utilisée ne correspond donc plus à la « signature acoustique » du patient.

Par contre, lors de difficultés, une seule mesure sur une des deux oreilles peut suffire. En effet, d'après "Comparison of RECD values in the right and left ear using three earmould configurations"^[12], une étude réalisée par K.MUNRO et L.BUTTFIELD, la faible différence entre les deux mesures sur chacune des oreilles, n'est pas significative dans des conditions optimums (absence de cérumen et une oreille moyenne non perturbée).

^[12] MUNRO Kevin, BUTTFIELD Louise. Comparison of RECD values in the right and left ear using three earmould configurations. Ear and hearing, June 2005, n°3, P.290-298

2) Matériel utilisé pour réaliser la mesure et protocole

Pour effectuer la mesure du RECD, il suffit de se munir d'une chaîne de mesure.

Le casque de mesure est le support du microphone de référence et du microphone de mesure sur lequel est placé le tube sonde. Cette sonde flexible permet de recueillir la réponse au plus près du tympan. Ainsi, la sonde mesure la pression acoustique en fond de conduit. La pression au niveau du plan du pavillon est mesurée par le microphone de référence. La mesure étant effectuée avec embout, la différence entre les deux valeurs correspond la perte d'insertion. Seul l'embout personnel est utilisé, l'aide auditive n'intervient en rien dans la méthode de mesure que nous avons choisie. Toutefois, la mesure peut également être réalisée avec des inserts, mais d'après MUNRO et TOAL S.^[14], les résultats seront moins fiables à cause d'un manque d'étanchéité.

A l'intérieur du caisson de la chaîne de mesure, se trouve le coupleur 2cc. Les mesures au coupleur ne font pas intervenir les données anatomiques individuelles mais se sont des valeurs reproductibles. Mise au point en 1942 par ROMANOW, ce simulateur d'oreille permet de contrôler le bon fonctionnement des aides auditives et le gain requis. D'autre part, le coupleur a pour objectif de comparer un gain réalisé sur l'oreille à un gain mesuré au coupleur. C'est dans cet intérêt là que le coupleur est utilisé dans la mesure du RECD.

Bien que les deux mesures soient visualisables, la chaîne de mesure effectuée automatiquement la différence entre les deux valeurs pour donner le RECD.

^[14] MUNRO Kevin, TOAL Sinead. Measuring the real-ear to the coupler difference transfer function with an insert earphone and a hearing instrument: are they the same? Ear and Hearing, February 2005, vol. 26, n°1.P. 27-34

Toutes nos mesures seront réalisées avec la chaîne de mesure Affinity

La mesure se déroule en deux temps : la mesure au coupleur et celle sur le patient.

Tout d'abord, il faut calibrer les tubes sondes droit et gauche en positionnant l'extrémité du tube devant le microphone de référence du casque. On positionne le casque à 25 cm du haut parleur de la chaîne, ensuite le signal de calibration peut être émis. Le stimulus émis est un bruit aléatoire.

Dans un premier temps, on réalise la mesure au coupleur en reliant le microphone de mesure du casque et le coupleur via un tube. La courbe du niveau de sortie recueillie au coupleur s'affiche alors à l'écran.

Dans un second temps, on réalise la mesure *in vivo*. Pour cela, on introduit, après otoscopie, le tube sonde jusqu'à une grande proximité du tympan (moins de 5 mm du tympan). Dans « Optimizing your RECD measurements »^[1], Marlène BOGATTO propose de lubrifier la sonde avec de l'huile pour faciliter l'insertion, et éviter que sa position ne soit modifiée une fois dans le conduit. Il faut ensuite introduire l'embout du patient tout en retenant la sonde afin d'éviter de la pousser contre le tympan. Une fois en place, le tube acoustique de l'embout est relié au microphone du casque. La mesure peut alors commencer.

La courbe s'affiche sur l'écran, et la différence entre les deux niveaux de sortie est directement réalisée par la chaîne de mesure. La courbe du RECD apparaît.

^[1] BAGATTO Marlène. Optimizing your RECD measurements. Hearing Journal, September 2001, vol. 54, n°9, P. 32-36.

3) Les éléments qui influencent la mesure

Le principal facteur qui influence la mesure est l'étanchéité. Comme cité dans la partie B, l'occlusion du conduit augmente le gain sur les fréquences graves et donc l'effet d'autophonie passive. Le gain naturel dans les basses fréquences est plus important quand l'embout est occlus, et bien étanche. L'absence de gain, ou bien le gain négatif dans ces fréquences là est une indication. Chez des sujets présentant un embout occlus en silicone cela indique une fuite par manque d'étanchéité. L'embout n'est donc plus adapté.

Une perforation tympanique a également le même effet sur les basses fréquences. Selon Kevin MUNRO, H. MARTIN, M. LIAM dans « perforation of the tympanic membrane and its effect on the real-ear-to-coupler difference acoustic transform function » [¹⁰], l'échappée de l'énergie acoustique des basses fréquences dans la cavité de l'oreille moyenne a pour conséquence un effet d'évent. En effet, pour les fréquences inférieures à 1,5 kHz, le gain est inférieur de 9 à 12 dB pour des sujets présentant une perforation tympanique.

Malgré les examens otoscopiques et la lubrification du tube, le positionnement du tube sonde est évidemment un facteur de variabilité. Au positionnement initial ou au moment de la mise en place de l'embout, sa position peut varier. Mais ce mauvais positionnement peut être visualisé sur la courbe. En effet, le gain négatif dans la zone des hautes fréquences indique que la mesure est trop faible et donc que l'insertion est trop courte.

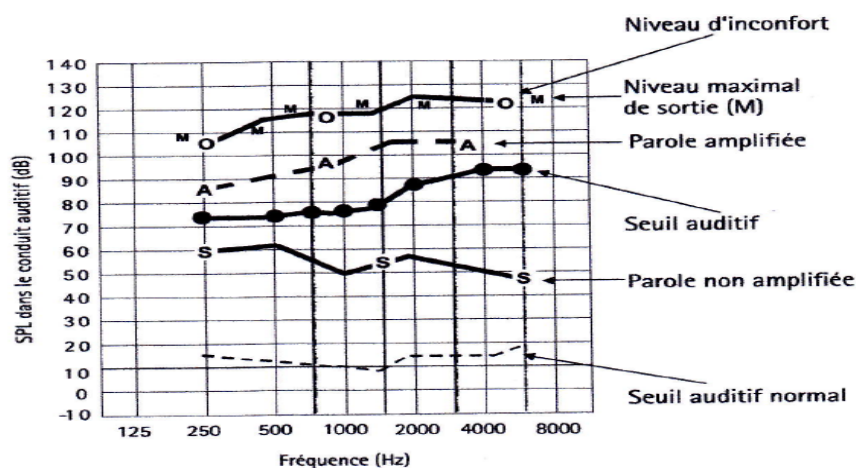
¹⁰ MARTIN HC., MUNRO Kevin, LAM MC. Perforation of the tympanic membrane and its effect on the real-ear-to-coupler difference acoustic transform function. British Journal of Audiology, August 2011, vol. 35, n°4, P. 259-264.

Quand la sonde est pincée et qu'aucune valeur n'est recueillie, alors la mesure est négative sur toute la bande passante. L'obturation par du cérumen peut provoquer la même chose.

D) LES INTERETS DE LA MESURE DU RECD

1) Le SPLogramme

Le SPLogramme tel que défini initialement par David Pascoe est un graphique rassemblant le seuil d'audition et celui d'inconfort mesurés au tympan en dB SPL. Ainsi, en prenant le conduit auditif comme point de référence, on visualise le champ auditif résiduel du patient. On peut y ajouter le niveau de la parole oreille appareillée (REIR), oreille ouverte (REUR)... Un seul graphique basé sur un même point de référence permet donc une facilité de lecture et de corrélation entre les éléments



Exemple de SPLogramme d'une oreille d'un malentendant¹

L'utilisation d'un Madsen Ecouteur Intra est indispensable pour venir stimuler au plus près du tympan. Ce matériel est uniquement disponible sur la chaîne de mesure

¹¹- MUNRO Kevin. Focus 33: Intégration de la RECD dans le processus d'adaptation prothétique. Phonak : life is on[en ligne]. [SI] Phonak¹

AURICAL mais il évite les problèmes de calibration et de variabilités entre les transducteurs.

Contrairement à une mesure au casque, les variations inter individuelles (liées à l'anatomie de l'oreille externe, l'absorption du conduit) sont prises en compte. Les seuils tiennent compte des ces variabilités et sont donc plus exacts. Le souci de précision pour l'appareillage des adultes peut motiver l'utilisation du SPLogramme mais pour les enfants l'importance est supérieure. En effet, lors d'une mesure traditionnelle des seuils chez l'enfant, le volume du conduit n'est pas pris en considération. Or, ce dernier va augmenter avec l'âge de l'enfant et le niveau requis pour déclencher une perception auditive va alors être plus élevé. Ceci fera donc conclure à une aggravation de la perte alors que les seuils au tympan en dB SPL seront inchangés. Cette mesure apporte donc une extrême précision des seuils due au respect de l'amplification naturelle du conduit. (Information recueillie dans le focus 33 [¹¹])

Cependant, la mesure n'est pas des plus aisées principalement à cause d'un manque d'étanchéité de l'insert. Une alternative est alors envisageable : un SPLogramme estimé. Pour établir un SPLogramme plus facilement, il est possible de convertir des seuils mesurés en dB HL en s'appuyant sur le MAP (Minimum Audible Pressure). Le MAP correspond à la pression relevée au tympan d'un sujet normo-entendant qui provoque une sensation auditive. Pour obtenir des dB SPL, il faut alors

¹¹ MUNRO Kevin. Focus 33: Intégration de la RECD dans le processus d'adaptation prothétique. Phonak : life is on[en ligne].

[SI] Phonak.

Disponible sur : <http://www.phonakpro.com/fr/b2b/fr/elearning/publications/focus.html> (consulté le 19/09/2011)

ajouter le MAP au niveau en dB HL de chaque fréquence. Toutefois, on obtient une estimation du niveau en dBSPL avec une approximation de 10 à 15dB SPL.

Afin d'éviter de telles approximations, une autre méthode basée sur le RECD peut permettre d'effectuer un SPLogramme. Les seuils mesurés aux inserts seront convertis plus facilement en SPL car contrairement au casque, les inserts sont étalonnés sur un coupleur 2cc (6cc pour le casque). En ajoutant la valeur du RECD, on passe de dB coupleur au dB SPL.

Si le casque est utilisé, les dB HL doivent préalablement être convertis en SPL coupleur en ajoutant la fonction de transfert CDD (Coupleur to Dial Difference) puis le RECD. Le processus est généralement pris en charge par le logiciel d'adaptation prothétique.

Les mêmes conversions peuvent être effectuées avec les valeurs statistiques de RECD chez les adultes. Les statistiques étant basées sur le coupleur, il est préférable de trouver une alternative pour les enfants dont le volume de la cavité est nettement inférieur à celui du coupleur.

2) **La méthode DSL**

La méthode DSL, développée par SEEWALD, a pour objectif premier l'appareillage de l'enfant : « Le signal vocal amplifié délivré aux nourrissons et aux enfants, sera audible, confortable et sans distorsion dans la plus large bande d'audition possible », SEEWALD 1987.

Cette méthode est toutefois utilisable pour l'appareillage de l'adulte qui diffère sur deux points : l'objectif, qui est l'apprentissage de la parole pour les enfants, et l'oreille

externe. Entre l'enfance et l'âge adulte, la forme et le volume du conduit évoluent et la résonance est donc modifiée. Afin d'être le plus juste possible, SEEWALD propose de mesurer directement le RECD sur chaque patient ou bien d'employer les tables de corrections établies en fonction de l'âge. La mesure du RECD sera prise en compte lors du transfert en SPL des seuils mesurés en HL (pour réaliser le SPLogramme), et également lors du calcul du gain requis au coupleur. Ainsi le réglage est réalisé en chaîne de mesure ce qui a pour avantage d'être non invasif surtout pour les enfants.

3) Un outil dans l'appareillage pédiatrique

La mesure du RECD est fréquemment utilisée lors d'appareillages pédiatriques. Chez les adultes, le RECD statistique est assez proche de la valeur mesurée directement sur le patient. Or, les conduits des enfants sont plus petits que ceux des adultes. Pour les enfants, la différence avec un volume de 2cc est donc accrue. Les valeurs statistiques basées sur des conduits d'adultes ne sont donc pas pertinentes pour les enfants. Nous pouvons alors nous tourner vers des mesures théoriques en fonction de l'âge de l'enfant mais il a été prouvé par K.BRINGHAM, LM.JENSTAD, et N.SHAHNAZ [³] que le volume du conduit est en constante évolution et que la variabilité inter individuelle est telle que le RECD n'est pas prédictible en fonction de l'âge ou du volume du conduit. La mesure est donc à effectuer sur chaque enfant afin d'éviter d'importantes erreurs.

³ BINGHAM, JENSTAD, SHAHNAZ. Longitudinal changes in real-ear to coupler difference measurements in infants. Journal of the American Academy of Audiology, October 2009, vol. 20, n°9.P. 558-568.

Ainsi, une fois la différence avec le coupleur connue, l'audioprothésiste peut effectuer un réglage au coupleur en ayant la maîtrise de l'acoustique du patient sans effectuer d'autres mesures *in vivo*. En effet, lors d'un réglage en chaîne de mesure, la valeur du RECD sera directement prise en compte pour établir le ciblage. Si le réglage est effectué avec un logiciel, il est possible d'importer la valeur afin que la variation inter individuelle soit respectée.

De plus, la mesure du RECD permettra à l'audioprothésiste d'effectuer le SPLogramme et ainsi de visualiser l'amplification donnée par l'aide auditive au sein du champ dynamique de l'enfant.

Toutefois, l'insertion de la sonde est une difficulté à ne pas négliger car son incidence est grande comme nous l'avons vu précédemment.

Une méthode est proposée par M.BOGATTO, R. SEEWALD, S.SCOLLIE et AM.THRAPE [2] pour permettre l'insertion de la sonde malgré les réticences de l'enfant. Au lieu d'effectuer en deux temps l'insertion de la sonde puis de l'embout, ils proposent d'accrocher la sonde à l'embout à l'aide d'un film plastique, un simple sparadrap peut être envisagé. Ainsi, l'opération s'effectue en un seul temps, elle est donc plus rapide et mieux tolérée par l'enfant.

L'intérêt est donc d'effectuer une mesure rapide, avec un point de comparaison, qui évite toute autre mesure *in vivo* et qui renseigne de l'acoustique individuelle de l'enfant sans grande difficulté de manipulation.

² BOGATTO,SEEWALD, SCOLLIE et THRAPE. Evaluation of a probe-tube insertion technique for measuring the Real-Ear-to-Coupler-Difference in young infants. Journal of the American Academy of Audiology, 2006, vol. 17, P 573-58.

E) D'AUTRES METHODES NON CONVENTIONNELLES DE LA MESURE DU RECD, UTILISEES PAR LES FABRICANTS

Nous allons présenter les méthodes alternatives de mesure du RECD qui sont proposées par les différents fabricants. Elles seront présentées selon leur proximité avec la mesure classique du RECD : de la méthode s'en rapprochant le plus à celle qui en est le plus éloigné.

1) La méthode de STARKEY

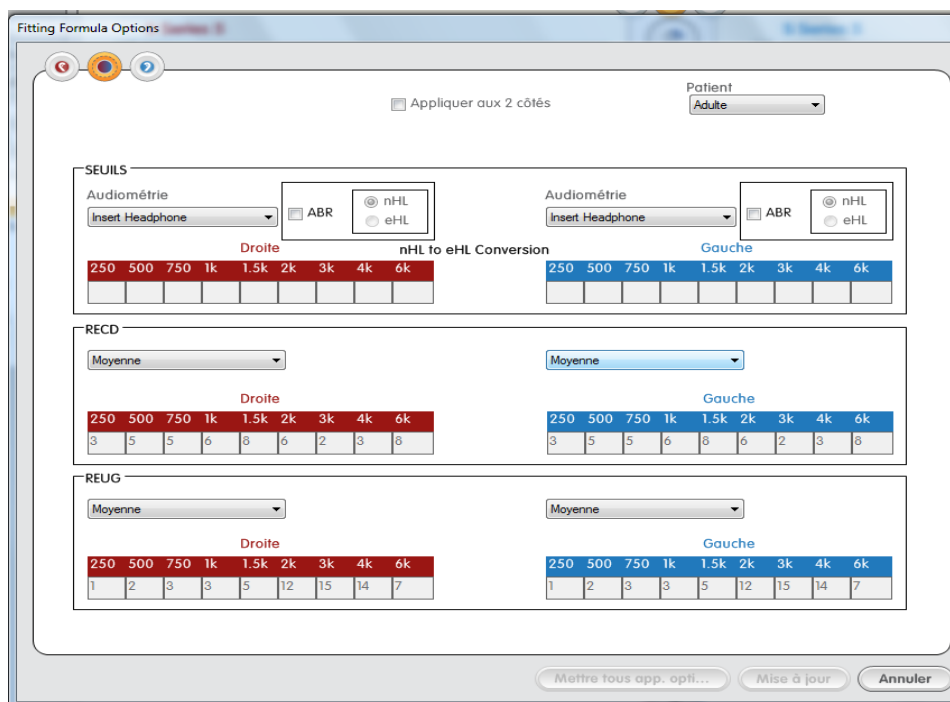
La méthode proposée par STARKEY est très similaire à la mesure classique. Un matériel spécial est fourni. Pour la gamme Destiny, le matériel était composé d'un coude de couleur orange, d'une sonde et d'une gaine en plastique servant à recouvrir les microphones. Le coude standard est remplacé par le coude orange qui présente un orifice destiné à l'insertion de la sonde.

Actuellement, pour la gamme S Series, seule la mesure du gain in-vivo est réalisable. Pour ce fait, un tube sonde est fourni, il est directement relié à une gaine qui se fixe sur les microphones. Une fois la mesure effectuée, le gain apporté sera modifié automatiquement pour venir s'accoler au gain cible.



Capture d'écran, dans le logiciel STARKET, d'un dessin explicatif de la mise en place de la gaine

La mesure du RECD « in-situ » n'est plus proposé par Starkey, en revanche, elle est importable dans Inspire (tout comme le REUG) afin d'être prise en compte dans le gain cible. Sinon, des valeurs moyennes sont proposées.



Capture d'écran, dans le logiciel STARKEY, du tableau qui permet l'importation des valeurs de mesures in vivo

2) La méthode de WIDEX

Le fabricant Danois nous propose une mesure appelée Widex in- situ RECD réalisable uniquement avec les aides auditive CLEAR Serie 9 et CLEAR Serie m. Le matériel utilisé pour la mesure est un tube sonde ayant un anneau plastique en extrémité. Cet anneau est à fixer sur les microphones de l'aide auditive. Seule la fixation microphone varie entre la mesure avec l'aide auditive Serie 9 et avec l'aide auditive Serie m. Une règle graduée est également fournie, elle permet d'adapter la

longueur du tube en fonction de l'âge du patient. Le protocole se déroule en deux temps : la calibration du tube et la mesure.



