



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

**ETUDE SUR LES MODIFICATIONS
PROTHETIQUES INDUITES PAR UN
APPAREILLAGE A EVENT SPIRALE OU
NOTHING**

MEMOIRE présenté pour l'obtention du

DIPLOME D'ETAT D'AUDIOPROTHESISTE

Par
DELCLE Simon

Autorisation de reproduction

LYON, le

12 Octobre 2012

Pr Lionel COLLET
Responsable de la Formation
Gérald KALFOUN
Directeur délégué à l'enseignement

N°523



Président
Pr GILLY François-Noël

Vice président CEVU
M. LALLE Philippe

Vice-président CA
Pr Hamda BEN HADID

Vice-président CS
Pr. GILLET Germain

Secrétaire Général
M. HELLEU Alain

Secteur Santé

U.F.R. de Médecine Lyon Est
Directeur
Pr. ÉTIENNE 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'Assurance (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 (E.P.U.L)

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

Remerciements

Je tiens à remercier tout particulièrement mon maître de mémoire, M. CHEVALIER, pour son soutien, ses conseils avisés et pour la confiance qui m'a été témoignée tout au long de l'élaboration de ce mémoire.

Je souhaite présenter mes sincères remerciements au Docteur Roberto Polselli, qui nous a permis de travailler avec son nouveau modèle d'évent.

Mes remerciements vont également à toute l'équipe du laboratoire Amplifon de Roanne pour leur sympathie et leur gentillesse.

Mes sincères remerciements vont aux patients qui ont eu la gentillesse de prendre sur leur temps pour participer à cette étude.

Merci à mes amis pour leur soutien.

Merci du fond du cœur à mes parents, mes frères, ma famille, pour leur présence, leur amour. Merci d'avoir toujours été là.

A ma Grand Mère,

Sommaire

<u>Introduction</u>	1
Première Partie	3
<u>I. Rappels théoriques</u>	3
<u>A. L'oreille externe</u>	3
1. Anatomie	3
2. Résonance et amplification	4
<u>B. Les embouts auriculaires</u>	5
1. Définition	5
2. Choix, fabrication, adaptation	6
<u>C. Les coques d'intra-auriculaires</u>	7
<u>II. Events et aérations</u>	8
<u>A. Introduction et propriétés acoustiques</u>	8
<u>B. Des contrôleurs passifs de l'effet Larsen</u>	9
<u>C. Autophonation et effet d'occlusion</u>	11
1. Définitions	11
2. Incidence d'une modification de l'aération sur ces phénomènes	11
<u>III. L'évent spiralé et l'évent NOTHING</u>	14
<u>A. L'évent spiralé</u>	14
<u>B. Le système NOTHING</u>	17
1. Présentation	17
2. Ambitions prothétiques	19

Seconde partie	21
<u>IV. Protocole expérimental</u>	21
<u>A. Choix des groupes de population</u>	21
<u>B. Réalisation des embouts et des coques</u>	22
<u>C. Tests réalisés et matériel utilisé</u>	23
1. Audiométrie en tonale et vocale	23
2. Mesure In-vivo	24
3. Mesures de gains critiques	25
4. Audiométrie vocale en milieu bruyant	25
5. Questionnaire patient	26
<u>V. Résultats et analyse des tests</u>	27
<u>A. Etude comparative préliminaire</u>	27
<u>B. Groupe d'étude « embouts classiques »</u>	31
<u>C. Groupe d'étude « intra-auriculaires »</u> ..	36
<u>VI. Analyse des questionnaires</u>	41
<u>A. Résultats : événements Spiralés</u>	41
<u>B. Résultats : événements Nothing</u>	42
<u>C. Discussions</u>	46
<u>Conclusion</u>	48
<u>Bibliographie</u>	51
<u>Annexes</u>	53

Introduction

L'audioprothèse est aujourd'hui une discipline en plein essor, la demande de solutions prothétiques ne cesse de croître et le port d'aides auditives est de plus en plus dédramatisé au sein de notre société. Cette évolution est sans nul doute étroitement liée aux campagnes de communication et de dépistage de la surdité mais également aux innovations technologiques apportées à cette discipline depuis quelques années (miniaturisation des appareils, traitement numérique du signal, confort auditif).

Malheureusement l'audioprothésiste doit encore faire face à de nombreuses contraintes lors d'un appareillage, ce qui implique une perpétuelle recherche d'améliorations prothétiques. Dans cette optique, nous nous sommes penchés sur un élément précis de certains appareillages auditifs, l'évent spiralé et une déclinaison de ce dernier, l'évent « Nothing », nouvellement créé.

Nous avons étudié les modifications prothétiques de ces deux modèles d'événements ainsi que leurs incidences sur la population de patients testés. Notre étude repose sur deux types d'appareils, les intra-auriculaires et les contours d'oreille classiques.

Dans une première partie, nous effectuerons quelques brefs rappels sur l'oreille externe ainsi que sur les embouts auriculaires et les coques d'intra-auriculaires. Puis nous verrons les différents types d'événements et leurs incidences prothétiques afin de les comparer avec les deux modèles étudiés dans ce mémoire.

Dans la seconde partie nous proposerons une étude expérimentale en vous exposant le panel de patients retenus, les mesures réalisées et les tests effectués.

Enfin nous mettrons en corrélation les données et moyennes obtenues lors des tests afin d'en tirer les conclusions les plus objectives possibles sur les deux types d'événements testés.

Première Partie

I. Rappels théoriques

A. L'oreille externe

1. Anatomie

L'oreille externe est formée de deux parties :

- *Le pavillon* appelé aussi auricule, est la partie visible de l'oreille. En forme de cornet et incliné d'environ trente degrés par rapport à la tête, il est constitué de fibrocartilage recouvert de peau et d'une multitude de saillies et de dépressions (figure 1). Il est situé entre la parotide en avant, la région sterno-cléido-mastoïdienne en dessous et en arrière, la région sous temporale en haut et en avant et est fixé au crâne à l'aide de muscles et de ligaments.

- *Le conduit auditif externe* est une structure ostéo-cartilagineuse en forme de S d'en moyenne vingt-cinq millimètres qui s'étend de la conque au tympan (figure 2). La partie externe du conduit auditif (2/3 de la longueur) est faite de cartilage recouvert de peau et comporte des follicules pileux et trois types de glandes sécrétant le cérumen. Le cérumen sert à garder le conduit auditif humide, et aide à faire sortir les particules de peau morte de ce dernier. La partie interne du conduit (1/3 de la longueur) débute au deuxième coude du conduit et se termine au tympan. Cette portion est dure et osseuse, elle est recouverte d'une peau très fine, ce qui la rend très sensible au toucher.

La mobilité est une propriété importante du conduit auditif, en effet, lors de la mastication, les parois de nos conduits bougent ce qui provoque une modification de la forme de la coupe transversale. Cet aspect nous intéresse particulièrement car il

faut en tenir compte lors de la fabrication des embouts ou des coques des aides auditives. Cette propriété pouvant être une source de gêne lors du port des appareils, un bon confort étant une des clés de l'appareillage auditif.

2. Résonance et amplification

L'oreille externe joue un rôle important dans l'amplification du signal sonore. Dans un premier temps, le son est concentré vers l'entrée du conduit auditif et amplifié, on appelle cela « l'effet pavillonnaire », le pavillon servant également à la localisation sonore.

Puis le conduit auditif amplifie le son sur une gamme de 2 à 5 kHz d'une quinzaine de décibels. Cette amplification, due à la résonance naturelle du conduit, s'explique grâce à la physique des tubes, plus particulièrement la résonance quart d'onde. En effet, le conduit auriculaire peut être assimilé à un tube ouvert à l'une de ses extrémités et fermé à l'autre, ce qui implique que les ondes sonores ayant une longueur d'onde quatre fois supérieure à la longueur du conduit seront le plus amplifiées. Il y a donc un pic de résonance propre au conduit auditif (bibliographie14 p.40 ; bibliographie 7).

Fréquence de résonance du conduit :

$$f(Hz) = \frac{\textit{vitesse du son (m/s)}}{4 * \textit{Longueur du conduit (m)}}$$

Lors de l'appareillage un autre phénomène entre en jeu, la résonance de Helmholtz. Découvert vers 1850 par le professeur allemand Hermann Ludwig Ferdinand Von Helmholtz, cette résonance est présente lors d'un appareillage avec

un embout possédant un évent. La cavité du conduit auriculaire est en contact, par le biais de l'évent, avec le milieu extérieur, l'embout et le conduit fonctionne alors comme un résonateur de Helmholtz (figure 3) amplifiant légèrement le signal à une certaine fréquence (autour des 500Hz) (bibliographie5).

Fréquence propre du résonateur :

$$f(Hz) = \frac{c}{2\pi} \sqrt{\frac{A}{VL}}$$

c : vitesse du son V : volume de la cavité L : longueur du tube (évent) A : aire de la section du tube

Il est important de ne pas omettre ces amplifications lors de l'appareillage d'un patient car elles peuvent être une source de complications lors des réglages. Les embouts, coques et événements ont donc un rôle important à jouer.

B. Les embouts auriculaires

1. Définition

Les embouts sont utilisés avec les aides auditives de type contour d'oreille. Ils sont moulés à la forme des conduits auditifs des patients afin de répondre de la meilleure façon aux besoins prothétiques de ces derniers. Les embouts font partie du coupleur auriculaire avec le coude et le tube acoustique et jouent un rôle important dans la transmission du son de l'aide auditive au tympan.

2. Choix, fabrication, adaptation

Lors de l'appareillage, le choix de l'embout par l'audioprothésiste se fait selon plusieurs critères à la fois anatomiques, acoustiques et esthétiques. Tout d'abord la forme de l'embout, choisie après la prise d'empreinte afin d'assurer un bon maintien dans l'oreille (les formes offrant le plus de maintien aux formes en offrant le moins sont la coquille, le squelette, la pince de crabe, la canule épaulement et la canule) (figure 4). La forme des embouts ne modifie pas la courbe de réponse à part pour les canules qui, d'après Xavier Renard (1983), atténuent les fréquences graves en dessous de 1kHz et augmentent les fréquences entre 1kHz et 1.5kHz.

La longueur de l'embout a également son importance. Un embout court ne dépasse pas le second coude tandis qu'un long se termine dans la partie osseuse du conduit, après le second coude. En faisant varier la longueur de l'embout, il est possible d'agir sur la courbe de réponse : plus la cavité résiduelle est réduite (plus l'embout est long) plus la courbe de réponse sera élevée dans les fréquences inférieures à 1.5kHz. De plus, d'après J.C. Corell, l'augmentation de la longueur du tube entraînera un décalage du pic à 1kHz vers les fréquences plus basses, le tube agissant comme un filtre passe-bas (bibliographie 11, p.43).