Capture d'écran, dans le logiciel WIDEX, de la photographie montrant la mise en place de l'anneau



Capture d'écran, dans le logiciel WIDEX, de la photographie du matériel fourni pour la réalisation de la mesure du RECD

Ces deux dernières méthodes (WIDEX et STARKEY) sont assez « conventionnelles » car elles demandent l'utilisation d'un tube sonde. Si le RECD mesuré n'est pas satisfaisant, il est possible d'utiliser le RECD moyen. L'intérêt est

de n'avoir qu'une seule et même interface lors de l'appareillage et donc de gagner du temps.

Ces mesures sont également plus rapides que celles traditionnelles car elles utilisent des valeurs moyennes de la mesure au coupleur.

3) **La méthode de PHONAK**

Avec l'arrivée du nouveau logiciel de programmation TARGET du fabricant PHONAK, un nouvel outil est proposé : la mesure du RECD.

A vrai dire, ce n'est pas la première fois que Phonak propose cette mesure. En revanche, c'est bien la première fois que cette mesure est proposée sans tube sonde.

En effet, avec le RECDdirect développé pour SUPERO en 2001, le matériel requis se limite au module de RECDdirect et à une sonde de mesure^[17]. En 2011, ce matériel est proscrit, la simple présence de l'aide auditive est suffisante ^[16]. La captation ne se fait donc pas au niveau du tympan avec un tube sonde.

4) **La méthode d' OTICON**

Contrairement au fabricant STARKEY, OTICON ne propose pas de mesurer une valeur de RECD. Le logiciel prend en compte cette valeur mais il faut quelle soit

¹⁷ PHONAK. RECD direct for Supero. Phonak : life is on[en ligne]. [SI] Phonak, 2003. Disponible sur : <http://www.phonakpro.com/fr/b2b/fr/elearning/publications/field_study_news.html >

¹⁶ PHONAK. Chaque oreille est unique, maintenant chaque appareil l'est aussi. . Phonak : life is on[en ligne]. [SI] Phonak, Juillet 2010. Disponible sur : <<http://phonak.com/>> (consulté le 19/09/2011)

mesurée au préalable. En effet, on peut rentrer manuellement la valeur, l'importer à partir de la chaîne de mesure ou bien se servir de la valeur statistique mise à disposition par le fabricant.

Ainsi, le ciblage proposé à partir de la méthode choisie sera, entre autre, basé sur le RECD. Cette fonctionnalité du logiciel est accessible pour toutes les aides auditives de la gamme.

5) **SIEMENS**

Chez SIEMENS, la méthode est différente puisqu'il s'agit simplement d'importer la valeur du REUG du patient pour la substituer au REUG moyen. Toutefois, l'option est difficilement repérable dans Connexx. Il ne s'agit donc pas d'une utilisation du RECD. Pour améliorer les réglages, une autre possibilité est d'utiliser la chaîne de mesure en parallèle à Connexx, et de superposer au gain d'insertion désiré par Connexx et de laisser faire l'auto réglage qui fera coller parfaitement le GI mesuré au GI calculé. La méthode est similaire à celle proposée par STRAKEY.

PARTIE PRATIQUE

A) LE PROTOCOLE

Le but de mon mémoire est de comparer deux valeurs de RECD, celle donnée par la chaîne de mesure que nous appellerons la mesure classique, puis celle proposée par PHONAK sur ses aides auditives possédant la puce SPICE.

1) Ce que propose PHONAK

Avec cette nouvelle génération d'aides auditives, le fabricant PHONAK propose une nouvelle fonction en complément de son audiométrie directe : La mesure du RECD. Pour cela, il suffit d'effectuer un test de larsen. A partir de cette valeur une proposition de modification du réglage est proposée.

2) Ce que nous avons constaté

Comme conseillé par M. BOGATTO [¹], aux professionnels s'initiant à la mesure, j'ai préalablement effectué la manipulation et la mesure sur moi-même et sur des proches. Grâce au technicien du laboratoire de TOULON, j'ai eu la chance de pouvoir effectuer la fabrication de mes embouts : deux fonds de conques sans évent, afin d'avoir une grande étanchéité pour une mesure juste. Une fois mes embouts

¹ BAGATTO Marlene. Optimizing your RECD measurements. Hearing Journal, September 2001, vol. 54, n°9, P. 32-36.

terminés, j'ai entrepris les mesures du RECD : la mesure classique en chaine de mesure, et la mesure proposée par PHONAK avec une aide auditive SPICE. Afin de connaître la valeur du RECD proposé par PHONAK, il faut avoir renseigné les paramètres acoustiques puis effectuer le test de larsen. Le test de larsen a un double intérêt : donner le gain critique ainsi que le RECD.

Systematiquement, lors de cette dernière, un message m'indiquait que le test anti-larsen avait été effectué avec succès mais que le couplage acoustique était mauvais ce qui empêchait de mesurer le RECD. Je me suis donc interrogée sur le mode de captation du signal sonore émis par l'aide auditive.

Test de larsen réussi

Mais la mesure du RECD a échoué

Message qui apparait lorsque la mesure n'a pas pu être réalisée

Après de nombreuses tentatives non concluantes avec plusieurs aides auditives PHONAK, j'ai pris contact avec le fabricant pour plus d'explications. Le fabricant m'a alors appris que les microphones servaient de capteurs. Donc, en cas d'occlusion totale, aucun signal n'est capté, le logiciel propose alors une valeur théorique de

RECD. La présence d'événement est alors obligatoire. Or, s'il y a présence d'événement, le RECD est négatif dans les basses fréquences.

Cela pose alors la question de l'effet d'événement dans la mesure du RECD ainsi que l'influence de la cavité résiduelle qui est largement augmentée avec le système de captation Phonak qui ne fonctionne qu'en présence d'un événement.

La mesure traditionnelle s'effectuant sur embouts occlus, la comparaison avec le RECD de PHONAK n'est alors possible que si les embouts sélectionnés sont munis d'une aération.

De plus, la captation est effectuée par les microphones, elle est donc éloignée de la sortie de l'événement. Par conséquent, la captation dépend également de l'intensité du signal.

Le test de Larsen effectue un balayage fréquentiel et va en intensité jusqu'à la limite de l'appareil. Un appareil peu puissant a un MPO plus faible ce qui entraîne donc une plus grande difficulté de captation.

En effet, avec le même événement, le RECD n'a pu être donné sur un Ambra Petite alors qu'il était donné avec un AMBRA SP. J'ai donc pris la décision d'effectuer mes tests avec le même appareil : AMBRA SP.

3) **Le protocole des tests**

Au préalable, avant de réaliser les tests, j'effectuais une otoscopie méticuleuse et j'expliquais aux patients ce à quoi ils allaient participer. Initialement, je pensais réaliser deux tests : le RECD traditionnel et le RECD PHONAK, afin de les comparer. Suite à ce que j'ai pu constater pour le bon déroulement de la mesure PHONAK, j'ai

du réaliser un troisième test. Ce dernier est effectué en chaine de mesure, mais sur embout non occlus afin d'être le plus proche possible de ce qui est effectué par PHONAK. Ainsi, nous avons un test comparable à celui de PHONAK.

En conclusion, trois tests ont été effectués :

- la mesure traditionnelle du RECD, réalisée à partir d'une chaine de mesure avec un embout occlus. Afin d'effectuer le test j'ai dû boucher les événements avec de la pâte. De cette manière, je pouvais juger de la bonne étanchéité de l'embout grâce à une valeur positive dans les basses fréquences.
- la mesure du RECD proposée par PHONAK qui n'est réalisable que si l'embout présente une aération, elle est donc réalisée sur embout ouvert.
- la mesure du RECD sur embout ouvert afin de la comparer au RECD PHONAK. Nous appellerons cette deuxième mesure RECD o.

4) **Le choix de l'échantillon**

Afin de pouvoir comparer la mesure traditionnelle et celle de PHONAK, l'échantillon devait posséder un embout avec événement ou bien avec une étanchéité non complète. Ainsi, les patients possédant des embouts en silicone étaient exclus d'office. Ils s'ajoutaient alors aux patients possédant des contours à écouteurs déportés, ce qui réduisait par conséquent, le nombre de candidats potentiels.

Contrairement à mon attente, les contraintes rencontrées ont été un obstacle dans le recrutement de l'échantillon de patients.

La prise de contact s'est faite par communication téléphonique ou bien lors des rendez-vous avec l'audioprothésiste.

Le groupe est composé de 18 patients volontaires dont 5 hommes et 13 femmes âgés de 40 à 89 ans. La moyenne d'âge est de 75,56 ans.

Au total, 32 oreilles ont été testées dont :

- 30 pour la mesure traditionnelle du RECD (une mesure non prise en compte à cause du mauvais positionnement du tube sonde et une seconde mesure non réalisable à cause d'une sensibilité extrême à la sonde)
- 23 pour la mesure du RECD o (9 embouts étaient occlus)
- 31 pour la mesure du RECD PHONAK (deux mesures non réalisables à cause du « couplage acoustique »).

B) STATISTIQUES

1) Ce que nous cherchons

Toutes les données seront analysées de manière indépendante.

Ainsi nous allons chercher à mettre en évidence :

- que la mesure du RECD dans les basses fréquences donne une indication sur l'évent.
- que l'aération et l'étanchéité de l'embout ont une incidence sur la mesure du RECD dans les basses fréquences

- et que donc les mesures ne doivent pas être traitées indépendamment de l'évent.

Puis, toutes les données seront analysées deux à deux pour mettre en évidence :

- que la mesure du RECD dans les basses fréquences mesure l'effet d'évent
- que la mesure du RECD dans les hautes fréquences permet de connaître la « signature acoustique » de chacun
- la validité de la mesure proposée par PHONAK

2) **Les méthodes mises en place**

Dans un premier temps, nous allons comparer la mesure traditionnelle du RECD avec la mesure du RECD PHONAK. Nous pouvons faire l'hypothèse, que la différence d'aération, ait causée une variation sur les basses fréquences entre les deux mesures.

Dans un second temps, nous allons comparer la mesure du RECD o , avec la mesure du RECD PHONAK. Nous pouvons faire l'hypothèse d'une variabilité réduite grâce à une aération similaire.

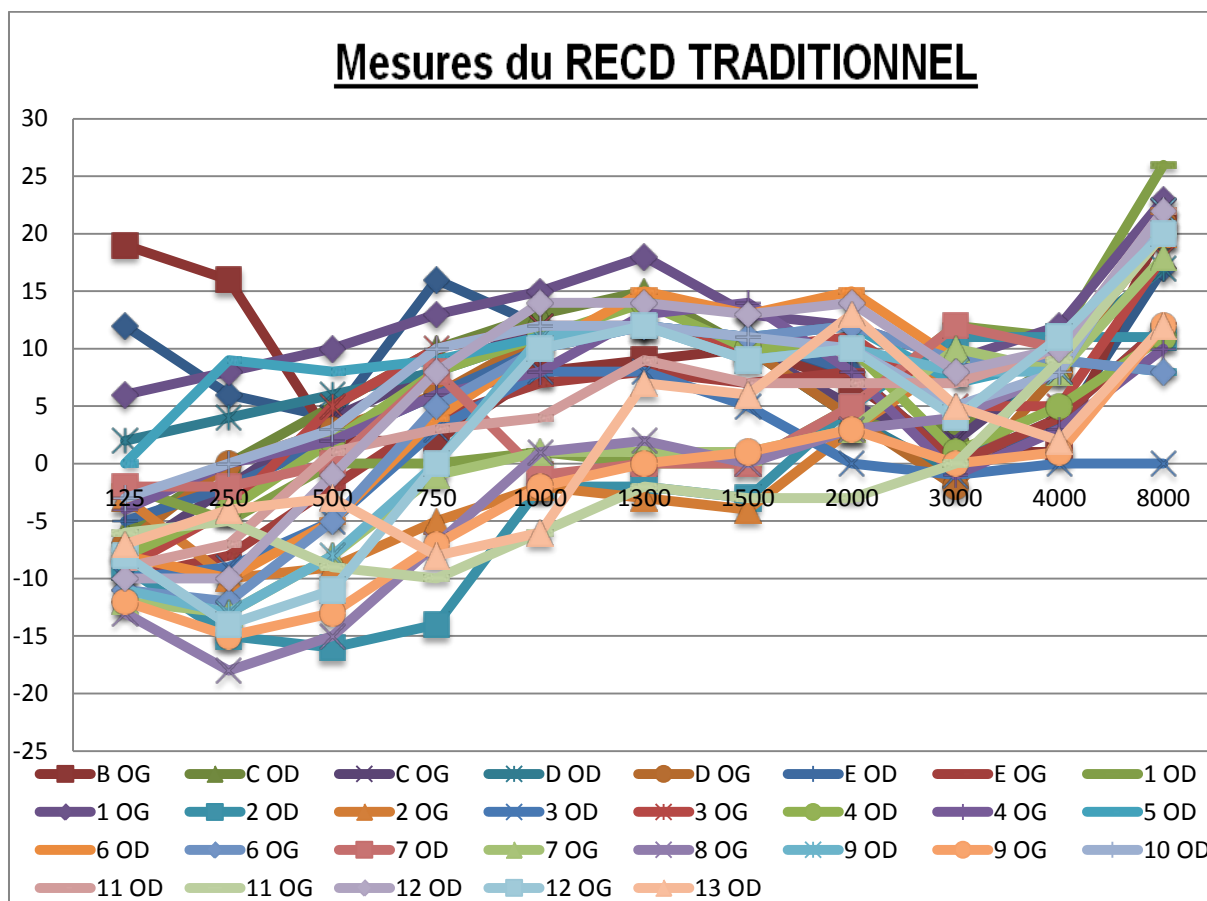
Dans un troisième temps, nous comparerons la mesure traditionnelle du RECD avec la mesure du RECD o . Nous pouvons faire l'hypothèse, qu'à cause de la différence d'aération, il y ait une variation sur les basses fréquences entre ces deux mesures.

3) Réalisation : analyse des RECD de manière indépendante

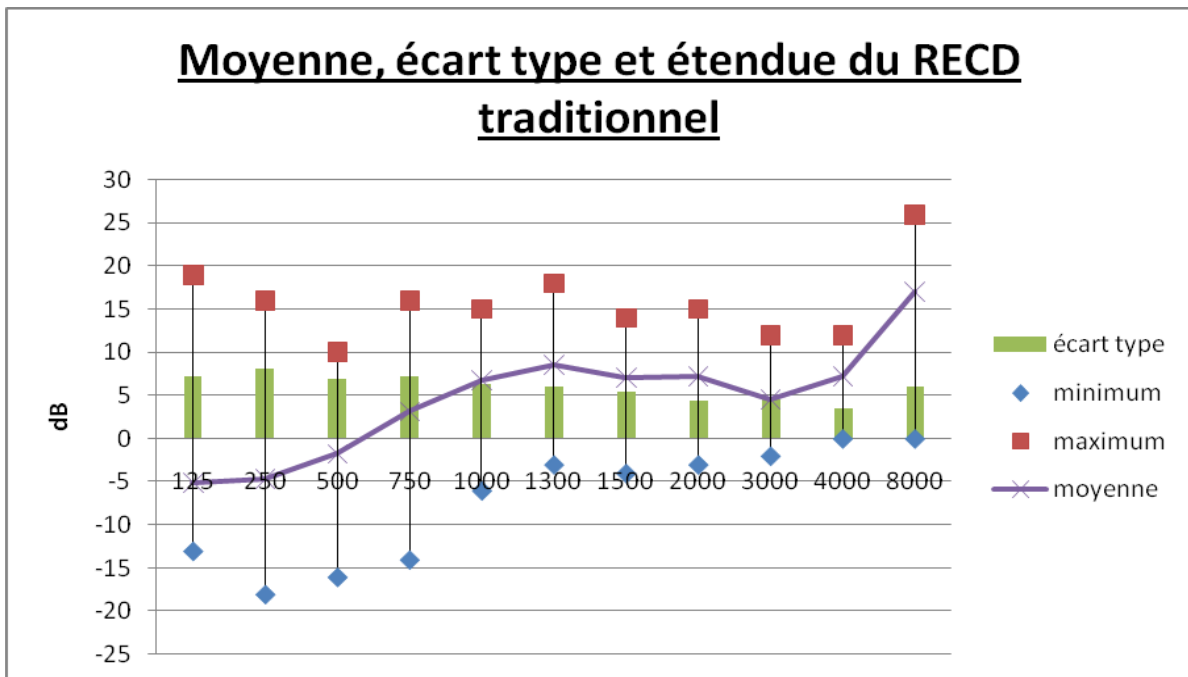
a) LE RECD traditionnel

Sur le graphique suivant nous pouvons observer l'ensemble des RECD traditionnels mesurés sur les patients.

Cette représentation permet de visualiser la forte étendue des données. Les maximums et les minimums pour chaque fréquence sont indiqués sur le tableau récapitulatif en annexe ce qui permet d'en contrôler l'étendue.



Ci dessous, l'écart type permet de connaitre la dispersion pour chacune des fréquences par rapport à la valeur moyenne.



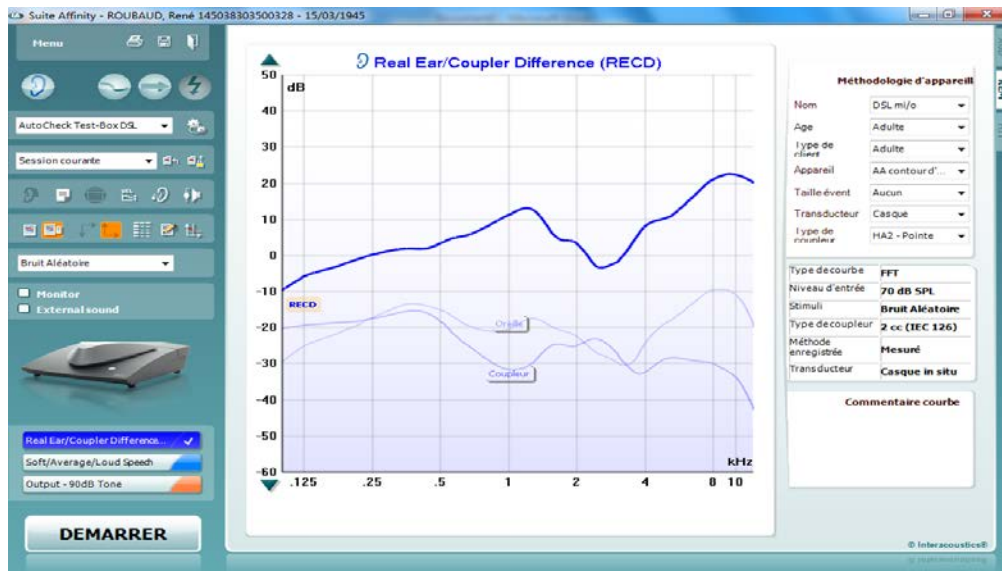
Nous remarquons que jusqu'à la fréquence 500 Hz la valeur moyenne du RECD est négative. Ces résultats sont en accord avec le paragraphe **C) 3** qui indique qu'avec un embout occlus et en absence d'émission de voix, la mesure dans les basses fréquences est négative.

De plus, l'étendue dans les basses fréquences est étonnement élevée alors que l'aération est nulle pour chacun des embouts. Cette grande dispersion pourrait être expliquée par un manque d'étanchéité car en effet, les patients possédaient tous des embouts en résine. L'étanchéité plus ou moins importante aurait alors créé un effet d'évent plus ou moins marqué et donc une grande variabilité du résultat dans les fréquences graves.

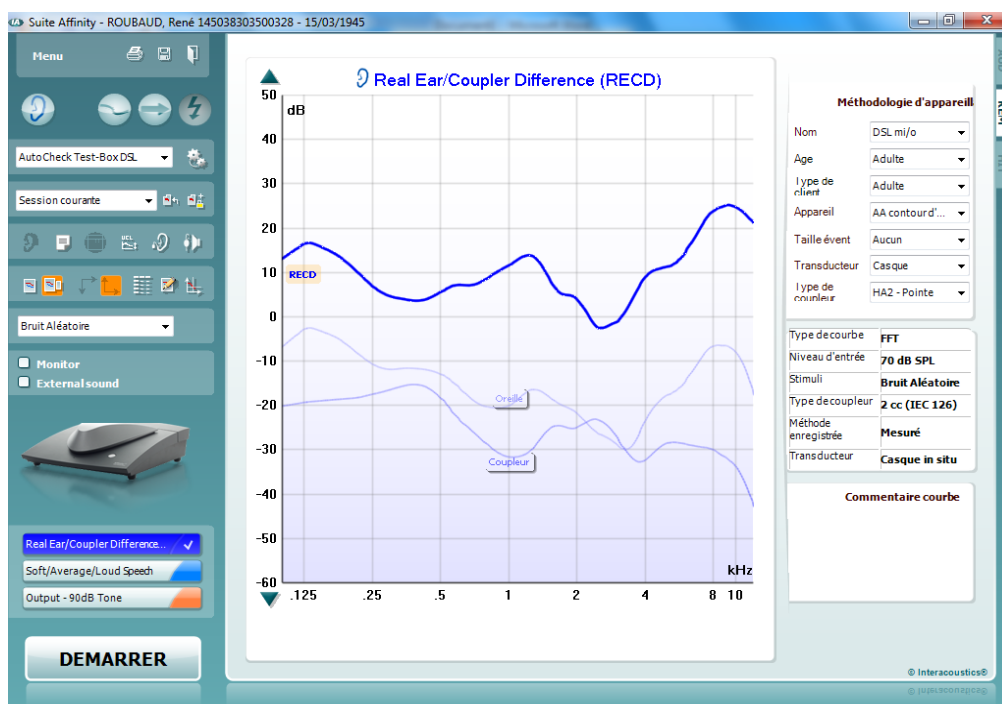
Pour appuyer cette hypothèse nous pouvons nous baser sur les résultats du patients D.

Le RECD a été mesuré en deux fois : une première fois avec l'embout occlus en place, et une deuxième fois avec l'embout occlus et tenu à la main pour plus d'étanchéité.

RECD patient D : événement occlus



RECD du patient D : événement occlus + embout tenu



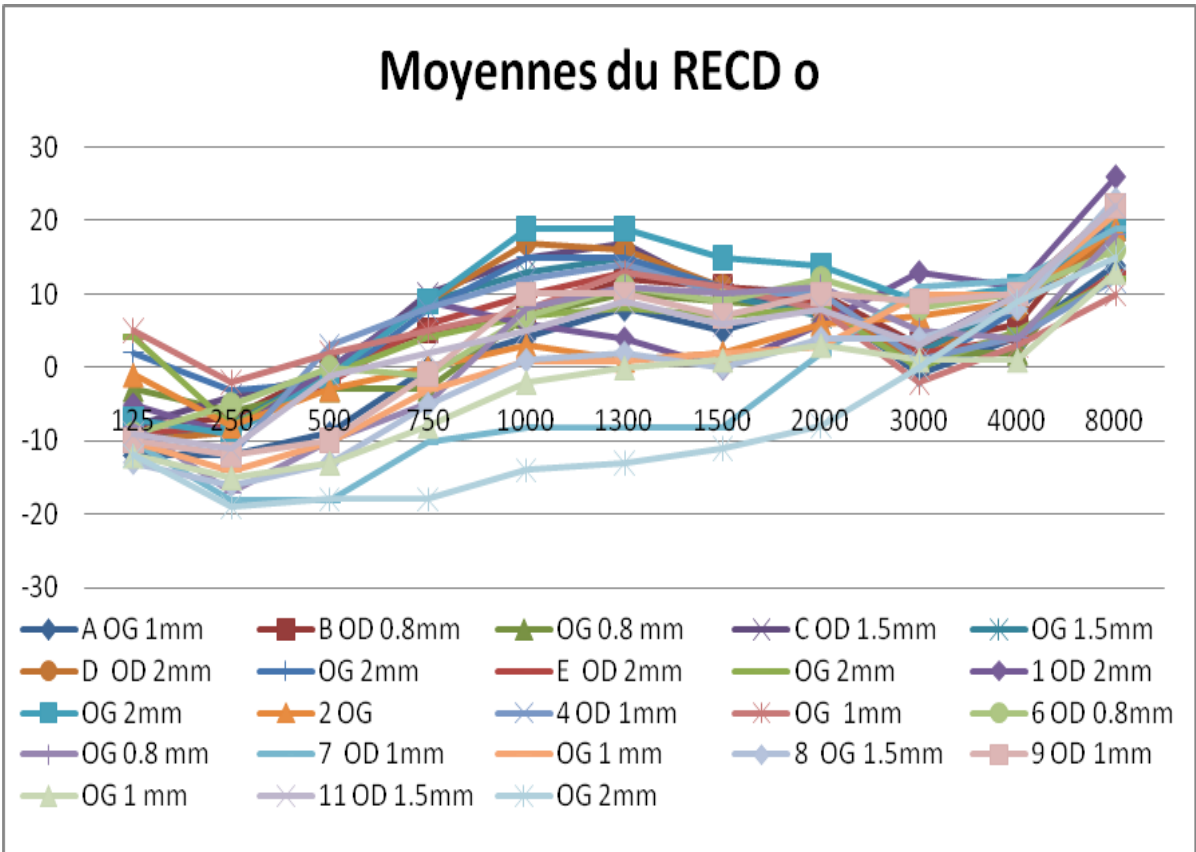
Nous remarquons que les courbes ne divergent que sur les basses fréquences. En effet, dans le premier cas, ce n'est qu'à partir de la fréquence 250 Hz que le RECD est positif alors que lorsque l'embout est tenu, la mesure est positive sur toutes les fréquences.

Ainsi, cela confirme bien que nos résultats sont dus à un manque d'étanchéité et que le RECD dans les basses fréquences mesure l'effet d'évent. Il confirme également que lorsque l'étanchéité est complète, la mesure est supérieure sur les basses fréquences (comme indiqué dans le paragraphe **3)C**)).

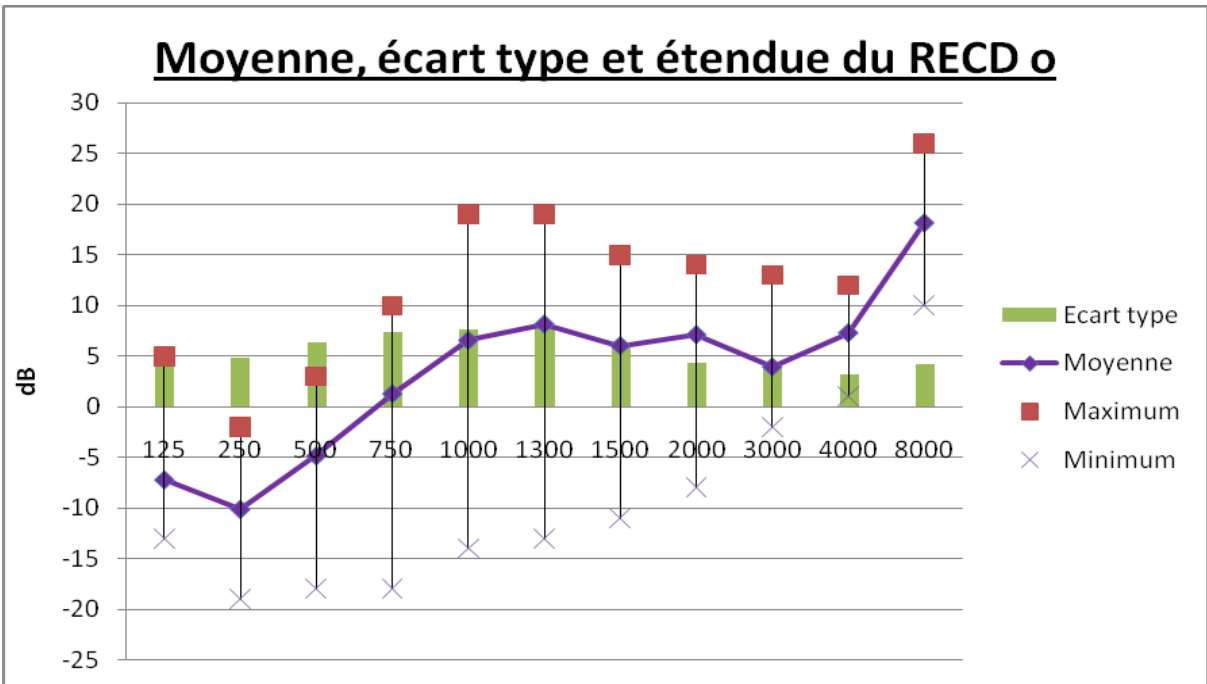
b) **LE RECD_o**

Sur le graphique suivant nous pouvons observer l'ensemble des RECD mesurés sur les patients avec l'évent ouvert. Le diamètre des événements pour chacun des patients est indiqué en légende.

Cette représentation permet de visualiser la forte étendue des données ce qui est cohérent compte tenu de la diversité des diamètres d'évents. Les maximums et les minimums pour chaque fréquence sont indiqués sur le tableau récapitulatif en annexe ce qui permet d'en contrôler l'étendue.



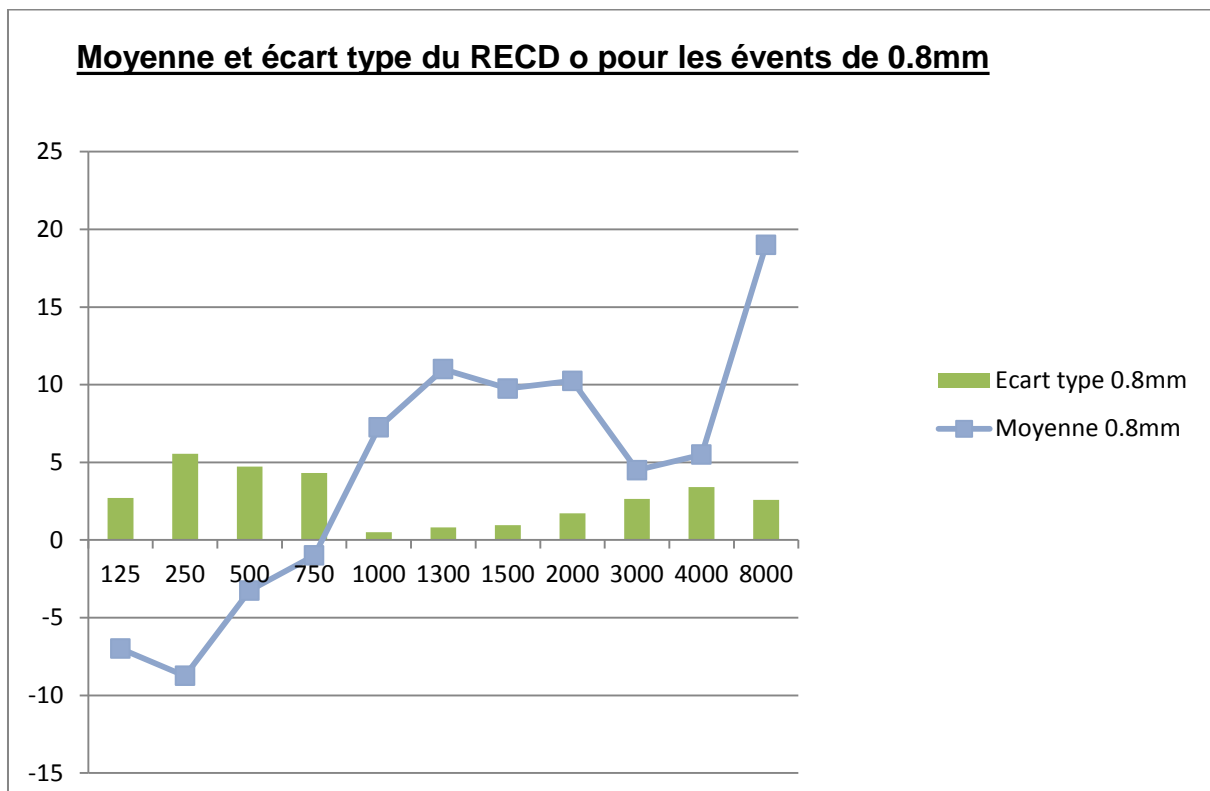
Ci dessous, l'écart type permet de connaitre la dispersion pour chacune des fréquences par rapport à la valeur moyenne du RECD o.



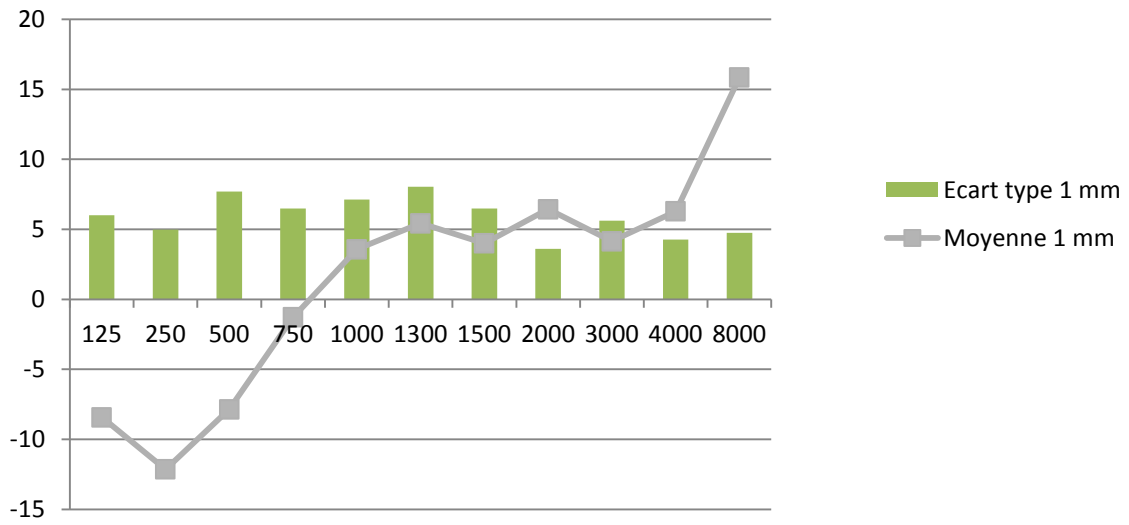
Nous remarquons que les valeurs s'étendent entre 18 et -15 dB pour la fréquence 1000 Hz. L'étendue est donc importante.

De plus, l'écart type prouve que la dispersion est forte. Cette dispersion sur les fréquences aiguës est en accord avec le principe de la signature acoustique qui est variable d'un individu à l'autre. En revanche la forte dispersion sur les basses fréquences reflète la grande variabilité d'événement. Nous avons donc trouvé judicieux de ne pas traiter ensemble, toutes les mesures du RECD σ . Elles seront regroupées selon le diamètre de l'événement. Ainsi nous excluons un facteur de variabilité : l'aération. En contre partie, les conclusions seront moins précises car les échantillons seront plus petits.

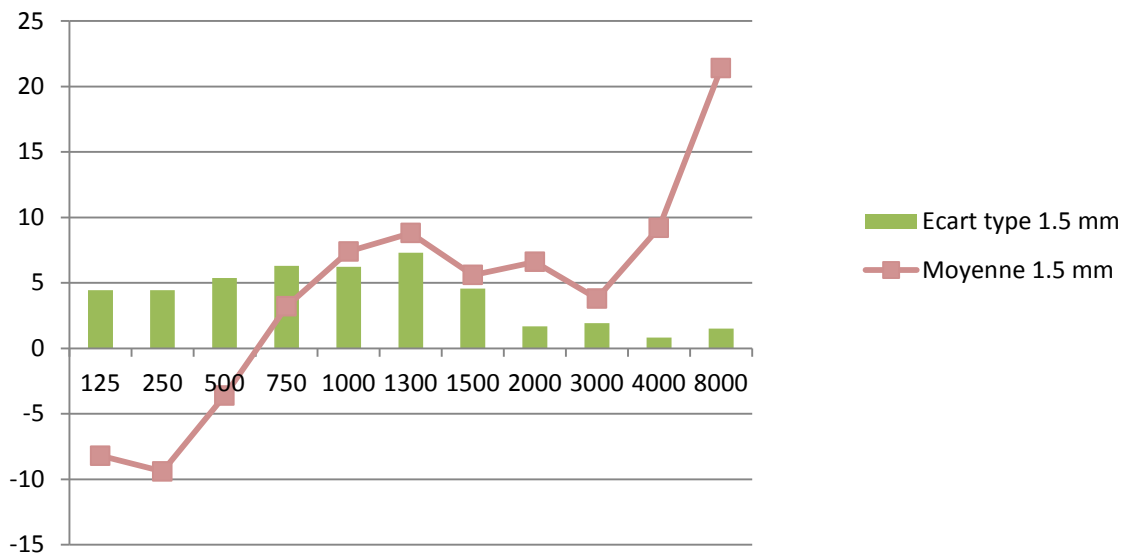
Ainsi, les moyennes et les écarts types ont été recalculés pour les quatre groupes : le groupe avec un événement de 0.8 mm, 1 mm, 1.5 mm et 2 mm de diamètre.