La sortie du tube peut également faire varier la courbe de réponse. L'augmentation de la taille du diamètre de sortie favorise l'amplification des fréquences aiguës (figure 5).

Le choix de la matière n'influe pas sur la courbe de réponse, ce choix se fait en fonction du patient, le confort étant le facteur principal du choix. On préconisera quand même une matière souple afin d'obtenir une meilleure étanchéité acoustique ou encore pour l'appareillage d'enfants afin de réduire le risque de blessure en cas

de chute. L'échelle de dureté des matières est exprimée en shores, de 25 (voir 20) pour les plus souples, à 80 pour les plus dures.

Enfin, lors de l'adaptation, l'audioprothésiste peut choisir de réaliser des retouches afin de modifier la forme de l'embout en cas de douleur ou de gêne ressenties par le patient.

C. Les coques d'intra-auriculaires

Les coques d'intra-auriculaires ont des propriétés acoustiques semblables aux embouts, mais elles demandent une attention particulière lors de la prise d'empreinte. Cette dernière doit être réalisée très précisément afin que le fabricant puisse créer un appareil convenant parfaitement au patient. La coque étant réalisée en matière dure, le moindre contact avec la partie osseuse du conduit ou un point d'appui trop important entraîne une douleur insoutenable. La réalisation demande donc un travail d'une extrême précision car la liberté de retouche de l'audioprothésiste est limitée. Toute la partie électronique de l'aide auditive est contenue dans la coque, les retouches de cette dernière sont donc délicates. De plus, la longueur de la coque et la taille de l'évent doivent être définies avant la fabrication. Il est donc presque impossible de modifier les propriétés acoustiques de l'appareillage sans toucher aux réglages numériques. Le contrôle de l'effet d'occlusion et de l'autophonation ne pourra se faire qu'à partir des logiciels fabricants.

La problématique importante avec les intra-auriculaires est l'aération. Il est fréquent de ne pas pouvoir fabriquer de coque avec l'évent qui conviendrait à l'audition du patient. Mais quels sont les impacts de l'aération sur l'appareillage auditif ?

II. Events et aérations

A. Introduction et propriétés acoustiques

L'évent est une partie très importante de la plupart des appareillages auditifs. C'est une aération de la coque ou de l'embout auriculaire entre le milieu extérieur et le tympan.

La taille de l'évent définie si un embout est fermé (absence d'évent) ou ouvert (ouverte maximale, IROS). Il en existe de plusieurs formes, la plus couramment utilisée étant l'évent droit, creusé en parallèle au tube acoustique et sortant en dessous de ce dernier au niveau du tympan.

Les événements jouent sur les graves de la courbe de réponse : plus l'évent est grand, plus l'amplification des fréquences graves sera atténuée. On agrandi l'évent proportionnellement à la bonne conservation des graves de l'audition du patient afin de laisser les fréquences naturelles arrivées par voie directe au tympan, favorisant ainsi un meilleur confort d'écoute. Nous pouvons également attribuer d'autres propriétés acoustiques aux événements :

- Minimiser la perte de résonance naturelle du conduit auditif externe provoquée par l'insertion de l'embout dans l'oreille (cf. I.A.2), afin de garder une sonorité plus "naturelle" pour les patients.
- Agir sur l'autophonation voir l'effet d'occlusion (cf. II.C)
- Aérer le conduit auditif externe.

Dans le cas de surdités sévères voir profondes il peut même être conseillé de creuser un petit événement de décompression (inférieur à 0.5mm) afin d'améliorer le

confort d'appareillage, un petit évent n'apportant que peu de différence d'amplification en comparaison à un embout fermé (bibliographie 9 p.44).

Malheureusement, l'aération des embouts et des coques auriculaires a ses limites. La première est la perte du contrôle de la dynamique de sortie. En effet, plus l'aération est grande, plus le son peut s'échapper par cette dernière. L'audioprothésiste verra alors ses possibilités de réglages réduites (surtout pour les basses fréquences). De plus, le contrôle du MPO (niveau de sortie maximal) sera plus délicat, une partie du son arrivant naturellement au tympan.

La seconde limite importante des aérations est le Larsen acoustique, que nous allons décrire dans la partie suivante.

B. Des contrôleurs passifs de l'effet Larsen

L'effet Larsen, découvert par le physicien Danois Søren Absalon Larsen, est un phénomène physique de rétroaction acoustique. Il se produit lorsque qu'une source audio amplifiée (émetteur) se trouve à proximité d'un récepteur. Il y a création d'une boucle, le son amplifié est capté de nouveau par le récepteur et ré-amplifié jusqu'à atteindre les limites du matériel utilisé.

En audioprothèse, le Larsen, également appelé feedback, se traduit souvent par un sifflement très désagréable et rend le port des appareils impossible. Si on utilise une adaptation ouverte ou si l'embout n'est plus correctement adapté à l'oreille du patient, le son amplifié aura tendance à ressortir. Il se produit un effet Larsen quand le gain de l'appareil dépasse un certain seuil, on appelle cela le gain critique. L'aération a donc un rôle important quant à la limitation du Larsen. Comment une modification de la taille de l'évent joue sur le Larsen ?

Pour palier à ce phénomène plusieurs techniques, actives ou passives, sont utilisées en audioprothèse. Avant de s'intéresser aux événements nous allons rappeler les différentes possibilités :

- Le Larsen ne se produisant pas sur une gamme de fréquences très étendue, il est possible de limiter le gain sur cette gamme précise (appareil à multicanaux). Attention à ne pas trop le diminuer afin de ne pas perturber le gain prothétique en tonal et surtout en vocal. Il est d'ailleurs souvent possible de ne réduire que le gain faible pour ne pas gêner la compréhension. En effet, le Larsen survient souvent en situation calme là où le gain est le plus élevé.
- Les nouvelles générations d'appareils proposent des mesures de gains critiques. Cela permet de visualiser les seuils d'enclenchement du Larsen et donc de modifier les réglages. La plupart des logiciels fabricants proposent d'ailleurs une modification automatique des réglages afin d'optimiser le gain.
- Les dernières aides auditives ont des systèmes anti-Larsen numériques. Ce sont des systèmes qui mesurent la trajectoire du feedback et l'éliminent (figure 6). La vitesse de suppression est réglable, l'audioprothésiste l'adaptant à l'environnement du patient.

Enfin, la dernière solution pour réguler le Larsen consiste à modifier la taille de l'aération. Plus le diamètre d'un événement est important, moins l'oreille est fermée, plus le seuil de Larsen est bas (cf.VII.A). Fréquemment, lorsque les appareils d'un patient manquent de puissance, augmenter les réglages entraîne une recrudescence du Larsen. Il est alors courant de réduire la taille de l'aération. Or, les événements ont une action sur les basses fréquences de l'amplification (cf. II.C.2). Les réduire peut donc entraîner des modifications sur le confort d'appareillage des patients, et plus précisément sur l'autophonation voir l'effet d'occlusion.

Dans notre projet d'étude, il est nécessaire de définir et de comprendre ce que sont l'autophonation et l'effet d'occlusion afin de pouvoir analyser correctement les modifications acoustiques apportées par les deux modèles d'événements étudiés.

C. Autophonation et effet d'occlusion

1. Définitions

Lors de l'appareillage, les patients sont souvent confrontés aux mêmes problèmes. Une sensation d'oreille bouchée, un mal être souvent décrit comme une résonance anormale de leur propre voix ou comme la sensation d'avoir la tête dans le coton. Ces phénomènes sont souvent attribués à l'autophonation ou à l'effet d'occlusion. Mais peut-on affirmer que ce soit la même chose ? Nous allons essayer d'apporter quelques éléments de réponse.

2. Incidence d'une modification de l'aération sur ces phénomènes

L'effet d'occlusion est provoqué par l'obturation du conduit auditif, ce qui peut induire deux types de gênes.

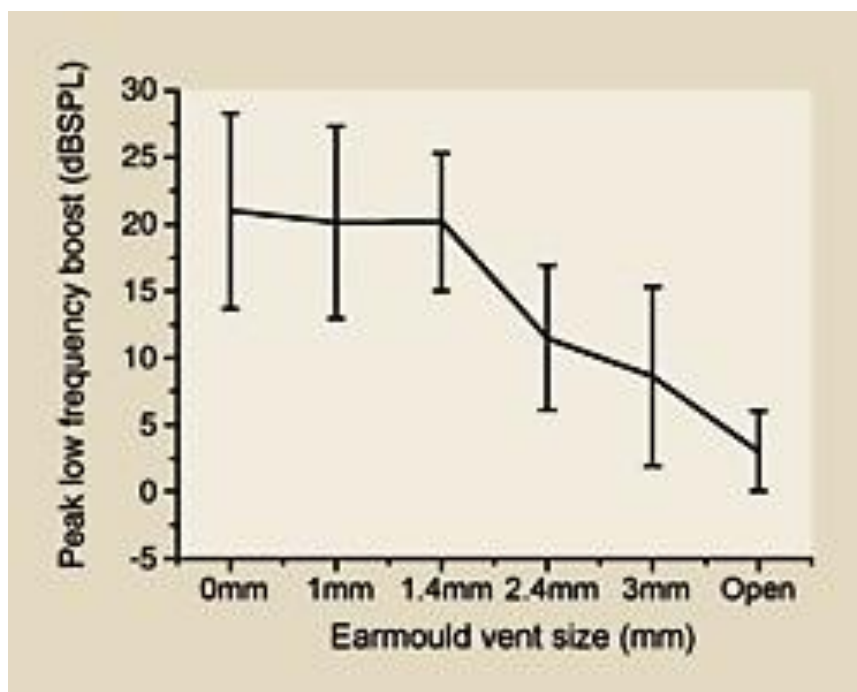
La première, la plus récurrente, est l'autophonation. On la décrit comme la sensation de percevoir de manière accrue sa propre voix, « ma voix résonne ».

La vibration acoustique produite par cette dernière se propage à travers les tissus et les os du crâne et stimule l'oreille interne par conduction osseuse. En temps normal, chacun tolère la résonance de sa propre voix. Mais lorsque le conduit auditif externe est bouché, une partie de l'énergie qui s'échappe naturellement par le conduit auditif externe se retrouve bloquée par l'embout dans la cavité résiduelle.

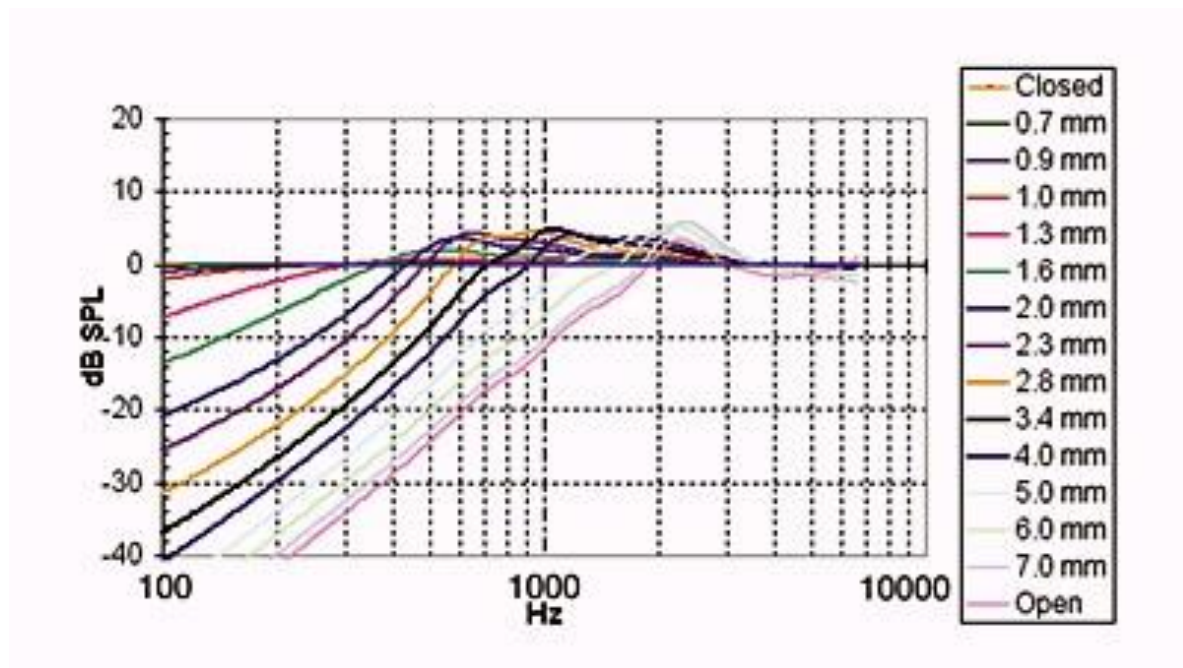
Le son est alors transmis par l'oreille moyenne à la cochlée entraînant une augmentation de la résonance de la voix.

Ce sont les fréquences graves qui sont à l'origine de ce phénomène. Obstruer l'oreille revient à renforcer les fréquences les plus basses de l'audition. Cette amplification peut aller jusqu'à 30 dB SPL.

La solution à ce problème vient des événements. Comme nous l'avons vu plus haut, l'aération du conduit auditif joue sur les fréquences graves. En ouvrant l'oreille il est donc possible d'atténuer le phénomène d'autophonation. Le Docteur Mark Flynn à d'ailleurs réalisé une étude très intéressante sur ce sujet (bibliographie 3). Les schémas ci-dessous nous montrent une partie des résultats :



The increases of the occlusion effect as a function of earmold vent size (M.FLYNN, 2003)



Amount of leakage from a series of different vent sizes (M.FLYNN, 2003)

Ces schémas démontrent parfaitement le rôle des événements sur les fréquences graves. Les différences entre les petits modèles d'évents sont minimales (de 0 à 1.5 mm). Ils confirment également l'idée de toujours essayer d'utiliser un petit événement de décompression plutôt qu'un embout obturateur, l'écart des mesures entre les deux étant faible.

Bien sûr, il est également possible d'agir sur les réglages des aides auditives en modifiant le gain sur les graves ou en utilisant le gestionnaire d'occlusion de certains fabricants.

La seconde gêne provoquée par l'effet d'occlusion est le gain d'insertion négatif, visible grâce à la mesure In-vivo (cf.VI.B.4). Dans certains cas, lors du premier réglage, il arrive que l'amplification délivrée ne soit pas assez élevée sur certaines fréquences. Les patients ont l'impression que le son est « sourd », que les voix de

leurs interlocuteurs ne sont pas naturelles, l'adaptation prothétique entraîne pour les patients la sensation d'avoir la tête dans le coton.

Dans ce cas précis, augmenter l'aération ou baisser les graves n'apportera aucune amélioration. Il faudrait au contraire augmenter le gain des appareils sur les fréquences concernées afin de retrouver une certaine qualité d'écoute. Voilà pourquoi, selon notre avis, l'effet d'occlusion ne doit pas systématiquement être considéré comme de l'autophonation.

Nous tenterons d'étudier l'impact des événements spiralé et Nothing sur ces phénomènes.

III. L'événement spiralé et l'événement NOTHING

De nombreuses études traitent des propriétés acoustiques des événements, mais très peu d'entre elles parlent spécifiquement de l'événement spiralé. Pour notre étude, nous avons eu l'occasion de travailler sur un nouveau modèle d'événement, le Nothing.

Cet événement, que nous allons décrire plus loin, est relativement proche d'un événement spiralé. Nous avons donc choisi d'effectuer une étude sur ces deux modèles afin de décrire le plus précisément possible leurs rôles dans l'appareillage auditif et de trouver les cas où leurs utilisations apporteraient des réels bénéfices.

A. L'événement spiralé

L'événement spiralé est connu de la plupart des audioprothésistes mais son utilisation reste rare.

La particularité de cet événement vient du fait qu'il est creusé à l'extérieur de l'embout. Le sillon hélicoïdal permet une aération entre la cavité résiduelle et l'extérieur.

L'évent est donc directement accolé à la peau du conduit auditif externe et sa forme permet d'augmenter cette surface de contact.

La photographie ci-dessous nous montre un exemple d'évent spiralé :



Cet événement est actuellement utilisé pour deux raisons :

- Tout d'abord, le fait que l'évent soit à l'extérieur de l'embout permet un meilleur assèchement du conduit auditif externe. Cela facilite le port des appareils pour les patients ayant les oreilles humides, suintantes, en asséchant le conduit auditif.

- On l'utilise également lors d'un appareillage surpuissant afin de bénéficier d'une aération en minimisant le Larsen, ce dernier étant réduit par la forme et la longueur de l'évent.

Mais on ne connaît que très peu d'autres propriétés de ces événements. Nous allons donc tenter d'évaluer plus précisément leurs impacts prothétiques.

Certaines contraintes sont à connaître avant l'utilisation de l'évent spiralé :

- Le tracé de l'hélice doit être étudié afin de pouvoir bénéficier de plusieurs rotations complètes. Une hélice trop étendue entraînerait une perte d'efficacité de l'évent et s'apparenterait plus à un événement droit.
- Il est important de garder un écartement suffisant entre deux rainures afin de ne pas risquer de créer une saillie susceptible de gêner le patient. Un embout suffisamment long est donc nécessaire.
- Les bords du sillon doivent être soigneusement vérifiés, il faut veiller à les adoucir pour ne pas risquer de blesser le patient.
- La principale interrogation vient de la profondeur et de la largeur de la rainure. Une rainure trop étroite ou pas assez profonde risque d'être obstruée par la peau du conduit auditif et ainsi entraîner une perte d'efficacité de l'évent.
- Il existe une contrainte définie par la taille du conduit. Un conduit trop fin ne possédant pas de place nécessaire pour un événement spiralé.

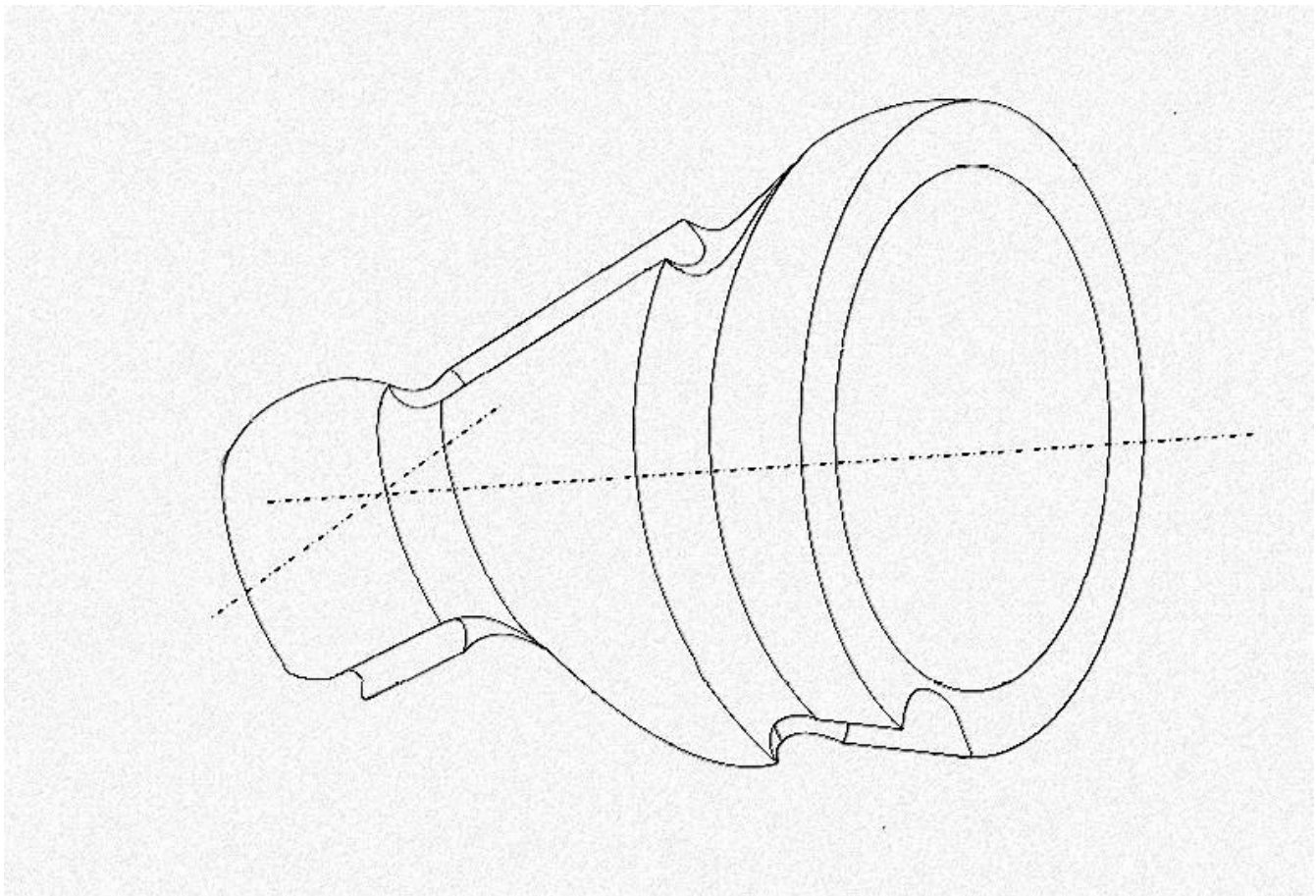
Nous avons choisi de standardiser du mieux possible les événements spiralés utilisés dans ce mémoire afin d'obtenir des données comparables malgré les contraintes citées.