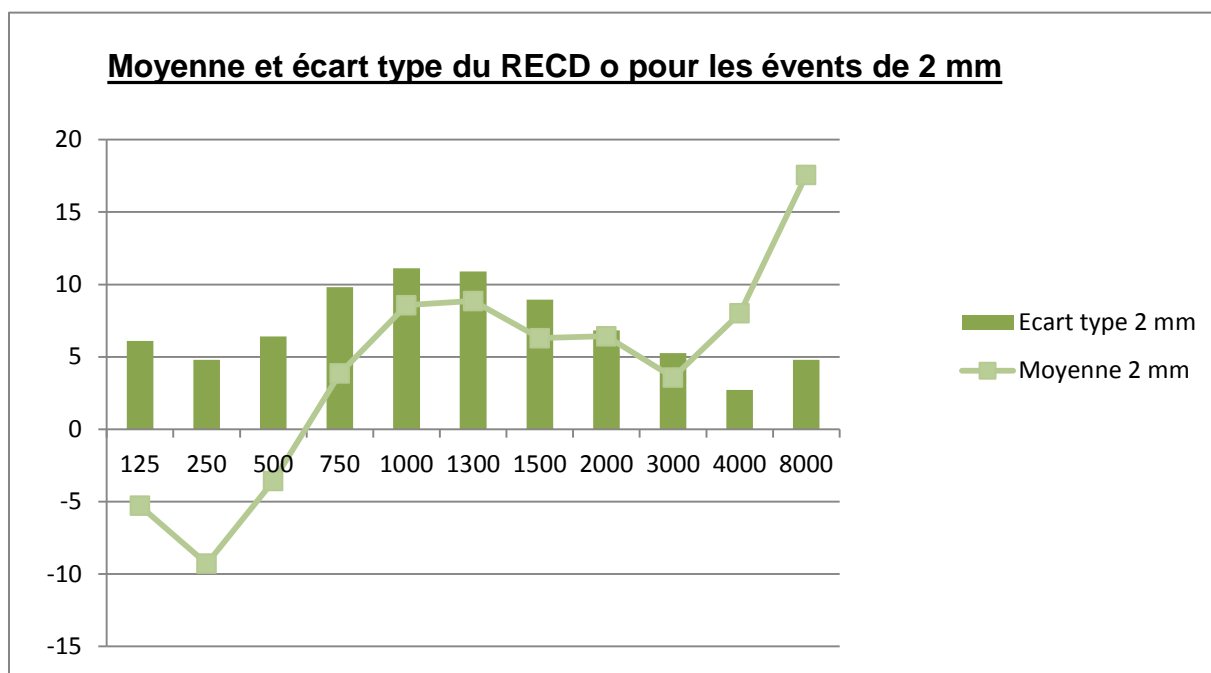


Moyenne et écart type du RECD o pour les événements de 1 mm



Moyenne et écart type du RECD o pour les événements de 1.5 mm





Pour chacun des groupes, l'écart type ne dépasse guère les 10 dB sur les basses fréquences, ce qui nous pousse à croire que c'est la bonne méthode d'analyse.

Pour venir confirmer de nouveau que la négativité augmente avec l'aération nous allons nous appuyer sur les moyennes précédentes. Nous nous attendons à trouver un minima plus bas quand l'événement est plus grand. En effet pour le groupe ayant un événement de 0.8mm, son minima de - 8 dB est plus petit que celui des autres groupes. Toutefois, le minima le plus bas n'est pas celui du groupe avec un événement de 2 mm, mais celui du groupe avec un événement de 1 mm. L'étanchéité des embouts et les faibles échantillons pourraient expliquer ces anomalies.

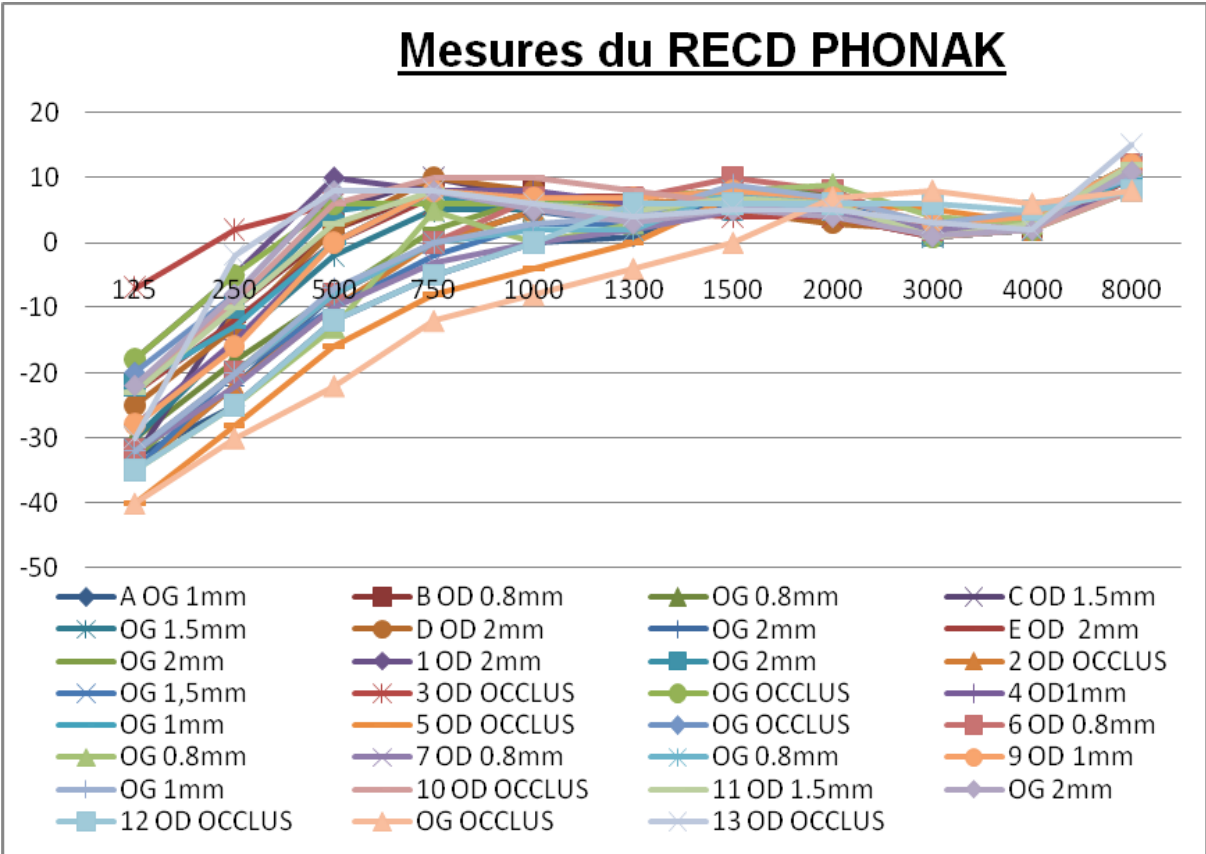
De plus, nous remarquons que, contrairement à ce qui est attendu, le minima ne correspond pas à la fréquence 125 Hz, mais il se trouve systématiquement à 250 Hz.

Ceci pourrait être expliqué par la qualité du haut parleur de la chaîne de mesure, ce dernier ne restaurerait pas correctement les fréquences trop basses. Les résultats obtenus à la fréquence 125 Hz doivent donc être relativisés.

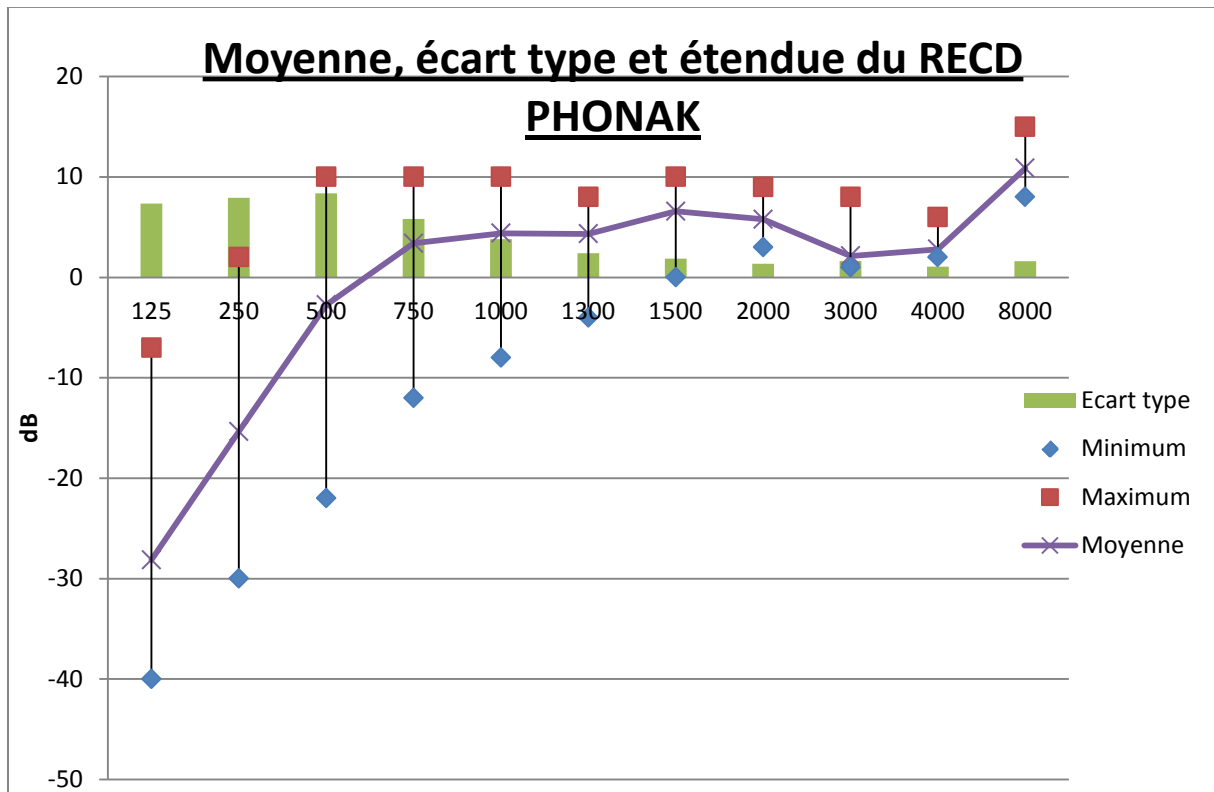
c) **LE RECD PHONAK**

Sur le graphique suivant nous pouvons observer l'ensemble des RECD mesurés selon la méthode PHONAK, sur les patients dont l'événement est ouvert.

Cette représentation permet de visualiser la forte étendue des données ce qui est cohérent compte tenu de la diversité de diamètres d'événements (sur les graves) et de la diversité d'acoustique d'oreilles (sur les aiguës). Les maximums et les minimums pour chaque fréquence sont indiqués sur le tableau récapitulatif en annexe ce qui permet d'en contrôler l'étendue.



Ci dessous, l'écart type permet de connaitre la dispersion pour chacune des fréquences par rapport à la valeur moyenne du RECD PHONAK.



Nous remarquons que l'écart type sur les hautes fréquences est anormalement faible, cela permet donc d'émettre l'hypothèse que la variabilité acoustique n'est pas respectée avec la méthode PHONAK. Cette hypothèse sera vérifiée dans la deuxième partie lors de la comparaison avec le RECD o.

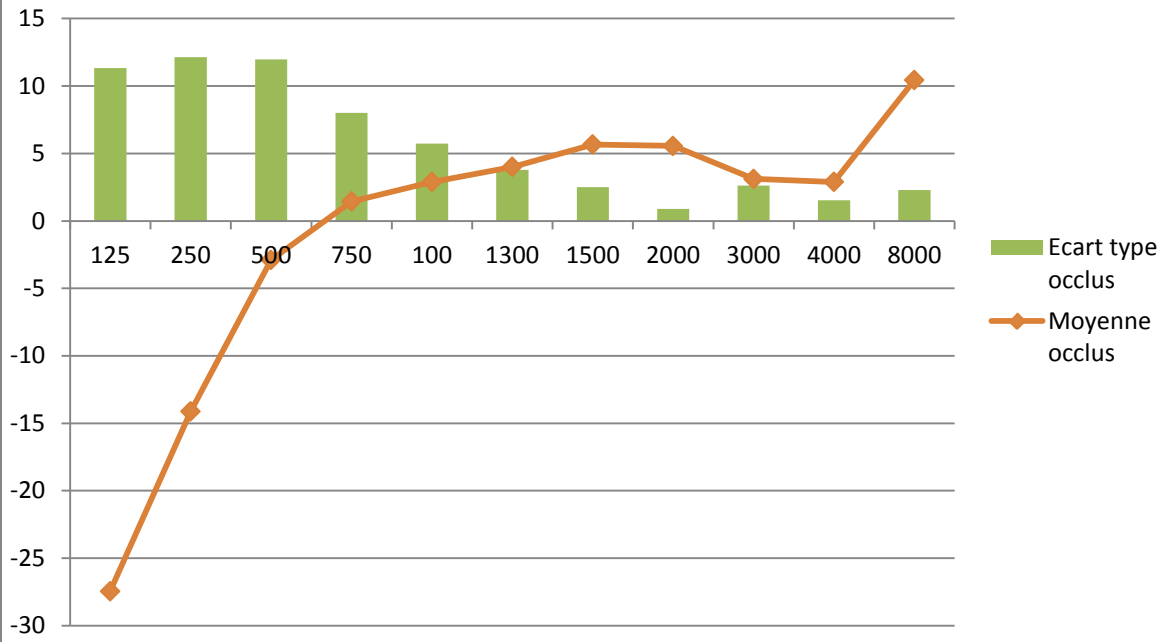
De plus, l'écart type prouve que la dispersion est forte sur les basses fréquences. L'étendue est donc importante, car les valeurs s'étendent entre +3 et - 30 dB pour la fréquence 250 Hz.

Suite à ces conclusions, nous avons trouvé judicieux de ne pas traiter ensemble, toutes les mesures du RECD PHONAK. De la même façon qu'avec les mesures du RECD o, les mesures du RECD PHONAK seront donc regroupées selon le diamètre de l'événement. Ainsi nous excluons un facteur de variabilité : l'aération. En contre partie, les conclusions seront moins précises car les échantillons seront plus petits.

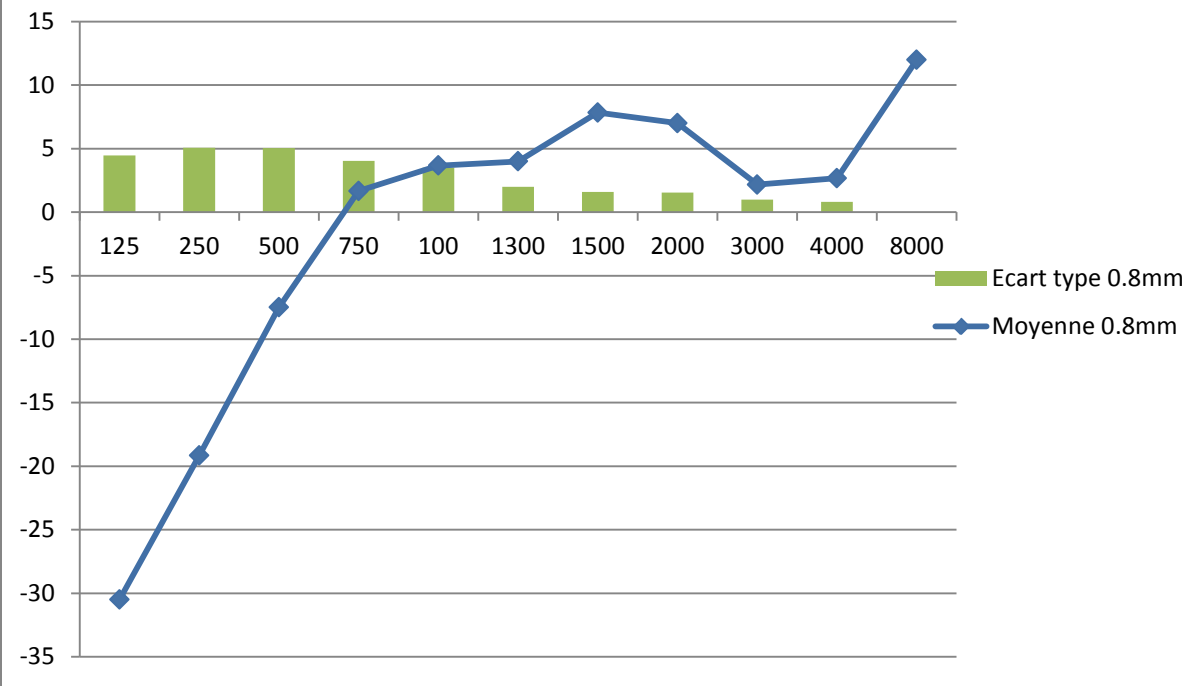
Toutefois, nous remarquons une grande dispersion à 125 Hz ce qui nous amène à penser que cette grande dispersion ne serait pas uniquement causée par la variabilité des événements mais qu'elle proviendrait également du haut parleur de l'aide auditive qui n'assurerait pas une grande qualité sur les fréquences très graves. Ces résultats seraient donc à relativiser.

Les moyennes et les écarts types ont été recalculés pour les cinq groupes : un groupe sans événement, et quatre groupes avec un événement respectif de 0.8 mm, 1 mm, 1.5 mm et 2 mm de diamètre.

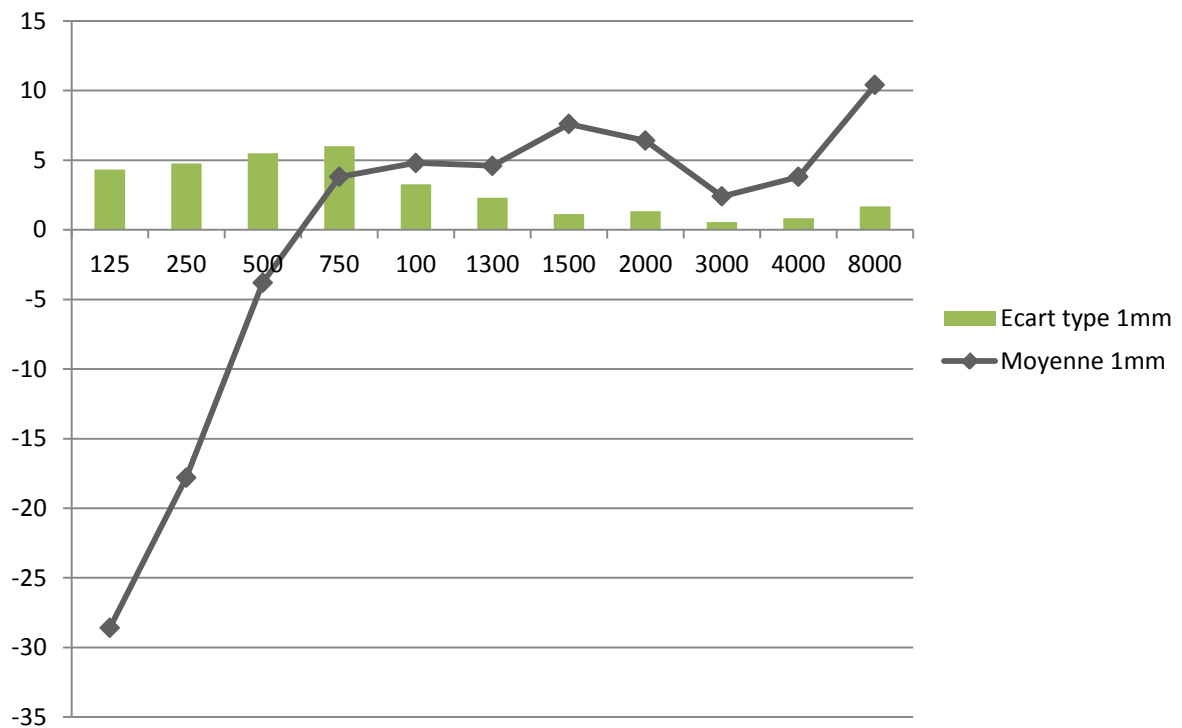
Moyenne et écart type du RECD PHONAK pour les événements occlus



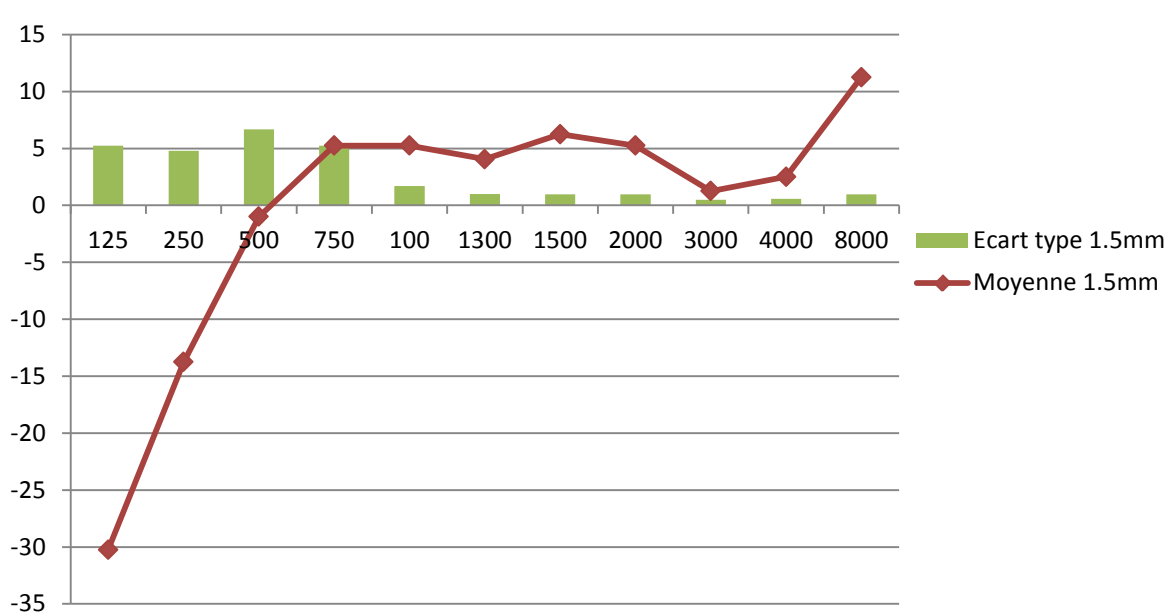
Moyenne et écart type du RECD PHONAK pour les événements de 0.8mm

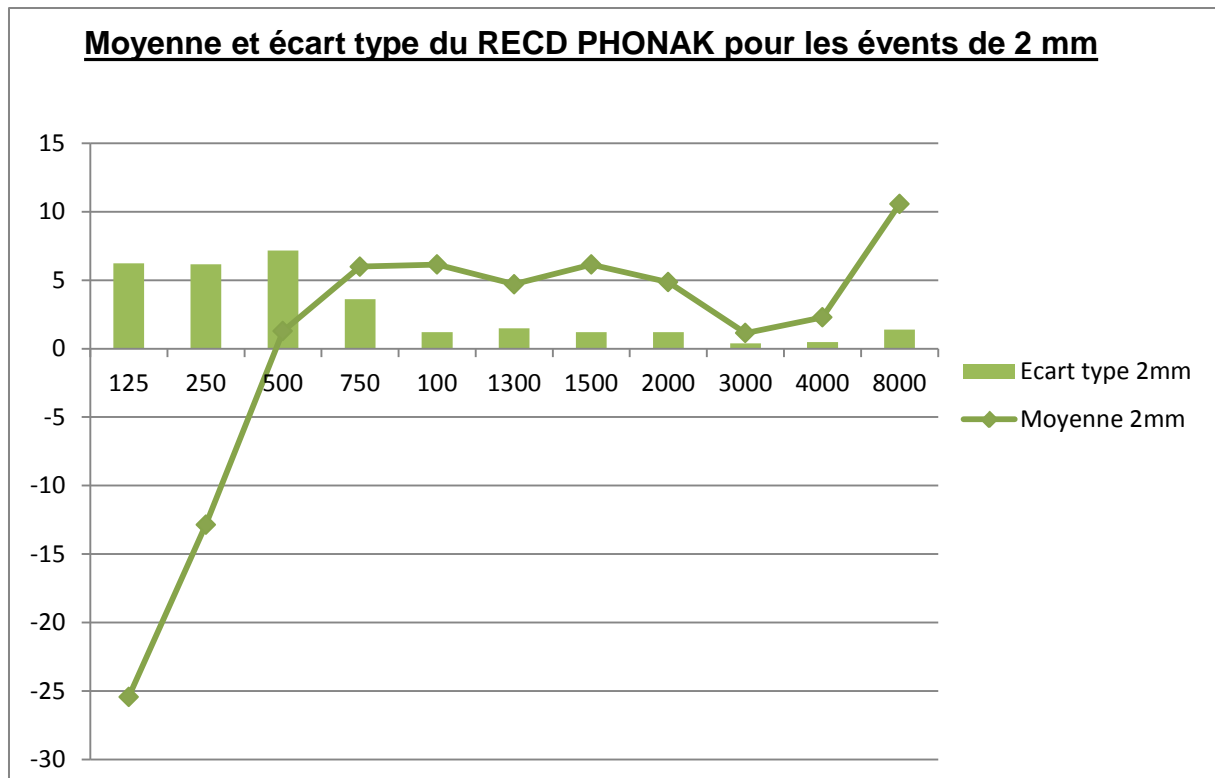


Moyenne et écart type du RECD PHONAK pour les événements de 1 mm



Mesure et écart type du RECD PHONAK pour les événements de 1.5 mm





Pour chacun des groupes, l'écart type ne dépasse guère les 10 dB sur les basses fréquences, ce qui nous pousse à croire que c'est la bonne méthode d'analyse.

Pour venir confirmer de nouveau que la négativité augmente avec l'aération nous allons nous appuyer sur les moyennes précédentes. Nous nous attendons à trouver un minima plus bas quand l'événement est plus grand. Or, le minima le plus faible est anormalement mesuré sur un embout sans événement. L'étanchéité des embouts et les faibles échantillons pourraient expliquer ces anomalies.

4) **Réalisation : analyse des RECD deux à deux**

Afin de choisir le test statistique le plus approprié, et afin de formuler des hypothèses statistiques, nous devons analyser le type de données que nous possédons. Les

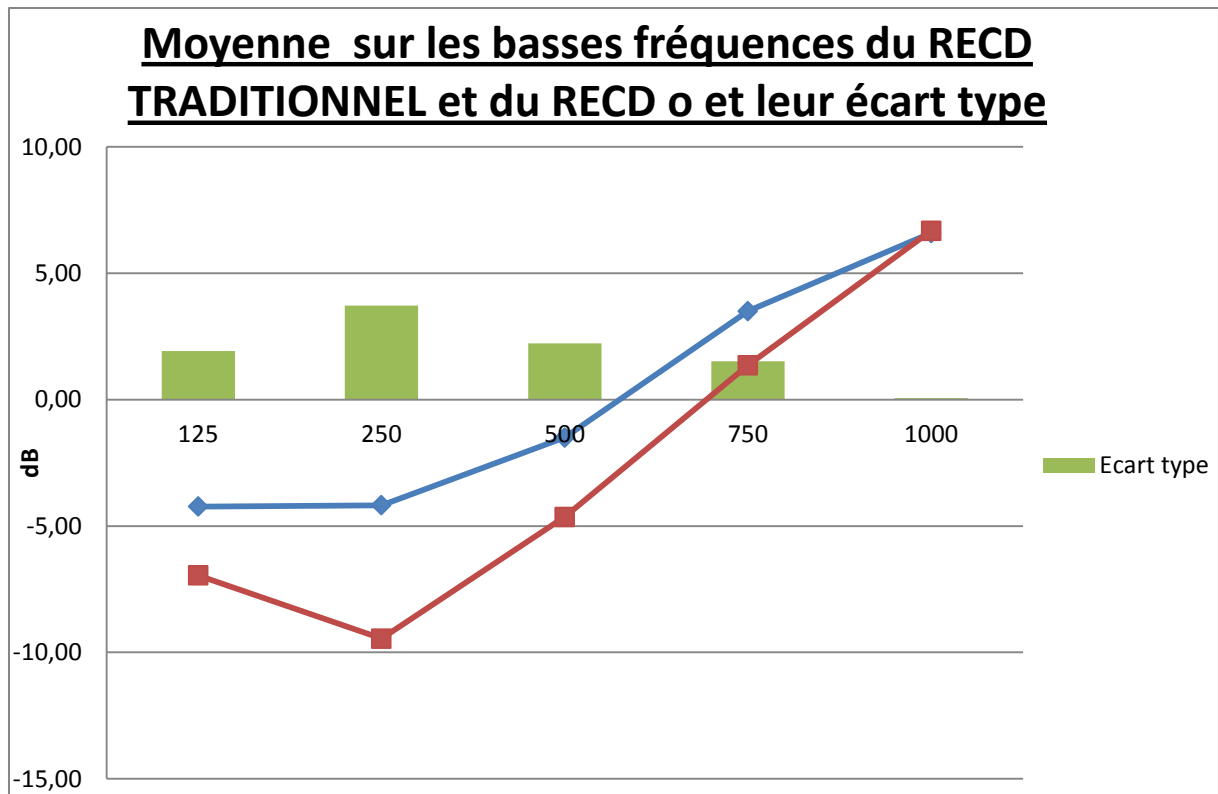
données que nous possédons sont des données quantitatives, et les échantillons sont faibles (inférieur à 30) et appariés.

Nos séries sont appariées, c'est-à-dire qu'une même variable est mesurée (le RECD) dans des circonstances différentes (mesure traditionnelle avec événements obturés et événements ouverts, mesure PHONAK avec événement ouvert).

Le test statistique choisi est un test non paramétrique : le test de Wilcoxon. Notre alpha critique sera fixé à 5 %.

a) **Comparaison du RECD traditionnel et du RECD o**

Pour comparer le RECD traditionnel avec le RECD o, nous avons sélectionné les patients pour lesquels le RECD o était réalisable. Tous les patients du RECD traditionnel ne font donc pas partie de l'échantillon actuel.



L'écart type des moyennes sur les basses fréquences a été réalisé. Nous nous attendions à trouver une dispersion qui augmentait dans les très basses fréquences. En effet, cette tendance se vérifie hormis à 125 Hz. Comme exposé précédemment, nous avons un doute sur la fiabilité des résultats sur la fréquence 125 Hz, nous la négligeons donc. De plus, la moyenne du RECD o est plus faible que celle du RECD traditionnel ce qui confirme de nouveau que le RECD sur les graves ne mesure que l'effet d'évent.

Nous observons que d'après ce graphique, les deux moyennes se rejoignent à 1000 Hz. Nous pouvons donc faire l'hypothèse que la « signature acoustique » ne se mesure qu'à partir de 1000 Hz.

Ces conclusions nous permettent d'émettre une hypothèse nulle H_0 (il n'y a pas de différence significative entre les moyennes des deux mesures) et une hypothèse

alternative H1 (il y a une différence significative entre les moyennes des deux mesures).

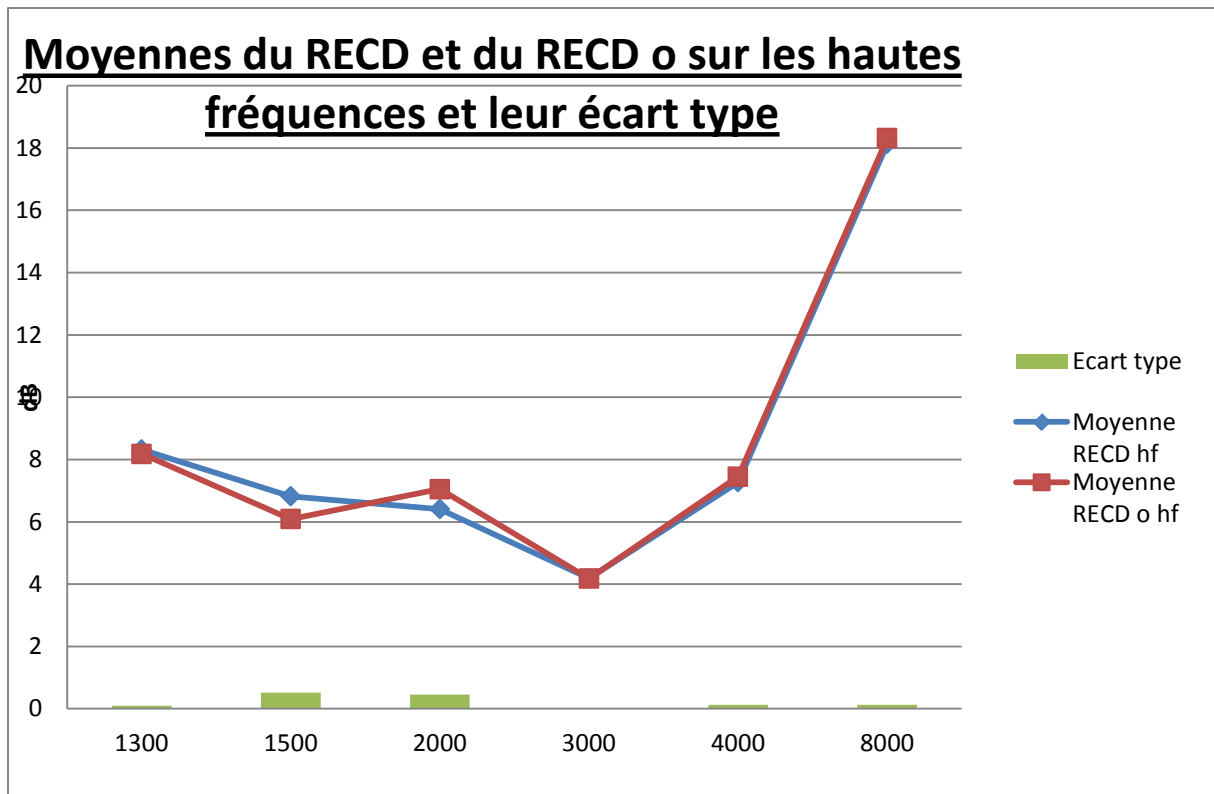
H0 : La moyenne de la mesure du RECD traditionnel et la moyenne de la mesure du RECD o sont statistiquement égales sur les basses fréquences.

H1 : La mesure du RECD traditionnel et la mesure du RECD o sont différentes, le gain dans les basses fréquences pour la mesure traditionnelle est statistiquement supérieur à celui du RECD o.

Le résultat du test à 125 Hz est incohérent avec les autres résultats. Etant donnée nos doutes émis précédemment sur la validité des résultats à 125 Hz, nous décidons de ne pas en tenir compte lors de l'analyse statistique.

Les résultats du test de Wilcoxon sont inférieurs à alpha critique jusqu'à la fréquence 750 Hz comprise.

Donc, l'hypothèse H0 d'égalité entre les deux moyennes est refusée pour les fréquences 250 et 500 et 750 Hz, mais Ho est acceptée au delà.



L'écart type des moyennes sur hautes fréquences a été réalisé. D'après l'hypothèse émise précédemment, nous nous attendons à trouver une dispersion très faible ou nulle sur ces hautes fréquences. En effet, cette tendance se vérifie. Nous pouvons donc confirmer que la « signature acoustique » ne se mesure qu'à partir de 1000 Hz. Nous pouvons considérer que ces faibles variations proviennent des imprécisions de manipulations lors de la mesure. Nous les considérons comme négligeables.

Ces conclusions nous permettent d'émettre une hypothèse nulle H_0 (il n'y a pas de différence significative entre les moyennes des deux mesures) et une hypothèse alternative H_1 (il y a une différence significative entre les moyennes des deux mesures).

H0 : La moyenne de la mesure du RECD traditionnel et la moyenne de la mesure du RECD o sont statistiquement égales sur les hautes fréquences.

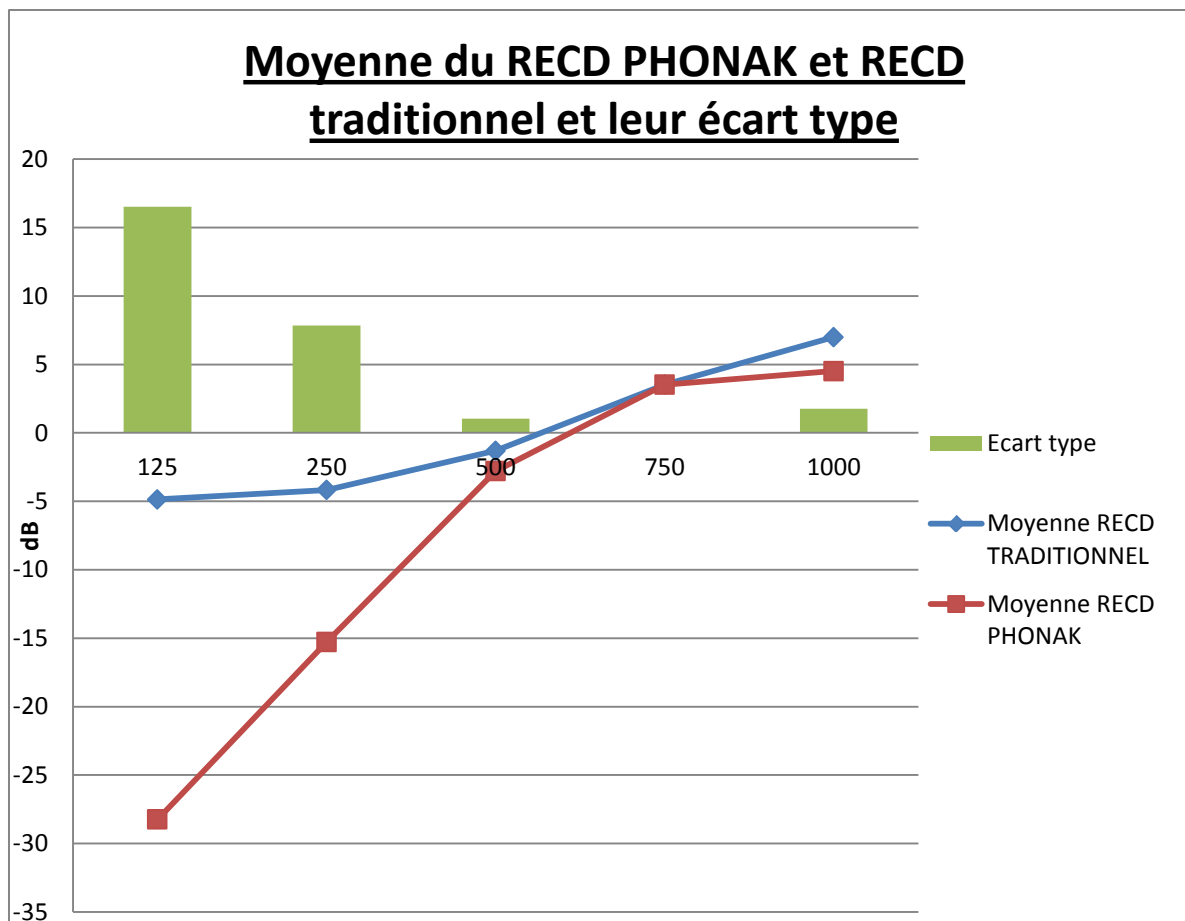
H1 : La mesure du RECD traditionnel et la mesure du RECD o sont différentes, le gain dans les hautes fréquences pour la mesure traditionnelle est statistiquement supérieur à celui du RECD o.