B. Le système NOTHING

1. Présentation

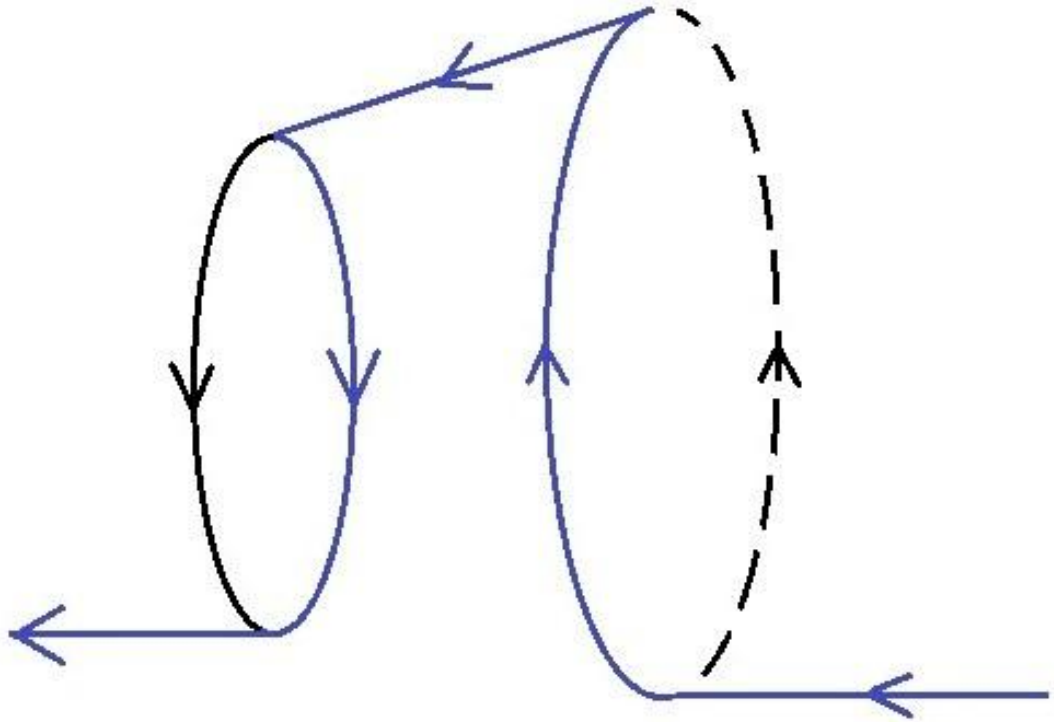
Le Nothing est une nouvelle forme d'évent développé et breveté par un médecin ORL italien, le Docteur Roberto Polselli, que nous avons rencontré en 2011. Avec son accord, nous avons donc pu tester ce nouvel événement.

A l'instar de l'évent spiralé, le Nothing est creusé à la périphérie de l'embout et forme une aération entre l'extérieur et la cavité résiduelle. Sa particularité vient de sa forme. Comme le montre le schéma ci-dessous, l'évent est constitué d'anneaux symétriques creusés autour de l'embout reliés entre eux par des canaux.



Embout muni de l'évent Nothing

Ces sillons permettent de créer une aération relativement proche d'une spirale comme le montre le schéma suivant :



Représentation de l'aération d'un événement Nothing

Par rapport au modèle spiralé, le Nothing est plus normalisé :

-Deux anneaux doivent être creusés et placés sur la partie conduit de manière à le séparer en trois parties de tailles relativement similaires. Dans certains cas il est possible de creuser un troisième anneau si la longueur de l'embout le permet.

- Les canaux, de forme droite, sont creusés de manière à ce qu'ils soient opposés. Ainsi, l'aération sera la plus longue possible. Le canal ouvert sur l'extérieur doit, quand cela est possible, être sur le bas du conduit. Il y aura donc au minimum trois canaux creusés autour de l'embout.

- Comme pour l'embout spiralé, les dimensions des sillons sont importantes. La profondeur des sillons doit être au minimum de 1 mm et la largeur entre 1.5 et 2 mm.

Il est donc plus aisé de fabriquer des embouts avec un événement Nothing plutôt qu'avec un événement spiralé. Le placement des anneaux étant moins aléatoire que la forme de la spirale et le fraisage se faisant plus facilement. De plus, l'agrandissement des sillons est moins contraignant lors de retouches éventuelles.

2. Ambitions prothétiques

Le Nothing a été développé afin d'améliorer l'adaptation prothétique des patients malentendants. Mais quels sont les ambitions prothétiques d'un tel événement ?

Le premier atout de ce venting est qu'il a été développé pour les embouts classiques mais également pour **les intra-auriculaires**.

Le Nothing, de par sa forme atypique, devrait minimiser certaines difficultés rencontrées lors de l'appareillage auditif.

- La réduction du contact de la peau du conduit avec l'embout **minimiserait les risques d'irritation**, au même titre qu'un événement spiralé.
- De plus, cette limitation de contact devrait nettement **améliorer le confort physique ressenti par le patient**. En effet, comme décrit plus haut, le conduit auditif possède une certaine mobilité. Sa forme est influencée par le mouvement de la mâchoire inférieure ce qui peut entraîner une gêne physique.

- **Le Nothing réduirait l'occlusion** provoquée par l'insertion de l'embout ou de l'intra-auriculaire et atténuerait ainsi le phénomène d'autophonation, sans perte de puissance.
- La forme de son événement permettrait un **meilleur contrôle du Larsen**, problème aujourd'hui bien éliminé par les systèmes anti-Larsen mais toujours présent à forte intensité.
- Enfin le gain prothétique vocal en milieu bruyant serait amélioré.



Intra-auriculaire avec un événement Nothing

Dans une seconde partie, nous allons donc tester ces deux modèles d'événements afin de déterminer quels sont leurs incidences sur l'appareillage de personnes malentendantes.

Seconde partie

IV. Protocole expérimental

L'objectif de cette étude est d'apporter des éléments de réponse sur les appareillages à événements spiralés ou munis de l'événement Nothing.

Pour ce faire, nous avons choisi des patients déjà appareillés et leur avons fabriqué ou fait fabriquer de nouveaux embouts ou intra-auriculaires afin de comparer les résultats prothétiques apportés par les nouveaux modèles. Nous avons veillé, pour chaque patient, à ce que les réglages soient les mêmes entre les différents appareils testés.

Nous avons établi une période d'essai d'une semaine pour chaque événement testé. Pour chaque patient, trois à quatre rendez-vous étaient nécessaires.

A cause du temps et du coût de fabrication, nous n'avons pu tester les intra-auriculaires seulement avec l'événement Nothing. Étant développé avant tout pour ce type d'aide auditive, nous l'avons préféré à l'événement spiralé.

A. Choix des groupes de population

Notre étude se basera sur une population de 15 patients presbycusiques appareillés depuis plusieurs années, sachant que le plus ancien appareillage est de 26 ans. Les personnes testées sont âgées de 47 à 91 ans.

Les patients, pour la majorité des tests, seront séparés en deux groupes : les personnes appareillées en contours d'oreilles et celles appareillées en intra-auriculaires.

Afin d'obtenir des résultats comparables, il était primordial de réaliser les tests sur des personnes possédant des appareils avec des événements similaires. Tous les patients testés ont des événements droits, creusés, de 0.8 mm à 1.2 mm, les différences acoustiques entre ces deux tailles étant minimales (cf.II.C.2).

B. Réalisation des embouts et des coques

La fabrication de nouveaux embouts et de nouveaux intra-auriculaires a été une des plus grandes difficultés de cette étude. En effet, certaines caractéristiques comme la longueur et la grosseur des coques et embouts se devaient d'être identiques aux modèles des patients, afin de ne pas influencer les tests.

- Pour les embouts, nous avons étudié les événements sur des coquilles en acryl dur.
 - Nous avons choisi le modèle d'événement spiralé proposé par la société *L'Embout Français*.
 - Nous avons personnellement sculpté les événements Nothing sur des coquilles brutes, fabriquées au laboratoire Amplifon de Saint-Etienne ou à *L'Embout Français*.
 - Sur les conseils de M. Pascal Debard, audioprothésiste, nous avons défini les cotes des événements étudiés : 1.5 mm de profondeur et 1.5 mm de largeur.

- Pour la réalisation des intra-auriculaires, nous avons travaillé avec plusieurs fabricants, Starkey, Beltone et Siemens. Nous avons également pu fabriquer quelques modèles au laboratoire Amplifon d'Andrézieux (cf. Annexes).

Lors des fabrications, nous avons fait face à plusieurs contraintes :

- Il est nécessaire d'avoir des empreintes de conduits auditifs suffisamment large pour pouvoir adapter l'évent Nothing. **Ceci constitue une première limite à notre étude.**
- Les intras en Nothing demandent un protocole de fabrication particulier. Le délai de fabrication et de réception était donc relativement long.
- Nous nous sommes confrontés à quelques échecs de fabrication : les sillons de l'évent Nothing n'étant parfois pas assez profonds voir mal positionnés ou encore la taille des intras étant trop différentes des appareils de base. Les événements Nothing sur les intras devaient faire au moins 1mm de profondeur. Les Nothing sur embouts quant à eux faisaient tous 1.5 mm de profondeur.
- De plus, nous étions contraints de sélectionner des patients avec des gammes d'appareils encore en fabrication.

Ces contraintes nous ont amenés à écarter de notre étude une dizaine de patients.

C. Tests réalisés, passation et matériel utilisé

1. Audiométrie en tonale et vocale

Nous avons effectué pour chaque patient une audiométrie tonale au casque ainsi qu'une audiométrie vocale au casque en utilisant les listes cochléaires du Pr. J.C. Lafon.

Ces tests ont été réalisés sur un Aurical d'Otométries. Les patients étant appareillés depuis plusieurs années, les audiométries nous ont seulement servies à contrôler si leur surdité n'avait pas évoluée.

2. Mesure In-vivo

Nous avons également réalisé pour chaque patient des mesures In-vivo grâce à l'Aurical.

La mesure In-vivo (MIV) nous permet d'obtenir, par le biais d'une sonde placée dans le conduit auditif, les niveaux de pressions acoustiques arrivant proche du tympan. Nous avons utilisé comme stimulation sonore un bruit vocal intermittent (de type ILTASS), émit par le haut parleur à 65 dBSPL.

- Nous avons mesuré pour chaque oreille et chaque venting (selon la norme ANSI S3.46-1997) (bibliographie 13) :
 - Le REUG : En fonction de la fréquence : différence en dBSPL entre un point de mesure de pression acoustique dans le conduit auditif sans aide auditive et la mesure de pression acoustique du point de référence (source émettrice). Cette mesure représente l'amplification naturelle de l'oreille.
 - Le REAG : Mesure identique au REUG à la différence près que le patient porte une aide auditive en fonctionnement. Nous obtenons donc la courbe de pression acoustique délivrée par l'aide auditive au niveau du tympan.
 - Le REOG : Mesure identique au REAG, cette fois avec l'aide auditive éteinte. La courbe obtenue démontre l'atténuation apportée par les embouts ou les coques d'intra-auriculaires.

Nous corrélerons ces valeurs avec les données issues des appareils habituels des patients.

3. Mesures de gains critiques

Nous avons mesuré, à partir des logiciels de réglages des fabricants, les courbes de gains critiques obtenues avec les différents embouts ou coques testés.

Ces seuils de déclenchement du Larsen nous permettront d'établir une analogie entre les événements classiques et les événements étudiés.

Les logiciels des appareils testés devaient donc posséder une mesure des seuils de feedback.

4. Audiométrie vocale en milieu bruyant

Dans le cadre de notre étude, nous avons réalisé une audiométrie vocale en champ libre en milieu bruyant.

Nous avons choisi d'effectuer nos tests avec un rapport Signal/ Bruit (S/B) de +9dB. Ce rapport a été choisi dans le but de placer les patients dans un contexte relativement proche de scènes de vie quotidiennes avec un bruit de fond plus faible que le volume de la voix.

Les listes cochléaires du Pr. J.C. Lafon constituaient le signal et le bruit perturbant était un speech noise délivré par l'audiomètre.

Nous étions équipés d'une cabine insonorisée et d'un champ libre constitué de six haut-parleurs (HPs) placés à 90 cm de haut et disposés à 1m autour du patient comme le montre la photographie suivante :



Nous avons également à notre disposition, un audiomètre de type Amplaid, un ordinateur et un amplificateur.

Le signal était émis par le HP situé en face du patient et le bruit perturbant était diffusé dans la pièce par le biais des cinq autres HPs.

[5. Questionnaire patient](#)

Nous avons réalisé un questionnaire à destination des patients une fois leur essai d'une semaine terminé. Ce questionnaire se concentre sur le confort physique apporté par les nouveaux modèles d'embouts ou de coques en comparaison avec les appareils possédant les patients. Une question concerne également le ressenti de leur propre voix.

V. Résultats et analyse des tests

A. Etude comparative préliminaire

Avant de commencer l'étude avec la population de patients, nous avons effectué des mesures comparatives sur une personne avec six embouts donc six événements différents (même réglage comparé). Cette étude nous a permis d'obtenir des résultats de référence pour notre étude. Ne pouvant pas fabriquer tant de modèles d'événements pour chaque patient, cette étude nous apportera des éléments de comparaison.

- **Tableau 1**, mesures de l'occlusion, du REOG en MIV, exprimées en **dB SPL** :

Fréquence (Hz) / Type d'événement	1000	2000	4000	6000	<u>MOYENNE</u>
Embout fermé	-14	-13	-8	-8	-10.8 dB
Event spiralé 1.5 mm	-12	-10	-4	-5	-7.8 dB
Event spiralé 2mm	-10	-9	-2	-4	-6.3 dB
Event droit 1mm	-12	-10	-5	-6	-8.3 dB
Event droit 2mm	-8	-8	-2	-4	-5.5 dB
Event Nothing	-8	-6	0	-2	-4 dB

- **Tableau 2**, mesures des courbes REAG en MIV, exprimées en **dB SPL** :

Fréquence (Hz) / Type d'événement	250	500	1000	2000	4000	6000	<u>MOYENNE</u>
Embout fermé	+20	+28	+32	+42	+46	+28	+32.7dB
Event spiralé 1.5 mm	+14	+23	+32	+42	+46	+28	+30.8 dB
Event spiralé 2mm	+10	+22	+30	+40	+42	+26	+28.3 dB
Event droit 1mm	+12	+22	+28	+42	+44	+26	+29 dB
Event droit 2mm	+8	+22	+28	+38	+44	+26	+27.6 dB
Event Nothing	+8	+20	+30	+40	+44	+26	+27.9 dB

- **Tableau 3**, mesures des seuils de gains critiques In Situ entre 3kHz et 5kHz :

	Embout fermé	Event spiralé 1mm	Event spiralé 2mm	Event droit 1mm	Event droit 2mm	Event Nothing
Seuil Minimum (dB SPL)	Maximum mesurable (> 55)	56	51	45	40	44
Fréquence (Hz)	-	≈4500	≈4500	≈3500	≈3600	≈4200

Ces premiers résultats nous permettent d'avoir une base de travail. Quels sont, dans un appareillage auditif, les conséquences induites par la modification d'un seul paramètre : **le changement du modèle d'évent.**

Nous avons tiré quelques informations de cette étude préliminaire :

- Tableau 1 :

- Il est important de noter que la mesure In-vivo ne quantifie pas le REOG jusqu'à 400-500hz en moyenne. Tous les résultats démontrant un REOG accolé au REUG quelque soit le type d'évent. Une étude sur ce sujet a été proposée par Jean-Baptiste Lemasson, audioprothésiste, lors de l'atelier sur l'OPEN au congrès de l'UNSAF en 2011.
- Ce tableau nous confirme que plus les embouts sont fermés, plus l'atténuation est faible.
- Pour un diamètre identique, les événements spiralés semblent entraîner plus d'occlusion que les événements droits.
- L'événement Nothing semble induire une occlusion relativement faible, la moins élevée des six événements testés.
- D'après cette première étude, l'événement spiralé et l'événement Nothing, pourtant relativement proche (sillon de 1.5mm de diamètre), ne semble pas agir sur l'occlusion de la même façon. La forme et la disposition des sillons du Nothing doivent donc être responsables de l'amélioration de cette dernière.

▪ Tableau 2 :

- Ce tableau nous expose les valeurs des courbes d'amplifications de l'aide auditive. Pour un même traitement du signal, le gain moyen délivré est le plus important pour l'oreille fermée.
- Les différences les plus marquées concernent l'amplification des basses fréquences. Hormis les valeurs des gains en fréquences graves, on n'observe pas de grosse perte aux niveaux des autres valeurs de gain.
- On remarque qu'un événement spiralé de dimension supérieure à un événement droit entraîne un gain similaire voire supérieur sans pour autant boucher l'oreille davantage.
- Concernant l'événement Nothing, malgré une occlusion faible, le gain moyen ne subit pas de baisse proportionnelle.

▪ Tableau 3 :

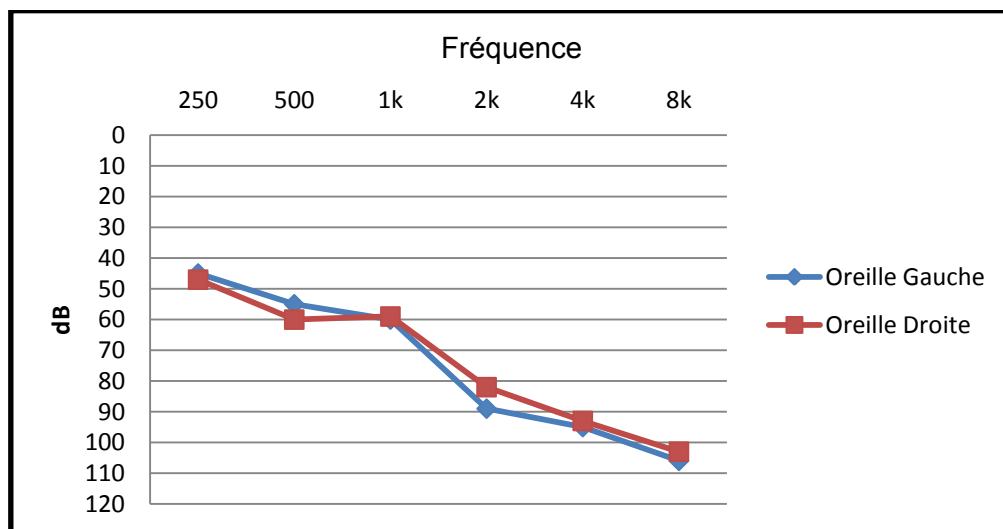
- Plusieurs informations ressortent de la mesure des gains critiques. Le seuil minimum d'apparition du Larsen est décalé en fréquences en fonction du modèle d'événement. Les événements creusés à la surface des embouts entraînent un pic de Larsen décalé vers les aigües.
- A taille égale, les événements spiralés ont des meilleurs résultats que les événements droits.
- L'événement Nothing ne présente pas le plus mauvais résultat malgré la plus faible occlusion. Rallonger l'événement semblerait améliorer les seuils de déclenchement du feedback.

Les résultats de cette étude préliminaire nous donnent donc juste un aperçu des propriétés des événements spiralés et Nothing. L'étude principale tentera de confirmer ces résultats.

B. Groupe d'étude « embouts classiques »

Ce groupe d'étude est composé de huit patients. Nous avons testé pour chacun d'eux les événements spiralé et Nothing, en comparaison à leur événement droit. Parmi ces patients, sept étaient appareillés en stéréophonie et un en mono-auriculaire. En tout, nous avons donc fabriqué : 15 embouts Nothing et 15 embouts spiralés.