Les résultats du test de Wilcoxon sont supérieurs à alpha critique.

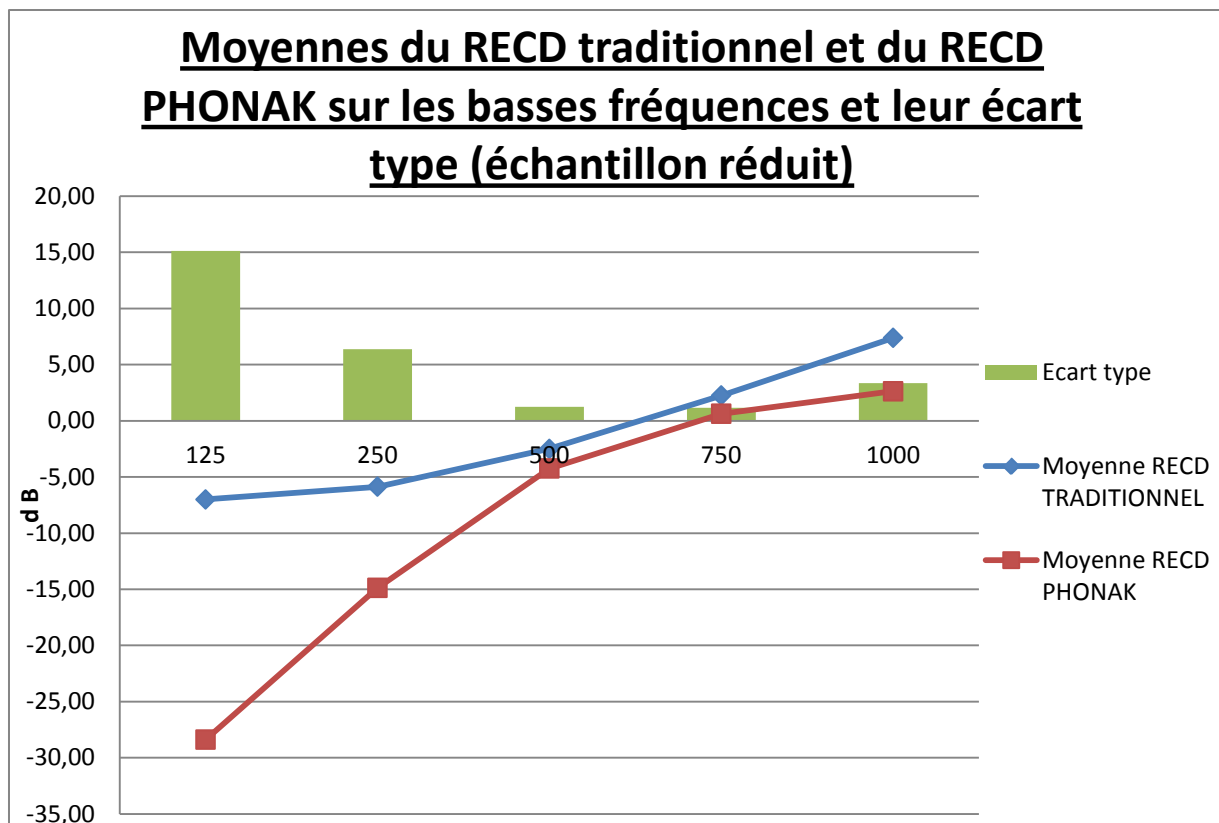
Donc, l'hypothèse nulle est acceptée.

b) **Comparaison du RECD traditionnel et du RECD PHONAK**

Pour comparer le RECD traditionnel avec le RECD PHONAK, nous avons sélectionné les patients pour lesquels le RECD PHONAK était réalisable. Tous les patients du RECD traditionnel ne font donc pas partie de l'échantillon actuel.



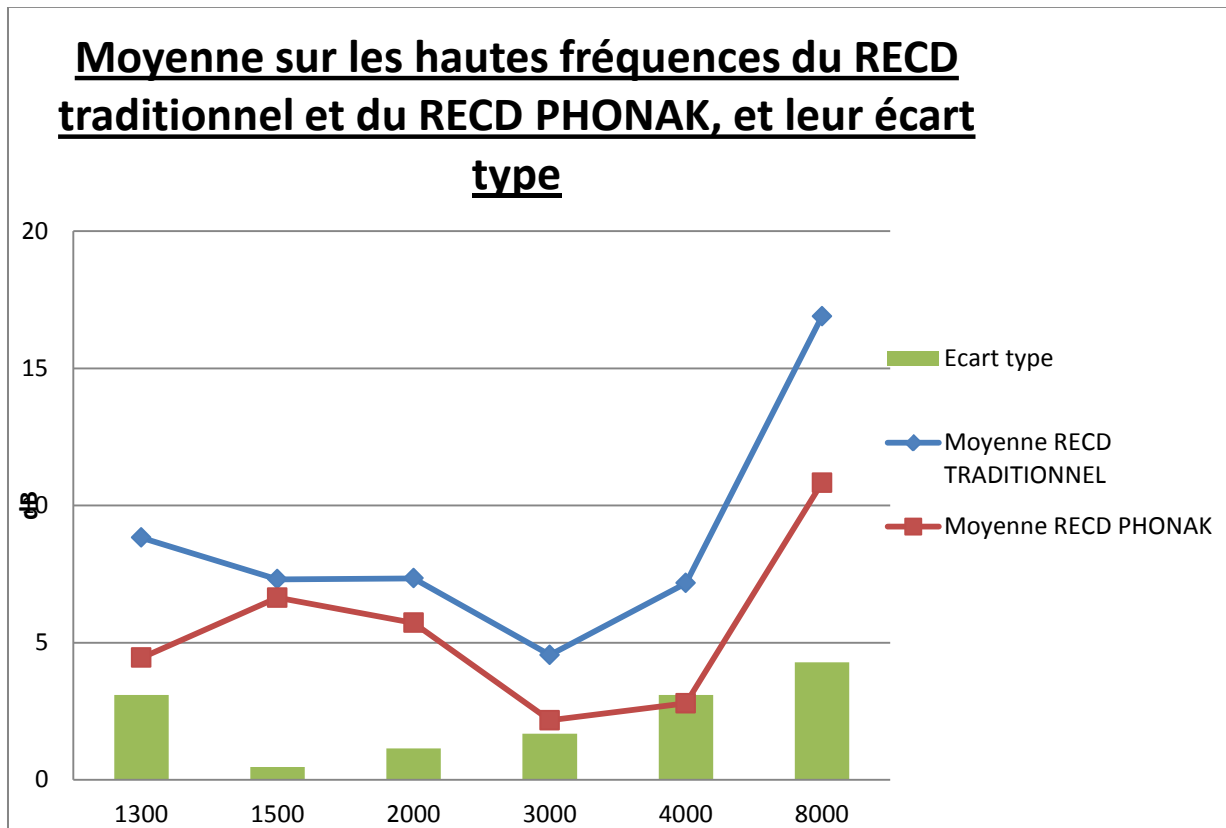
L'écart type des moyennes sur les basses fréquences a été réalisé. Nous remarquons que l'écart type est très élevé sur les basses fréquences. Les patients pris en compte n'ont pas été triés par événements. Étant donné que l'on a montré que le RECD dans les basses fréquences mettait en évidence l'effet d'événement, il serait judicieux de séparer l'échantillon afin de connaître exactement la conséquence de chacun des événements. Nous allons donc séparer l'échantillon par groupes d'événements afin d'effectuer l'analyse sur les graves. Contrairement à ce que l'on a constaté lors de la comparaison du RECD traditionnel et du RECD o, l'écart type se réduit à partir de 500 Hz. Nous verrons si cette tendance se confirme sur les hautes fréquences.



Les embouts utilisés pour effectuer le RECD traditionnel sont tous occlus. La contrainte de sélection est donc l'occlusion. Or, pour la mesure du RECD PHONAK, très peu d'embout sont occlus. Le critère de sélection nous oblige donc à choisir un échantillon faible. La fiabilité des résultats est donc réduite. Le graphique nous montre que malgré un échantillonnage plus strict la dispersion reste importante uniquement à la fréquence 125 Hz. Or, nous avons émis des doutes concernant cette fréquence là, nous n'allons donc pas en tenir compte. De plus, la valeur négative est trop importante pour être cohérente avec un embout sans événement.

En excluant 125 Hz, nous observons alors un écart type faible. Cette faible dispersion met en évidence la similitude entre les deux mesures sur les basses fréquences. Cela prouve donc que le RECD PHONAK mesure fidèlement l'effet d'événement.

La faiblesse de l'échantillon nous empêche d'effectuer le test statistique sur les basses fréquences.



Nous avons vu que l'évent a une influence dans les basses fréquences uniquement. Pour analyser les hautes fréquences, nous pouvons donc choisir un échantillon varié en diamètres d'évents.

En effet, la tendance se confirme avec un écart type qui reste inférieur à 5. L'exactitude de la mesure PHONAK n'est donc pas totale sans pour autant être discordante.

Ces conclusions nous permettent d'émettre deux hypothèses :

H0: La moyenne de la mesure du RECD traditionnel et la moyenne de la mesure du RECD PHONAK sont statistiquement égales sur les hautes fréquences.

H1 : La mesure du RECD traditionnel et la mesure du RECD PHONAK sont différentes, le gain dans les hautes fréquences pour la mesure traditionnelle est statistiquement supérieur à celui du RECD PHONAK.

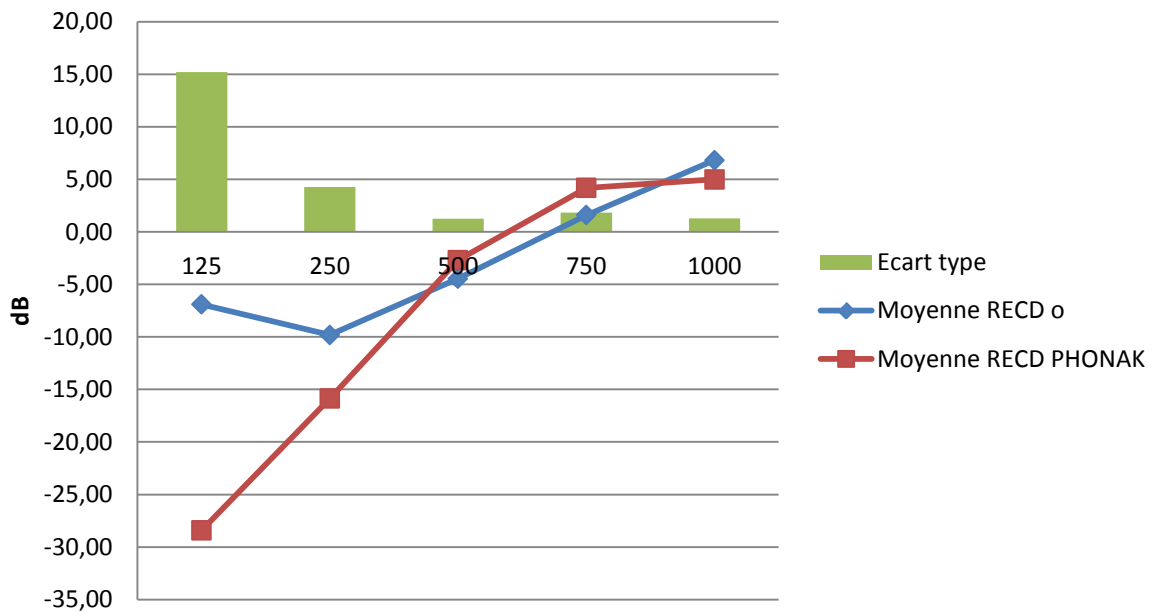
Les résultats du test de Wilcoxon sont inférieurs à alpha critique sauf pour la fréquence 1500Hz.

Donc, l'hypothèse nulle d'égalité des moyennes est refusée. La mesure traditionnelle est donc supérieure à la mesure du RECD PHONAK.

c) **Comparaison du RECD o et du RECD PHONAK**

La comparaison sur les hautes fréquences pouvant être assimilée à celle entre le RECD traditionnel et le RECD PHONAK, la comparaison ne sera faite que sur les basses fréquences.

Moyennes sur les basses fréquences du RECD o et du RECD PHONAK, et leur écart type



Le graphique nous montre que la dispersion est importante uniquement à la fréquence 125 Hz. Or, nous avons émis des doutes concernant cette fréquence là, nous n'allons donc pas en tenir compte. De plus, la valeur négative est trop importante pour être cohérente avec un embout sans évent.

En excluant 125 Hz, nous observons alors un écart type faible. Cette faible dispersion met en évidence la similitude entre les deux mesures sur les basses fréquences. Cela prouve donc que le RECD PHONAK mesure fidèlement l'effet d'évent.

Ces conclusions nous permettent d'émettre deux hypothèses :

H0: La moyenne de la mesure du RECD o et la moyenne de la mesure du RECD PHONAK sont statistiquement égales sur les basses fréquences.

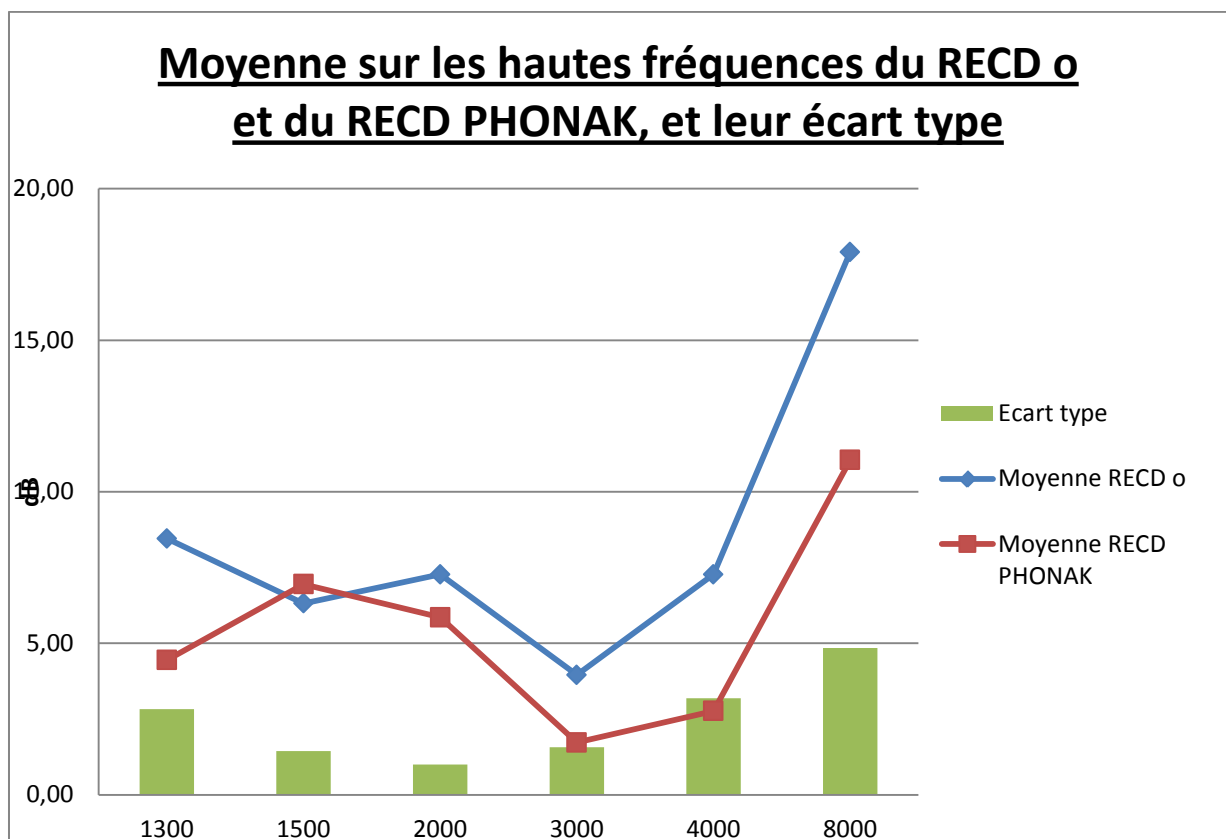
H1 : La mesure du RECD o et la mesure du RECD PHONAK sont différentes, le gain dans les basses fréquences pour la mesure ouverte est statistiquement supérieur à celui du RECD PHONAK.

Les résultats du test de Wilcoxon sont inférieurs à alpha critique uniquement à la fréquence 250 Hz et 1000 Hz. Pour les fréquences 500 Hz et 750 Hz, les résultats sont supérieurs à 5%.

Donc, l'hypothèse nulle, d'égalité entre les moyennes est réfutée pour la fréquence 250 Hz.

Au-delà de 250 Hz, l'hypothèse H1 est refusée. H0 est acceptée à 500 et 750 Hz, la moyenne de RECD o est donc statistiquement supérieure à la moyenne du RECD PHONAK à partir de 500Hz.

La fréquence 1000 Hz sera traitée avec les hautes fréquences.



La tendance se confirme avec un écart type qui reste inférieur à 5. L'égalité entre les mesures n'est donc pas totale sans que pour autant que les mesures soit discordante.

D'après les conclusions émises sur les fréquences aigues, nous pouvons émettre deux hypothèses :

H0: La moyenne de la mesure du RECD o et la moyenne de la mesure du RECD PHONAK sont statistiquement égales sur les hautes fréquences.

H1 : La mesure du RECD o et la mesure du RECD PHONAK sont différentes, le gain dans les hautes fréquences pour la mesure ouverte est statistiquement supérieur à celui du RECD PHONAK.

Les résultats du test de Wilcoxon sont inférieurs à alpha critique à partir de 1000 Hz, excepté à la fréquence 1500 Hz.

Donc, l'hypothèse nulle est réfutée pour les hautes fréquences et l'hypothèse alternative est acceptée.

Il y a donc une différence significative entre les deux mesures : dans les hautes fréquences, le gain pour la mesure ouverte est statistiquement supérieur à celui du RECD PHONAK.

5) Résultats

a) RECD traditionnel - RECD o

Le test Wilcoxon a été effectué indépendamment sur les basses et les hautes fréquences. Les résultats obtenus sont inférieurs à alpha critique jusqu'à 750 Hz, ensuite, ils sont supérieurs.

L'hypothèse nulle est donc rejetée avant 750 Hz, puis acceptée au delà de 750 Hz.

La mesure du RECD traditionnelle et la mesure du RECD o sont donc statistiquement semblables au-delà de 750Hz.

L'unique différence entre les deux mesures étant l'aération, nous en déduisons que la signature acoustique n'est pas modifiée par l'aération, mais que l'aération a uniquement une influence sur l'effet d'évent.

b) RECD traditionnel - RECD PHONAK

Le test de Wilcoxon a uniquement été effectué sur les hautes fréquences. Les résultats obtenus sont inférieurs à alpha critique.