Sur le schéma suivant, nous représenterons la surdité moyenne des patients testés :



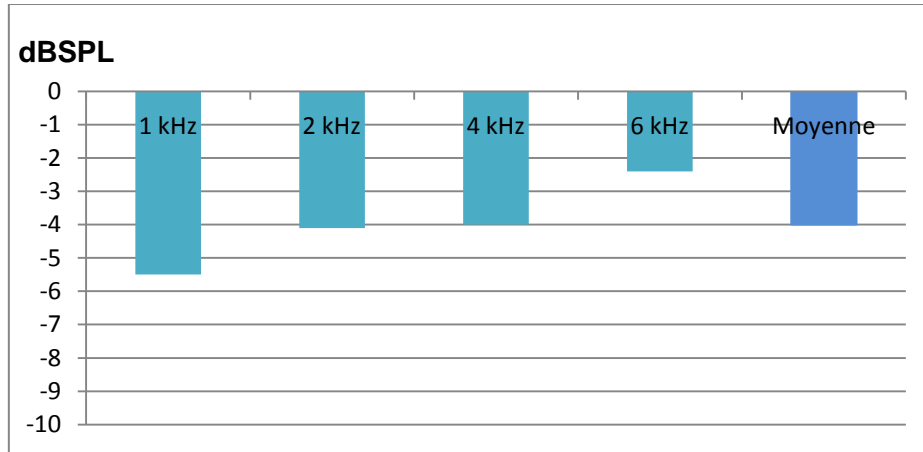
Perte moyenne : Oreille Droite : 74dB

Oreille Gauche : 73dB

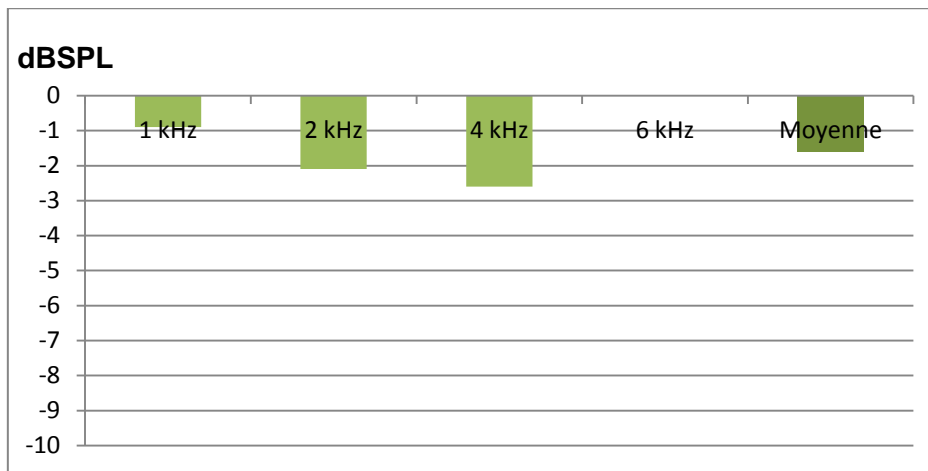
- **Mesure In-vivo (N=15 appareils):**

- Occlusion (basé sur le REOG) :

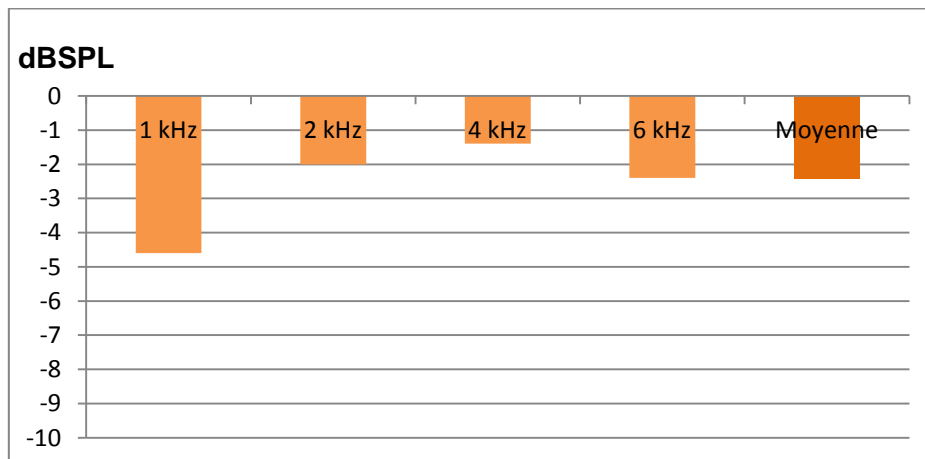
A) Variations moyennes des niveaux d'occlusion de l'événement **Nothing** par rapport à l'événement **droit** des patients :



B) Variations moyennes des niveaux d'occlusion de l'événement **spiralé** par rapport à l'événement **droit** des patients :

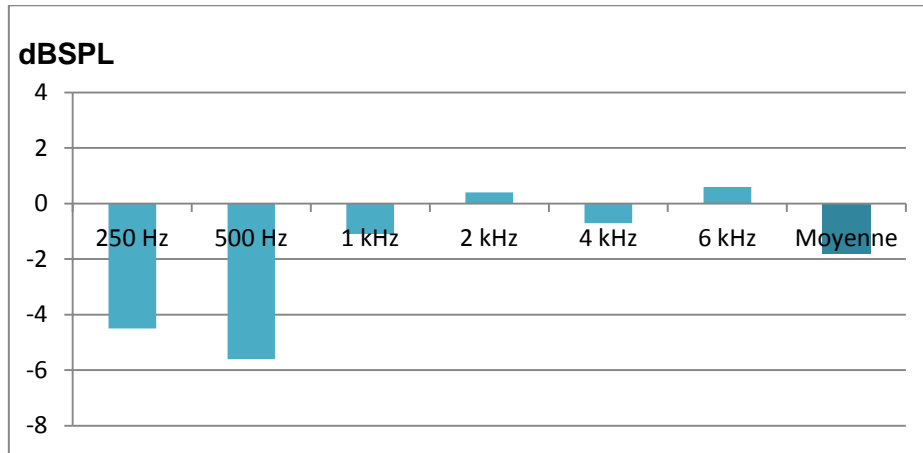


C) Variations moyennes des niveaux d'occlusion de l'événement **Nothing** par rapport à l'événement **spiralé**:

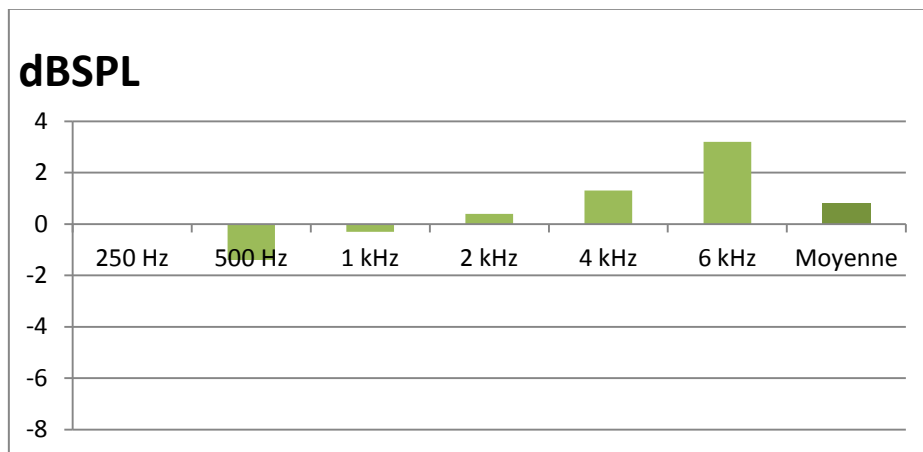


-Amplification (basé sur le REAG) :

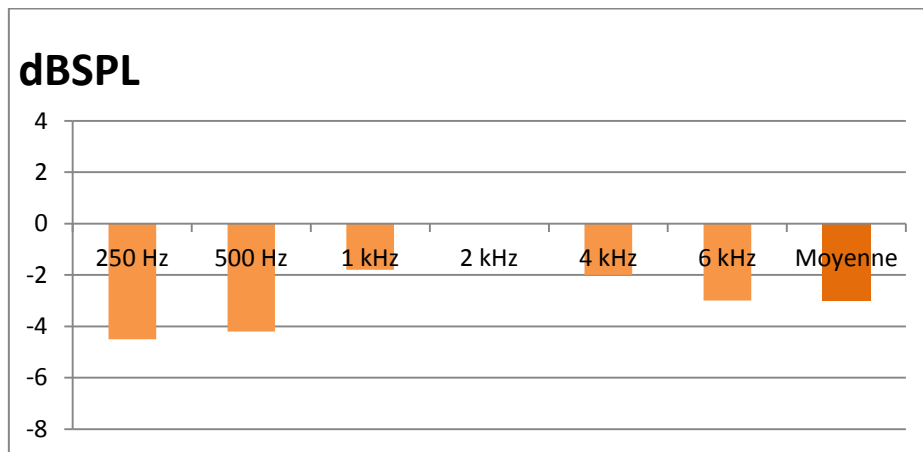
A) Variations moyennes des niveaux d'amplification de l'événement **Nothing** par rapport à l'événement **droit** des patients :



B) Variations moyennes des niveaux d'amplification de l'événement **spirale** par rapport à l'événement **droit** des patients :

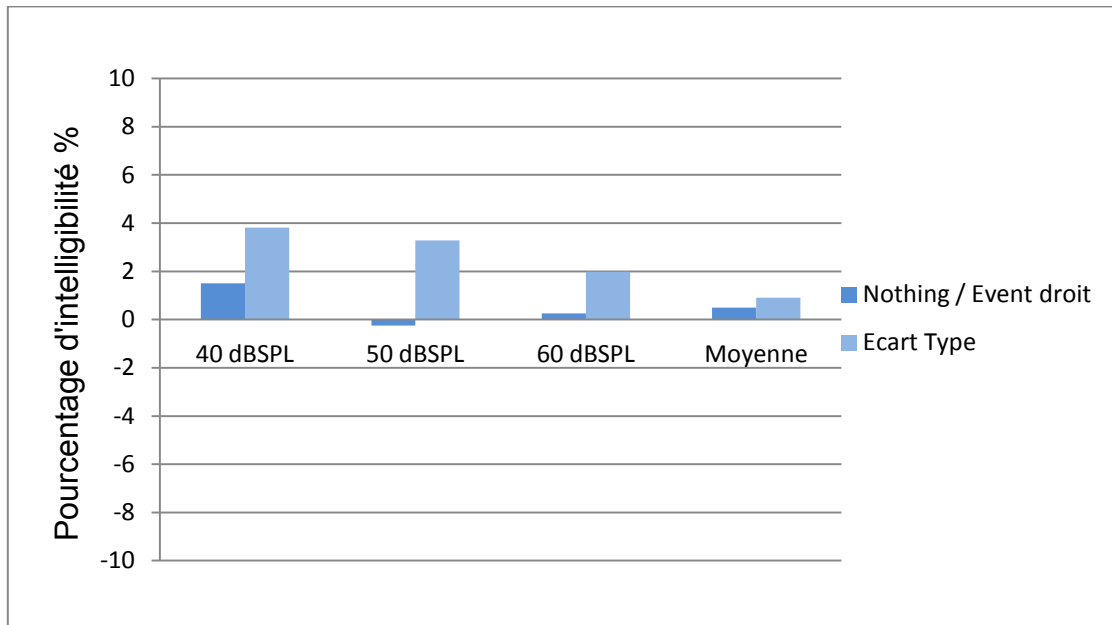


B) Variations moyennes des niveaux d'amplification de l'événement **Nothing** par rapport à l'événement **spirale** :

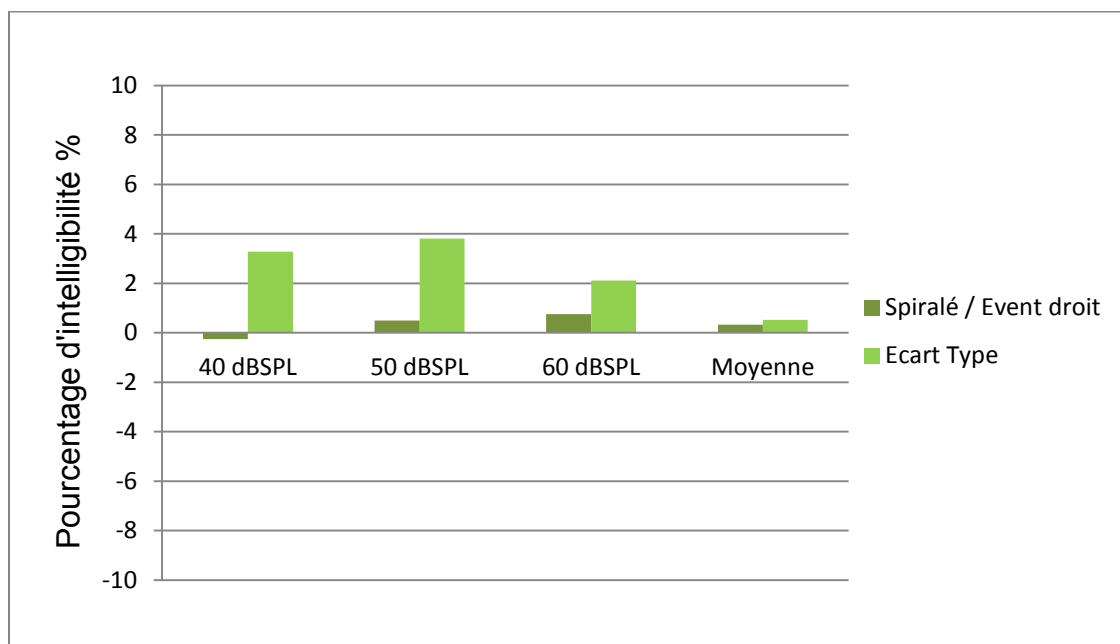


-Vocale en milieu bruyant (N=8 patients):

Variations moyennes du pourcentage d'intelligibilité des patients avec l'événement Nothing par rapport à leur événement droit, en fonction de l'intensité du signal

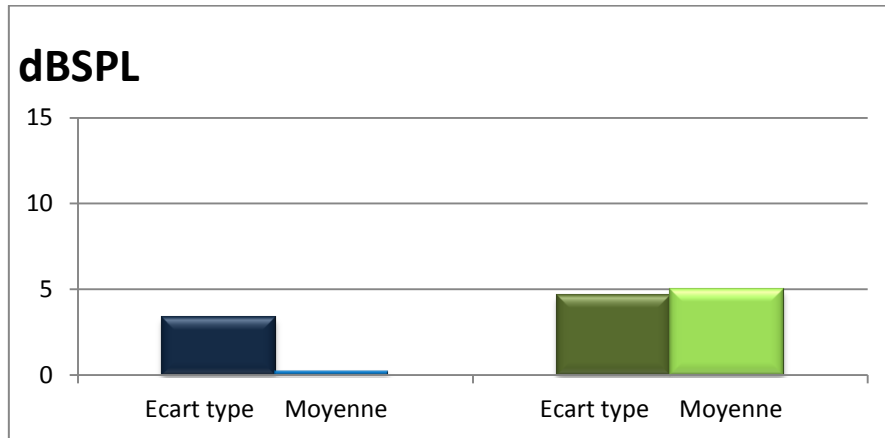


Variations moyennes du pourcentage d'intelligibilité des patients avec l'événement spiralé par rapport à leur événement droit, en fonction de l'intensité du signal



-Gains critiques (N=8 patients):

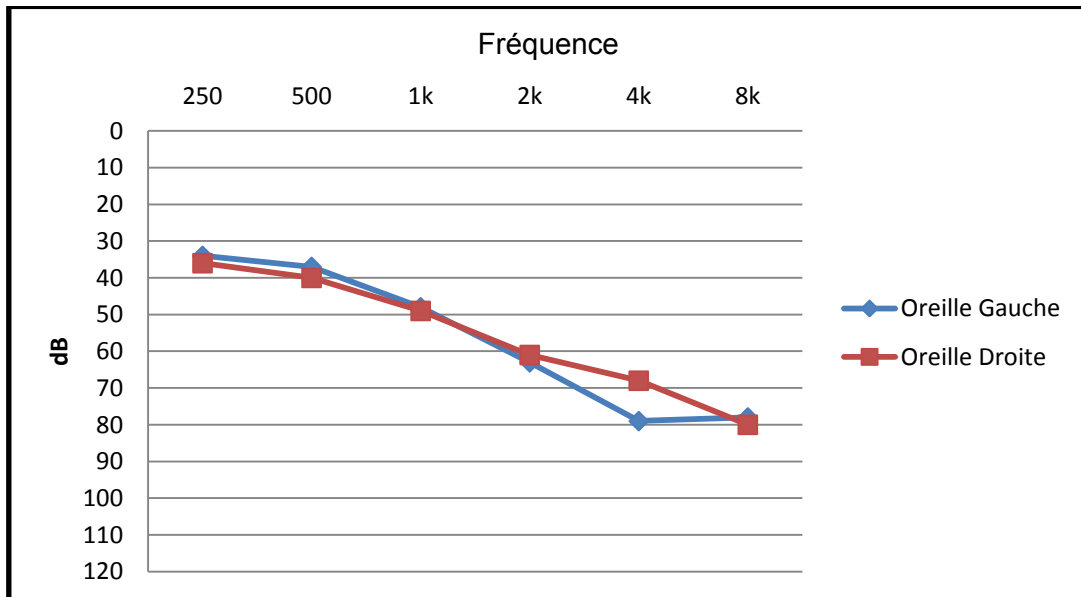
Variations moyennes des seuils de gains critiques de l'événement Nothing (en bleu) et de l'événement spiralé (en vert) par rapport à l'événement droit des patients



C. Groupe d'étude « intra-auriculaires »

Ce groupe d'étude est composé de sept patients. Nous avons testé pour chacun d'eux l'évent Nothing en comparaison à leur évent droit. Parmi ces patients, six étaient appareillés en stéréophonie et un en mono-auriculaire. En tout, nous avons donc fabriqué ou fait fabriquer 13 intra-auriculaires correspondant aux appareils possédant les patients.

Sur le schéma suivant, nous représenterons la surdité moyenne des patients testés :