L'hypothèse nulle est donc rejetée. H1 est donc acceptée.

La mesure traditionnelle est alors statistiquement supérieure à la mesure PHONAK sur les hautes fréquences. Ainsi, la différence significative entre ces deux méthodes prouve que la signature acoustique de chaque individu n'est pas correctement mesurée avec la mesure PHONAK.

Toute fois, nous notons une incohérence à la fréquence 1500Hz, car pour cette fréquence, les deux moyennes sont statistiquement égales. Ceci est en contradiction avec les autres résultats sur les fréquences aigues.

c) **RECD o - RECD PHONAK**

Le test de Wilcoxon a été effectué indépendamment sur les basses et les hautes fréquences.

Pour les fréquences 125 et 250Hz, les résultats obtenus sont inférieurs à alpha critique.

L'hypothèse alternative est acceptée. Toute fois nous avons un doute sur la validité des résultats à la fréquence 125Hz. Nous ne tiendrons donc pas compte de ce résultat. La mesure du RECD o et la mesure du RECD PHONAK sont différentes à la fréquence 250Hz.

Aux fréquences 500 et 750Hz, les résultats obtenus sont supérieurs à alpha critique. L'hypothèse nulle est donc acceptée.

Ainsi, la mesure de RECD o est statistiquement égale à la mesure PHONAK. Les deux méthodes mesurent donc le même effet d'évent.

A partir de 1000 Hz, les résultats obtenus sont inférieurs à alpha critique.

L'hypothèse nulle est donc rejetée. H1 est donc acceptée. Les deux mesures sont donc statistiquement différentes à partir de 1000 Hz.

La mesure du RECD PHONAK mesure donc correctement l'effet d'évent aux fréquences 500 et 750 Hz, mais au-delà, la différence significative entre les deux mesures prouve que la signature acoustique n'est pas mesurée fidèlement avec la méthode PHONAK.

Toute fois, nous notons une incohérence aux fréquences 1500 et, car pour cette fréquence, les deux moyennes sont statistiquement égales. Ceci est en contradiction avec les autres résultats sur les fréquences aiguës.

C) DISCUSSION

L'observation des moyennes deux à deux et des écarts types, nous avait déjà orientés. Les résultats statistiques ont confirmé ce à quoi nous nous attendions mais nous ont également apporté une précision supplémentaire.

Compte tenu de la grande dispersion des mesures PHONAK dans les basses fréquences, nous nous orientons vers une mesure correcte de l'effet d'évent. En effet, le test de Wilcoxon a statistiquement prouvé que l'effet d'évent est correctement mesuré avec la méthode PHONAK, mais uniquement jusqu'à la fréquence 250Hz.

L'analyse des mesures PHONAK mettait en évidence une très faible dispersion des résultats sur les hautes fréquences. D'après Marlène BOGATTO², la signature acoustique reflète une variabilité individuelle. Elle n'est donc pas identique d'un patient à l'autre. Notre réflexion s'appuyant sur l'incohérence de nos résultats, nous avons émis comme hypothèse que la variabilité acoustique n'était pas respectée avec la méthode PHONAK.

Effectivement, le test de Wilcoxon a mis en évidence une infériorité significative de la mesure PHONAK sur les hautes fréquences. Le test statistique confirme bien notre hypothèse : la signature acoustique, n'est donc pas correcte.

Notre travail nous a donc permis de confirmer des hypothèses mais, il reste toujours des résultats discordants et dérangeants. Nous allons donc énoncer ces divers points qui ne viennent pas forcément contredire notre travail mais qui sont à considérer.

Lors de la comparaison de mesure PHONAK et de la mesure ouverte, malgré une tendance qui nous semblait valable, les résultats sur deux fréquences étaient en contradiction. Nous trouvons là une limite à nos tests et à nos conclusions.

De plus, la validité de la fréquence 125Hz a été remise en question à plusieurs reprises. La qualité du haut parleur de la chaîne de mesure mais également de celui de l'aide auditive pourrait expliquer des résultats peu concordants.

² BAGATTO Marlène. Optimizing your RECD measurements. Hearing Journal, September 2001, vol. 54, n°9, P. 32-36.

D'autres limites concernent la manipulation en elle-même. Dans la partie théorique, nous avons vu l'incidence d'un mauvais positionnement de la sonde sur les résultats. Lorsque ces derniers paraissaient discordants, alors, nous n'hésitions pas à recommencer. Mais nous ne pouvons jamais être certains du bon positionnement de la sonde. De plus, nous cherchions systématiquement à réduire la distance au tympan, mais elle ne peut pas être rigoureusement identique pour chaque patient.

L'étanchéité de l'embout est une autre source de variabilité. D'un embout à l'autre, même avec un évent identique, nous n'avions pas toujours la même réponse dans les graves. Les embouts utilisés étaient tous en résine, l'étanchéité n'était donc pas totale. Les résultats étaient alors pour certains incohérents. Le tube sonde était inséré en parallèle à l'embout, cela créant une autre source d'aération. L'étanchéité a donc été une limite dans notre travail.

D'autre part, nos résultats sont à relativiser étant donné la petitesse de notre échantillon. Bien qu'il nous ait permis de tirer des conclusions, il est insuffisant pour affirmer avec certitude nos résultats.

CONCLUSION

En conclusion, les tests statistiques ont confirmé nos hypothèses. Nous pouvons donc dire que l'effet d'évent est correctement mesuré avec la méthode PHONAK. Le système mesure de manière fiable l'équivalence de l'aération réelle.

En revanche, la mesure PHONAK sur les hautes fréquences n'a pas mis en évidence la variabilité inter-individuelle. Le système ne mesure pas fidèlement la signature acoustique.

PHONAK nous promet une mesure du RECD mais ce système n'est pas des plus efficaces. En contre partie, il trouve son intérêt dans l'estimation de l'aération réelle. Nous nous demandons alors s'il ne serait pas judicieux de conserver cette méthode mais de détourner son utilisation.

Pour nos mesures, nous n'avons pas spécialement sélectionné les patients en fonction de la forme des conduits, mais ils étaient plutôt de forme standard. Pour confirmer nos conclusions, il pourrait être intéressant de mesurer le RECD sur des patients ayant une forme de conduit non standard qui devrait amener à des RECD s'éloignant de la moyenne statistique. Ainsi la comparaison avec la méthode proposée par PHONAK amènerait des résultats plus probants du fait de la grande spécificité de chacun des conduits.

Nos conclusions nous ont amené à envisager la méthode comme une mesure d'aération réelle. Cela serait alors plus intéressant dans le cas d'un appareillage open, pour lequel la mesure est systématiquement réalisée grâce à une importante aération. Avec la même façon de procéder que lors de nos tests, nous aurions comparé l'effet d'évent trouvé avec le RECD o à celui trouvé avec le RECD PHONAK. De cette manière, nous pourrions confirmer ou non les conclusions de notre travail.

Le Maitre de Mémoire :

Mr BAILLY-MASSON



VU et PERMIS D'IMPRIMER

LYON, le 12 Octobre 2012

Le Responsable de la Formation

Pr Lionel COLLET

Le Directeur délégué de l'Enseignement

Gérald KALFOUN

ANNEXE

Pour faciliter la lecture, les patient ont été classés par sexe : de A à E pour les hommes et de 1 à 13 pour les femmes.

RECD traditionnel

Patients	125	250	500	750	1	1.3	1.5	2	3	4	8
B OD	12	6	4	16	12	12	10	8	0	3	17
OG	19	16	2	2	8	9	10	7	1	1	21
C OD	-6	0	5	10	13	15	10	4	3	9	22
OG	-8	-2	4	8	12	12	10	5	2	9	21
D OD	2	4	6	8	11	12	10	4	-1	10	17
OG	-7	0	3	6	11	12	10	4	-2	8	21
E OD	-5	-2	2	6	10	12	11	8	0	4	12
OG	-10	-8	-2	4	7	8	7	8	0	4	12
1 OD	-2	-5	0	0	1	0	0	5	12	11	26
OG	6	8	10	13	15	18	13	12	9	12	23
2 OD	-9	-15	-16	-14	-2	-2	-3	5	11	11	11
OG	-3	-10	-9	-5	-2	-3	-4	3	9	9	20
3 OD	-10	-9	-5	3	8	8	5	0	-1	0	0
OG	-9	-4	5	10	12	12	10	11	5	5	18
4 OD	-8	-4	2	8	11	14	10	10	1	5	11
OG	-4	0	2	6	8	13	14	8	-1	3	10
5 OD	0	9	8	9	11	12	11	12	7	9	8
6 OD	-8	-10	-5	4	10	15	13	15	9	9	22
OG	-11	-12	-5	5	10	12	11	12	9	9	8
7 OD	-2	-2	0	8	-1	0	0	5	12	10	20
OG	-12	-13	-8	-1	1	1	1	3	10	8	18
8 OG	-13	-18	-15	-7	1	2	0	3	4	8	22
9 OD	-11	-13	-8	0	11	12	9	10	8	8	22
OG	-12	-15	-13	-7	-2	0	1	3	0	1	12
10 OD	-3	0	3	10	12	12	11	10	5	8	22
11 OD	-9	-7	1	3	4	9	7	7	7	10	22
OG	-6	-5	-9	-10	-6	-2	-3	-3	0	9	20
12 OD	-10	-10	-1	8	14	14	13	14	8	10	22
OG	-8	-14	-11	0	10	12	9	10	4	11	20
13 OD OCCLU	-7	-4	-3	-8	-6	7	6	13	5	2	12
minimum	-13	-18	-16	-14	-6	-3	-4	-3	-2	0	0
maximum	19	16	10	16	15	18	14	15	12	12	26
écart type	7,17	8,02	6,88	7,18	6,24	6,05	5,40	4,29	4,44	3,45	6,02
moyenne	-5,13	-4,63	-1,77	3,17	6,80	8,60	7,07	7,20	4,53	7,20	17,07

RECD PHONAK

patients	125	250	500	750	1000	1300	1500	2000	3000	4000	8000
A OG 1mm	-33	-25	-12	-5	0	1	8	8	2	4	12
B OD 0.8mm	-22	-10	2	8	8	5	8	6	2	2	12
OG 0.8mm	-30	-18	-8	0	5	5	8	8	2	4	12
C OD 1.5mm	-33	-10	5	10	7	5	5	4	1	2	10
OG 1.5mm	-30	-15	-2	5	5	5	7	5	1	2	11
D OD 2mm	-25	-13	2	10	8	5	5	3	2	3	10
OG 2mm	-35	-22	-8	0	5	3	6	5	1	2	12
E OD 2mm	-23	-12	0	7	7	7	8	7	1	2	11
OG 2mm	-33	-20	-8	2	7	6	7	5	1	2	8
1 OD 2mm	-18	-5	10	8	5	4	7	5	1	2	12
OG 2mm	-22	-10	5	7	6	5	5	5	1	3	10
2 OD OCCLUS	-35	-22	-10	0	5	6	7	6	2	2	12
OG 1,5mm	-35	-20	-10	-2	3	3	6	6	2	3	12
3 OD OCCLUS	-7	2	6	6	6	5	4	4	1	2	10
OG OCCLUS	-18	-5	6	6	6	7	8	5	1	2	11
4 OD 1mm	-28	-15	0	8	8	6	6	5	2	3	8
OG 1mm	-22	-13	0	8	6	5	7	5	2	3	10
5 OD OCCLUS	-40	-28	-16	-8	-4	0	7	6	5	3	11
OG OCCLUS	-20	-8	8	8	5	4	8	5	1	2	11
6 OD 0.8mm	-32	-20	-8	0	7	7	10	8	2	3	12
OG 0.8mm	-35	-25	-13	5	0	3	8	9	4	3	12
7 OD 0.8mm	-32	-22	-10	-3	0	2	5	5	2	2	12
OG 0.8mm	-32	-20	-8	0	2	2	8	6	1	2	12
9 OD 1mm	-28	-16	0	8	7	7	8	7	3	4	12
OG 1mm	-32	-20	-7	0	3	4	9	7	3	5	10
10 OD OCCLUS	-22	-9	6	10	10	8	6	6	1	2	8
11 OD 1.5mm	-23	-10	3	8	6	5	7	6	1	3	12
OG 2mm	-22	-8	8	8	5	3	5	4	1	2	11
12 OD OCCLUS	-35	-25	-12	-5	0	6	6	6	6	5	8
OG OCCLUS	-40	-30	-22	-12	-8	-4	0	7	8	6	8
13 OD OCCLUS	-30	-2	8	8	6	4	5	5	3	2	15
minimum	-40	-30	-22	-12	-8	-4	0	3	1	2	8
maximum	-7	2	10	10	10	8	10	9	8	6	15
ecart type	7,37	7,92	8,37	5,82	3,80	2,41	1,86	1,36	1,65	1,08	1,63
moyenne	-28,13	-15,35	-2,74	3,39	4,39	4,32	6,58	5,77	2,13	2,81	10,87

RECD PHONAK (valeurs triées selon évènements)

patients	125	250	500	750	1000	1300	1500	2000	3000	4000	8000	
2 OD OCCLUS	-35	-22	-10	0	5	6	7	6	2	2	12	
3 OD OCCLUS	-7	2	6	6	6	5	4	4	1	2	10	
OG OCCLUS	-18	-5	6	6	6	7	8	5	1	2	11	
5 OD OCCLUS	-40	-28	-16	-8	-4	0	7	6	5	3	11	
OG OCCLUS	-20	-8	8	8	5	4	8	5	1	2	11	
10 OD OCCLUS	-22	-9	6	10	10	8	6	6	1	2	8	
12 OD OCCLUS	-35	-25	-12	-5	0	6	6	6	6	5	8	
OG OCCLUS	-40	-30	-22	-12	-8	-4	0	7	8	6	8	
13 OD OCCLUS	-30	-2	8	8	6	4	5	5	3	2	15	
moyenne occlus	-27,44	-14,11	-2,89	1,44	2,89	4,00	5,67	5,56	3,11	2,89	10,44	
écart type occlus	11,34	12,14	11,96	8,02	5,73	3,77	2,50	0,88	2,62	1,54	2,30	
B OD 0.8mm	-22	-10	2	8	8	5	8	6	2	2	12	
OG 0.8mm	-30	-18	-8	0	5	5	8	8	2	4	12	
6 OD 0.8mm	-32	-20	-8	0	7	7	10	8	2	3	12	
OG 0.8mm	-35	-25	-13	5	0	3	8	9	4	3	12	
7 OD 0.8mm	-32	-22	-10	-3	0	2	5	5	2	2	12	
OG 0.8mm	-32	-20	-8	0	2	2	8	6	1	2	12	
moyenne 0.8mm	-30,50	-19,17	-7,50	1,67	3,67	4,00	7,83	7,00	2,17	2,67	12,00	
écart type 0.8mm	4,46	5,08	5,05	4,03	3,50	2,00	1,60	1,55	0,98	0,82	0,00	
A OG 1mm	-33	-25	-12	-5	0	1	8	8	2	4	12	
4 OD 1mm	-28	-15	0	8	8	6	6	5	2	3	8	
OG 1mm	-22	-13	0	8	6	5	7	5	2	3	10	
9 OD 1mm	-28	-16	0	8	7	7	8	7	3	4	12	
OG 1mm	-32	-20	-7	0	3	4	9	7	3	5	10	
moyenne 1mm	-28,60	-17,80	-3,80	3,80	4,80	4,60	7,60	6,40	2,40	3,80	10,40	
écart type 1mm	4,34	4,76	5,50	6,02	3,27	2,30	1,14	1,34	0,55	0,84	1,67	
C OD 1.5mm	-33	-10	5	10	7	5	5	4	1	2	10	
OG 1.5mm	-30	-15	-2	5	5	5	7	5	1	2	11	
2 OG 1,5mm	-35	-20	-10	-2	3	3	6	6	2	3	12	
11 OD 1.5mm	-23	-10	3	8	6	5	7	6	1	3	12	
moyenne 1.5mm	-30,25	-13,75	-1,00	5,25	5,25	4,06	6,25	5,25	1,25	2,50	11,25	
écart type 1.5mm	5,25	4,79	6,68	5,25	1,71	1,00	0,96	0,96	0,50	0,58	0,96	
D OD 2mm	-25	-13	2	10	8	5	5	3	2	3	10	
OG 2mm	-35	-22	-8	0	5	3	6	5	1	2	12	
E OD 2mm	-23	-12	0	7	7	7	8	7	1	2	11	
OG 2mm	-33	-20	-8	2	7	6	7	5	1	2	8	
1 OD 2mm	-18	-5	10	8	5	4	7	5	1	2	12	
OG 2mm	-22	-10	5	7	6	5	5	5	1	3	10	
11 OG 2mm	-22	-8	8	8	5	3	5	4	1	2	11	
moyenne 2mm	-25,43	-12,86	1,29	6,00	6,14	4,71	6,14	4,86	1,14	2,29	10,57	
écart type 2mm	6,24	6,18	7,18	3,61	1,21	1,50	1,21	1,21	0,38	0,49	1,40	

RECD o

patients	125	250	500	750	1	1.3	1.5	2	3	4	8	
A OG 1mm	-12	-12	-9	0	4	8	5	9	-1	4	14	
B OD 0.8mm	-8	-7	0	5	7	12	11	10	3	6	22	
OG 0.8 mm	-3	-6	-3	-3	7	10	9	8	2	2	20	
C OD 1.5mm	-8	-4	-1	10	15	17	10	8	3	10	22	
OG 1.5mm	-10	-8	0	9	13	15	10	7	2	9	21	
D OD 2mm	-10	-9	-1	9	17	16	11	8	1	8	18	
OG 2mm	2	-3	-2	8	15	15	11	8	0	8	20	
E OD 2mm	-9	-8	-2	6	10	13	11	9	2	4	13	
OG 2mm	4	-8	-1	4	7	8	7	8	0	5	12	
1 OD 2mm	-5	-9	0	9	6	4	0	6	13	11	26	
OG 2mm	-7	-9	-1	9	19	19	15	14	9	11	19	
2 OG 1.5mm	-1	-8	-3	0	3	1	2	6	7	9	19	
4 OD 1mm	-10	-12	3	8	12	14	10	10	1	4	12	
OG 1mm	5	-2	2	5	8	13	11	8	-2	3	10	
6 OD 0.8mm	-9	-5	0	-1	7	11	9	12	8	10	16	
OG 0.8 mm	-8	-17	-10	-5	8	11	10	11	5	4	18	
7 OD 1mm	-10	-18	-18	-10	-8	-8	-8	2	11	12	19	
OG 1 mm	-10	-14	-10	-3	1	1	2	3	10	10	21	
8 OG 1.5mm	-13	-16	-13	-5	1	2	0	4	4	8	23	
9 OD 1mm	-10	-12	-10	-1	10	10	7	10	9	10	22	
OG 1 mm	-12	-15	-13	-8	-2	0	1	3	1	1	13	
11 OD 1.5mm	-9	-11	-1	2	5	9	6	8	3	10	22	
OG 2mm	-12	-19	-18	-18	-14	-13	-11	-8	0	9	15	
ecart type	5,14	4,78	6,31	7,31	7,68	7,99	6,41	4,39	4,23	3,25	4,25	
moyenne	-7,17	-10,09	-4,83	1,30	6,57	8,17	6,04	7,13	3,96	7,30	18,13	

RECD o (valeurs triées selon évents)

patients	125	250	500	750	1	1.3	1.5	2	3	4	8	
B OD 0.8mm	-8	-7	0	5	7	12	11	10	3	6	22	
OG 0.8 mm	-3	-6	-3	-3	7	10	9	8	2	2	20	
6 OD 0.8mm	-9	-5	0	-1	7	11	9	12	8	10	16	
OG 0.8 mm	-8	-17	-10	-5	8	11	10	11	5	4	18	
ecart type 0.8mm	2,708013	5,560276	4,716991	4,320494	0,5	0,816497	0,957427	1,707825	2,645751	3,41565	2,581989	
moyenne 0.8mm	-7	-8,75	-3,25	-1	7,25	11	9,75	10,25	4,5	5,5	19	
A OG 1mm	-12	-12	-9	0	4	8	5	9	-1	4	14	
4 OD 1mm	-10	-12	3	8	12	14	10	10	1	4	12	
OG 1mm	5	-2	2	5	8	13	11	8	-2	3	10	
7 OD 1mm	-10	-18	-18	-10	-8	-8	-8	2	11	12	19	
OG 1 mm	-10	-14	-10	-3	1	1	2	3	10	10	21	
9 OD 1mm	-10	-12	-10	-1	10	10	7	10	9	10	22	
OG 1 mm	-12	-15	-13	-8	-2	0	1	3	1	1	13	
ecart type 1 mm	5,99603	4,980916	7,690439	6,473389	7,114706	8,038597	6,480741	3,598942	5,610365	4,270608	4,740906	
moyenne 1 mm	-8,42857	-12,1429	-7,85714	-1,28571	3,571429	5,428571	4	6,428571	4,142857	6,285714	15,85714	
C OD 1.5mm	-8	-4	-1	10	15	17	10	8	3	10	22	
OG 1.5mm	-10	-8	0	9	13	15	10	7	2	9	21	
2 OG 1.5mm	-1	-8	-3	0	3	1	2	6	7	9	19	
8 OG 1.5mm	-13	-16	-13	-5	1	2	0	4	4	8	23	
11 OD 1.5mm	-9	-11	-1	2	5	9	6	8	3	10	22	
ecart type 1.5 mm	4,438468	4,449719	5,366563	6,300794	6,228965	7,293833	4,560702	1,67332	1,923538	0,83666	1,516575	
moyenne 1.5 mm	-8,2	-9,4	-3,6	3,2	7,4	8,8	5,6	6,6	3,8	9,2	21,4	
D OD 2mm	-10	-9	-1	9	17	16	11	8	1	8	18	
OG 2mm	2	-3	-2	8	15	15	11	8	0	8	20	
E OD 2mm	-9	-8	-2	6	10	13	11	9	2	4	13	
OG 2mm	4	-8	-1	4	7	8	7	8	0	5	12	
1 OD 2mm	-5	-9	0	9	6	4	0	6	13	11	26	
OG 2mm	-7	-9	-1	9	19	19	15	14	9	11	19	
11 OG 2mm	-12	-19	-18	-18	-14	-13	-11	-8	0	9	15	
ecart type 2 mm	6,102302	4,785892	6,399405	9,822229	11,11841	10,88468	8,957572	6,827814	5,255383	2,708013	4,790864	
moyenne 2 mm	-5,28571	-9,28571	-3,57143	3,857143	8,571429	8,857143	6,285714	6,428571	3,571429	8	17,57143	

Ecart type entre RECD traditionnel et RECD o et test de Wilcoxon

Colonne1	125	250	500	750	1000
moyenne RECD	-4,23	-4,18	-1,50	3,50	6,59
moyenne RECD o	-6,95	-9,45	-4,64	1,36	6,68
ECART TYPE	1,93	3,73	2,22	1,51	0,06

Colonne1	1300	1500	2000	3000	4000	8000
moyenne RECD	8,32	6,82	6,41	4,18	7,27	18,14
moyenne RECD o	8,18	6,09	7,05	4,18	7,45	18,32
écart type	0,097709 3	0,514902 3	0,4531911 6	0,0012856 5	0,1253507 5	0,1298505 2

patients	125	125	250	250	500	500	750	750	1000	1000
B OD 0.8mm	12	-8	6	-7	4	0	0	5	12	7
OG 0.8 mm	19	-3	16	-6	2	-3	2	-3	8	7
C OD 1.5mm	-6	-8	0	-4	5	-1	10	10	13	15
OG 1.5mm	-8	-10	-2	-8	4	0	8	9	12	13
D OD 2mm	2	-10	4	-9	6	-1	8	9	11	17
OG 2mm	-7	2	0	-3	3	-2	6	8	11	15
E OD 2mm	-5	-9	-2	-8	2	-2	6	6	10	10
OG 2mm	-10	4	-8	-8	-2	-1	4	4	7	7
1 OD 2mm	-2	-5	-5	-9	0	0	0	9	1	6
OG 2mm	6	-7	8	3	10	-1	13	9	15	19
2 OG 1.5mm	-3	-1	-10	-8	-9	-3	-5	0	-2	3
4 OD 1mm	-8	-10	-4	-12	2	3	8	8	11	12
OG 1mm	-4	5	0	-2	2	2	6	5	8	8
6 OD 0.8mm	-8	-9	-10	-5	-5	0	4	-1	10	7
OG 0.8 mm	-11	-8	-12	-17	-5	-10	5	-5	10	8
7 OD 1mm	-2	-10	-2	-18	0	-18	8	-10	-1	-8
OG 1 mm	-12	-10	-13	-14	-8	-10	-1	-3	1	1
8 OG 1.5mm	-8	-13	-18	-16	-15	-13	-7	-5	1	1
9 OD 1mm	-11	-10	-13	-12	-8	-10	0	-1	11	10
OG 1 mm	-12	-12	-15	-15	-13	-13	-7	-8	-2	-2
11 OD 1.5mm	-9	-9	-7	-11	1	-1	3	2	4	5
OG 2mm	-6	-12	-5	-19	-9	-18	-10	-18	-6	-14
Test de Wilcoxon(%)	7,8		0,08		0,67		0,67		40,8	

Patients	1.3	1.3	1.5	1.5	2	2	3	3	4	4	8	8
B OD 0.8mm	12	12	10	11	8	10	0	3	3	6	17	22
OG 0.8mm	9	10	10	9	7	8	1	2	1	2	21	20
C OD 1.5mm	15	17	10	10	4	8	3	3	9	10	22	22
OG 1.5mm	12	15	10	10	5	7	2	2	9	9	21	21
D OD 2mm	12	16	10	11	4	8	-1	1	10	8	17	18
OG 2mm	12	15	10	11	4	8	-2	0	8	8	21	20
E OD 2mm	12	13	11	11	8	9	0	2	4	4	12	13
OG 2mm	8	8	7	7	8	8	0	0	4	5	12	12
1 OD 2mm	0	4	0	0	5	6	12	13	11	11	26	26
OG 2mm	18	19	13	15	12	14	9	9	12	11	23	19
2 OG 1.5mm	-3	1	-4	2	3	6	9	7	9	9	20	19
4 OD 1mm	14	14	10	10	10	10	1	1	5	4	11	12
OG 1mm	13	13	14	11	8	8	-1	-2	3	3	10	10
6 OD 0.8mm	15	11	13	9	15	12	9	8	9	10	22	16
OG 0.8mm	12	11	11	10	12	11	9	5	9	4	8	18
7 OD 1mm	0	-8	0	-8	5	2	12	11	10	12	20	19
OG 1mm	1	1	1	2	3	3	10	10	8	10	18	21
8 OG 1.5mm	2	2	0	0	3	4	4	4	8	8	22	23
9 OD 1mm	12	10	9	7	10	10	8	9	8	10	22	22
OG 1mm	0	0	1	1	3	3	0	1	1	1	12	13
11 OD 1.5mm	9	9	7	6	7	8	7	3	10	10	22	22
OG 2mm	-2	-13	-3	-11	-3	-8	0	0	9	9	20	15
Test de Wilcoxon (%)	30,02		15,76		8,53		40,09		18,35		44,35	

Ecart type entre RECD o et RECD PHONAK et test de Wilcoxon

Colonne1	125	250	500	750	1000
moyenne RECD o	-6,91	-9,82	-4,45	1,59	6,82
moyenne RECD PHONAK	-28,41	-15,86	-2,68	4,18	5,00
écart type	15,20	4,27	1,25	1,83	1,29

Colonne1	1300	1500	2000	3000	4000	8000
moyenne RECD o	8,45	6,32	7,27	3,95	7,27	17,91
moyenne RECD PHONAK	4,45	6,95	5,86	1,73	2,77	11,05
écart type	2,83	1,45	1,00	1,57	3,18	4,85

patients	125	125	250	250	500	500	750	750	1	1000
A OG 1mm	-12	-33	-12	-25	-9	-12	0	-5	4	0
B OD 0.8mm	-8	-22	-7	-10	0	2	5	8	7	8
OG 0.8 mm	-3	-30	-6	-18	-3	-8	-3	0	7	5
C OD 1.5mm	-8	-33	-4	-10	-1	5	10	10	15	7
OG 1.5mm	-10	-30	-8	-15	0	-2	9	5	13	5
D OD 2mm	-10	-25	-9	-13	-1	2	9	10	17	8
OG 2mm	2	-35	-3	-22	-2	-8	8	0	15	5
E OD 2mm	-9	-23	-8	-12	-2	0	6	7	10	7
OG 2mm	4	-33	-8	-20	-1	-8	4	2	7	7
1 OD 2mm	-5	-18	-9	-5	0	10	9	8	6	5
OG 2mm	-7	-22	-9	-10	-1	5	9	7	19	6
2 OG 1.5mm	-1	-35	-8	-20	-3	-10	0	-2	3	3
4 OD 1mm	-10	-28	-12	-15	3	0	8	8	12	8
OG 1mm	5	-22	-2	-13	2	0	5	8	8	6
6 OD 0.8mm	-9	-32	-5	-20	0	-8	-1	0	7	7
OG 0.8 mm	-8	-35	-17	-25	-10	-13	-5	5	8	0
7 OD 1mm	-10	-32	-18	-22	-18	-10	-10	-3	-8	0
OG 1 mm	-10	-32	-14	-20	-10	-8	-3	0	1	2
9 OD 1mm	-10	-28	-12	-16	-10	0	-1	8	10	7
OG 1 mm	-12	-32	-15	-20	-13	-7	-8	0	-2	3
11 OD 1.5mm	-9	-23	-11	-10	-1	3	2	8	5	6
OG 2mm	-12	-22	-19	-8	-18	8	-18	8	-14	5
Test de Wilcoxon (%)	0		0,04		23,75		5,42		3,83	

patients	1.3	1300	1.5	1500	2	2000	3	3000	4	4000	8	8000	
A OG 1mm	8	1	5	8	9	8	-1	2	4	4	4	14	12
B OD 0.8mm	12	5	11	8	10	6	3	2	6	2	2	22	12
OG 0.8mm	10	5	9	8	8	8	2	2	2	4	4	20	12
C OD 1.5mm	17	5	10	5	8	4	3	1	10	2	2	22	10
OG 1.5mm	15	5	10	7	7	5	2	1	9	2	2	21	11
D OD 2mm	16	5	11	5	8	3	1	2	8	3	3	18	10
OG 2mm	15	3	11	6	8	5	0	1	8	2	2	20	12
E OD 2mm	13	7	11	8	9	7	2	1	4	2	2	13	11
OG 2mm	8	6	7	7	8	5	0	1	5	2	2	12	8
1 OD 2mm	4	4	0	7	6	5	13	1	11	2	2	26	12
OG 2mm	19	5	15	5	14	5	9	1	11	3	3	19	10
2 OG 1.5mm	1	3	2	6	6	6	7	2	9	3	3	19	12
4 OD 1mm	14	6	10	6	10	5	1	2	4	3	3	12	8
OG 1mm	13	5	11	7	8	5	-2	2	3	3	3	10	10
6 OD 0.8mm	11	7	9	10	12	8	8	2	10	3	3	16	12
OG 0.8mm	11	3	10	8	11	9	5	4	4	3	3	18	12
7 OD 1mm	-8	2	-8	5	2	5	11	2	12	2	2	19	12
OG 1mm	1	2	2	8	3	6	10	1	10	2	2	21	12
9 OD 1mm	10	7	7	8	10	7	9	3	10	4	4	22	12
OG 1mm	0	4	1	9	3	7	1	3	1	5	5	13	10
11 OD 1.5mm	9	5	6	7	8	6	3	1	10	3	3	22	12
OG 2mm	-13	3	-11	5	-8	4	0	1	9	2	2	15	11
Test de Wilcoxon (%)	0,79		47,23		2,73		3,4		0,02			0	

Ecart type entre RECD traditionnel et RECD PHONAK et test de Wilcoxon

Colonne1	125	250	500	750	1000
moyenne RECD traditionnel	-7,00	-5,88	-2,50	2,25	7,38
moyenne RECD PHONAK	-28,38	-14,88	-4,25	0,63	2,63
écart type	15,12	6,37	1,24	1,15	3,36

Colonne1	1300	1500	2000	3000	4000	8000
moyenne RECD traditionnel	8,83	7,31	7,34	4,55	7,17	16,9
moyenne RECD PHONAK	4,45	6,64	5,72	2,17	2,79	10,83
écart type	3,1	0,47	1,15	1,68	3,1	4,29

Patients	1.3	1300	1.5	1500	2	2000	3	3000	4	4000	8	8000
BOD	12	5	10	8	8	6	0	2	3	2	17	12
OG	9	5	10	8	7	8	1	2	1	4	21	12
COD	15	5	10	5	4	4	3	1	9	2	22	10
OG	12	5	10	7	5	5	2	1	9	2	21	11
DOD	12	5	10	5	4	3	-1	2	10	3	17	10
OG	12	3	10	6	4	5	-2	1	8	2	21	12
EOD	12	7	11	8	8	7	0	1	4	2	12	11
OG	8	6	7	7	8	5	0	1	4	2	12	8
1OD	0	4	0	7	5	5	12	1	11	2	26	12
OG	18	5	13	5	12	5	9	1	12	3	23	10
2OD	-2	6	-3	7	5	6	11	2	11	2	11	12
OG	-3	3	-4	6	3	6	9	2	9	3	20	12
3OD	8	5	5	4	0	4	-1	1	0	2	0	10
OG	12	7	10	8	11	5	5	1	5	2	18	11
4OD	14	6	10	6	10	5	1	2	5	3	11	8
OG	13	5	14	7	8	5	-1	2	3	3	10	10
5OD	12	0	11	7	12	6	7	5	9	3	8	11
6OD	15	7	13	10	15	8	9	2	9	3	22	12
OG	12	3	11	8	12	9	9	4	9	3	8	12
7OD	0	2	0	5	5	5	12	2	10	2	20	12
OG	1	2	1	8	3	6	10	1	8	2	18	12
9OD	12	7	9	8	10	7	8	3	8	4	22	12
OG	0	4	1	9	3	7	0	3	1	5	12	10
10OD	12	8	11	6	10	6	5	1	8	2	22	8
11OD	9	5	7	7	7	6	7	1	10	3	22	12
OG	-2	3	-3	5	-3	4	0	1	9	2	20	11
12OD	14	6	13	6	14	6	8	6	10	5	22	8
OG	12	-4	9	0	10	7	4	8	11	6	20	8
13 OD OCCLUS	7	4	6	5	13	5	5	3	2	2	12	15
Test de Wilcoxon(%)	0,06		19,69		2,04		1,16		0		0,01	

BIBLIOGRAPHIE

1- BAGATTO Marlene. Optimizing your RECD measurements. Hearing Journal, September 2001, vol. 54, n°9, P. 32-36.

2-BOGATTO,SEEWALD, SCOLLIE et THRAPE. Evaluation of a probe-tube insertion technique for measuring the Real-Ear-to-Coupler-Difference in young infants. Journal of the American Academy of Audiology, 2006, vol. 17, P 573-58.

3- BINGHAM, JENSTAD, SHAHNAZ. Longitudinal changes in real-ear to coupler difference measurements in infants. Journal of the American Academy of Audiology, October 2009, vol. 20, n°9.P. 558-568.

4- COLLEGE NATIONAL D'AUDIOPROTHESE. L'Appareillage de l'adulte ; Le contrôle d'efficacité prothétique. Tome III. Les éditions de Collège National d'Audioprothèse, 2007.354 Imp.

5- DELERCE Xavier. La mesure in-vivo d'efficacité de l'appareillage auditif. Congrès UNSAF, CNIT Paris, Mars 2010.

6- DODELE. Mesure du CAP Les Cahiers de l'Audition, Novembre Décembre 2002, vol. 15, n°6.P.22-29.

7- FABRY Dave. Mesures in situ et aides auditives numériques : Réalités, mythes et techniques de mesurage. Focus 32. 2004

8- GELIS Christian. Bases Techniques et principes d'application de la prothèse auditive. Edition Sauramps médical, 1993, Montpellier.271p.

9- INTERACOUSTIC. Interacoustics : leading diagnostic solutions in hearing and balance.[en ligne]. [SI], Interacoustics. Disponible sur :
<http://interacoustics.com/com_en/Pages/Frontpage.htm> (consulté le 28/09/2011)

10- MARTIN HC., MUNRO Kevin, LAM MC. Perforation of the tympanic membrane and its effect on the real-ear-to-coupler difference acoustic transform function. British Journal of Audiology, August 2011, vol. 35, n°4, P. 259-264.

11- MUNRO Kevin. Focus 33: Intégration de la RECD dans le processus d'adaptation prothétique. Phonak : life is on[en ligne]. [SI] Phonak.

Disponible sur : <http://www.phonakpro.com/fr/b2b/fr/elearning/publications/focus.html>

(consulté le 19/09/2011)

12- MUNRO Kevin, BUTTFIELD Louise. Comparison of RECD values in the right and left ear using three earmould configurations. Ear and hearing, June 2005, n°3, P.290-298.

14- MUNRO Kevin, TOAL Sinead. Measuring the real-ear to the coupler difference transfer function with an insert earphone and a hearing instrument: are they the same? Ear and Hearing, February 2005, vol. 26, n°1.P. 27-34.

16- PHONAK. Chaque oreille est unique, maintenant chaque appareil l'est aussi. .

Phonak : life is on[en ligne]. [SI] Phonak, Juillet 2010. Disponible sur :

<<http://phonak.com/>> (consulté le 19/09/2011)

17- PHONAK. RECD direct for Supero. Phonak : life is on[en ligne]. [SI] Phonak, 2003. Disponible sur :

<http://www.phonakpro.com/fr/b2b/fr/elearning/publications/field_study_news.html >

18- PUMFORD John, SINCLAIR Sheila .Real-Ear measurement: Basic Terminology and Procedures [en ligne]. audiologyonline, 2001. Disponible sur www.audiologyonline.com/articles/article_detail.asp?article_id=285 (consulté le 06/10/2011)