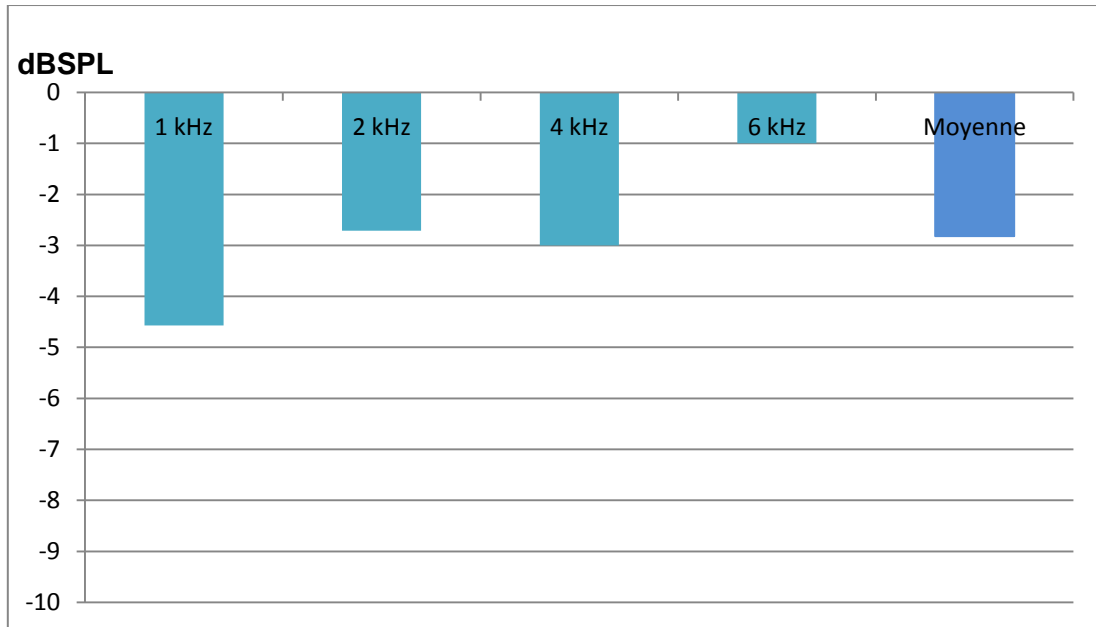
Perte moyenne : Oreille Droite : 55dB

Oreille Gauche : 57dB

- **Mesure In-vivo (N=13 appareils) :**

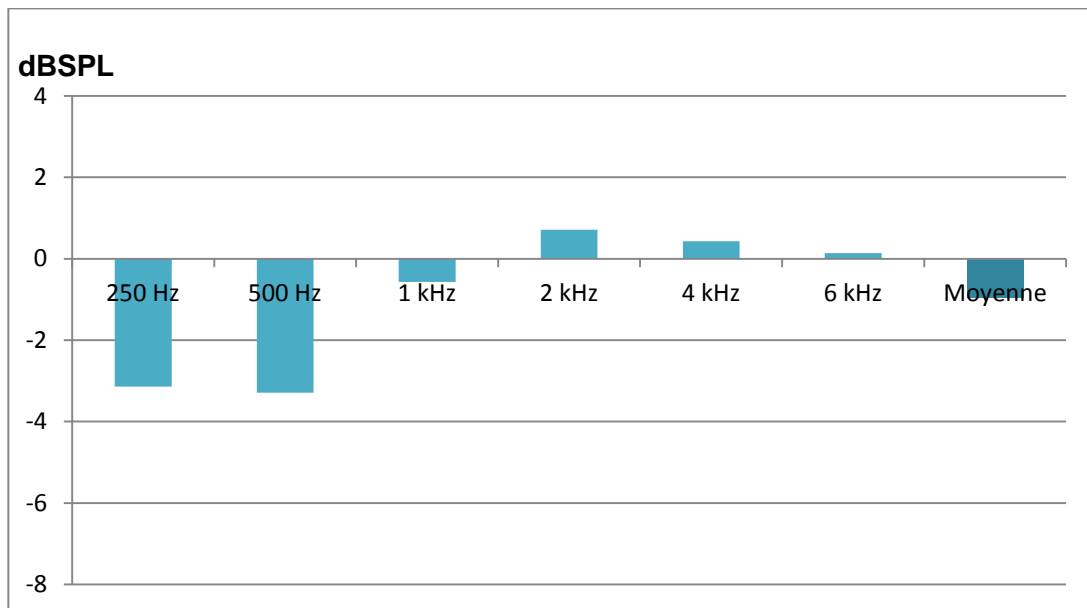
-Occlusion (basé sur le REOG) :

Variations moyennes des niveaux d'occlusion de l'événement **Nothing** par rapport à l'événement **droit** des patients :



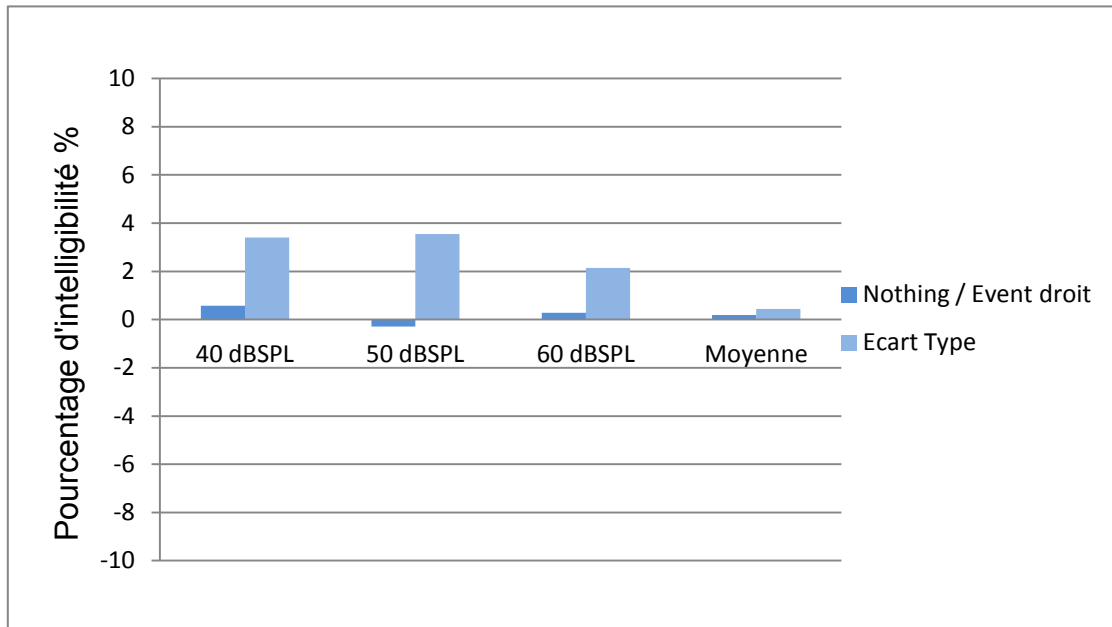
-Amplification (basé sur le REAG):

Variations moyennes des niveaux d'amplification de l'événement **Nothing** par rapport à l'événement **droit** des patients :



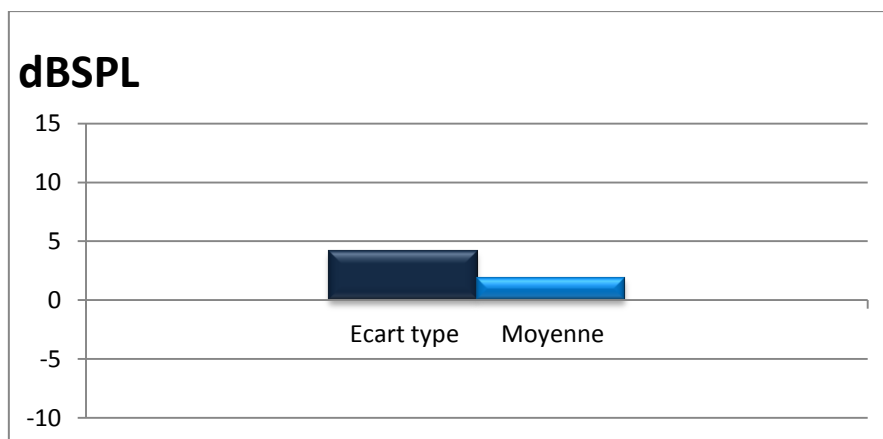
-Vocale en milieu bruyant (N= 7 patients) :

Variations moyennes du pourcentage d'intelligibilité des patients avec l'événement Nothing par rapport à leur événement droit, en fonction de l'intensité du signal



-Gains critiques (N=7 patients):

Variations moyennes des seuils de gains critiques de l'événement Nothing par rapport à l'événement droit des patients



-DISCUSSIONS :

○ **L'évent spiralé** semble très légèrement améliorer l'occlusion, ce qui peut s'expliquer par un diamètre de sillon supérieur au diamètre d'évent droit testé (+0.5mm en moyenne). Or, on ne constate pas de perte d'amplification. Au contraire, l'amplification des fréquences aiguës semble être renforcée, jusqu'à 3dB pour le 6kHz. Sur les fréquences médiums et graves, la variation d'amplification est négligeable.

Les résultats en audiométrie vocale confirment le peu de modifications observées. En effet, les variations moyennes d'intelligibilité n'excèdent pas 2% d'amélioration, ce qui correspondrait à un phonème. Le passage d'un événement droit à un événement spiralé plus grand ($\approx +0.5\text{mm}$) n'apporterait donc que très peu de risque de rejet du patient à cause des réglages.

Le bénéfice prothétique d'un tel événement viendrait d'une meilleure limitation passive du Larsen, nous obtenons en moyenne une amélioration de 5dB du seuil de gain critique.

○ Les résultats obtenus avec **les événements Nothing** confirment les données de l'étude préliminaire, l'occlusion est réduite sur toutes les fréquences testées.

Comme pour l'évent spiralé, la diminution de l'occlusion n'affecte pas ou très peu l'amplification des fréquences médiums et aiguës. Les fréquences graves (250-500Hz) sont quant à elles atténuées, ce qui correspondrait à un agrandissement de l'ouverture d'un événement droit.

Il est important de remarquer que les différences de REAG et de REOG sont plus marquées pour les embouts que pour les coques d'intra-auriculaires. Nous pouvons penser que ces différences viennent du fait que les sillons des Nothing sur les intras étaient légèrement moins profonds que sur les embouts.

L'audiométrie vocale dans le bruit n'apporte elle non plus aucune incidence prothétique remarquable. Pour chaque patient testé les courbes d'intelligibilité étaient presque confondues entre elles.

Les écarts moyens des seuils de Larsen sont faibles entre un événement Nothing et un événement Droit. Malgré cette similitude, il est intéressant de noter que le seuil de gain critique d'un événement Nothing est similaire au seuil d'un événement droit d'1mm alors que ses caractéristiques d'occlusion se rapprochent plus d'un événement droit plus large donc plus enclin au Larsen.

- L'événement spiralé possède une meilleure résistance au Larsen ainsi qu'un léger renforcement de l'amplification (2.4 dB en moyenne) par rapport à l'événement Nothing. Ce dernier quant à lui diminue sensiblement l'occlusion et donc les fréquences graves, principales causes de l'autophonation.

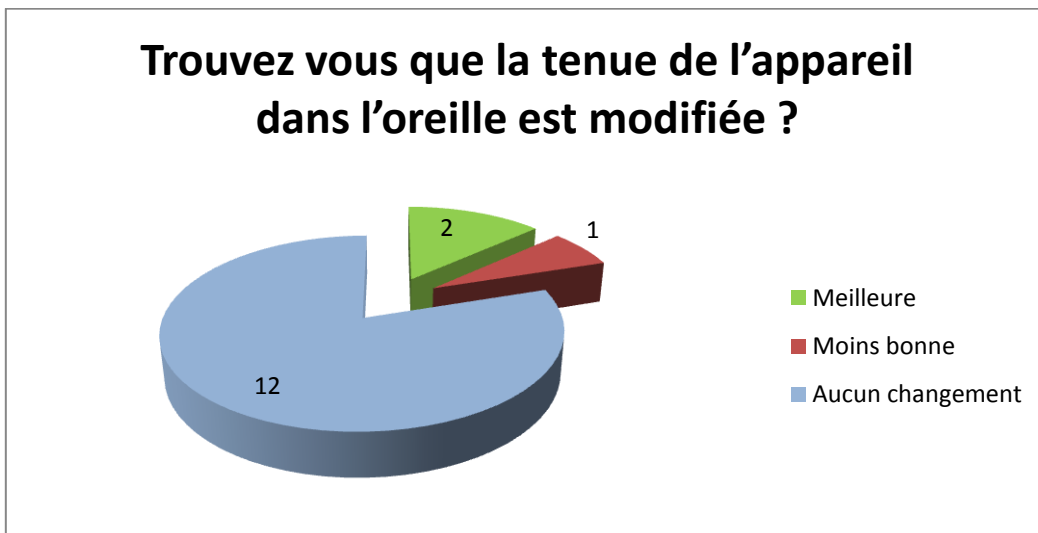
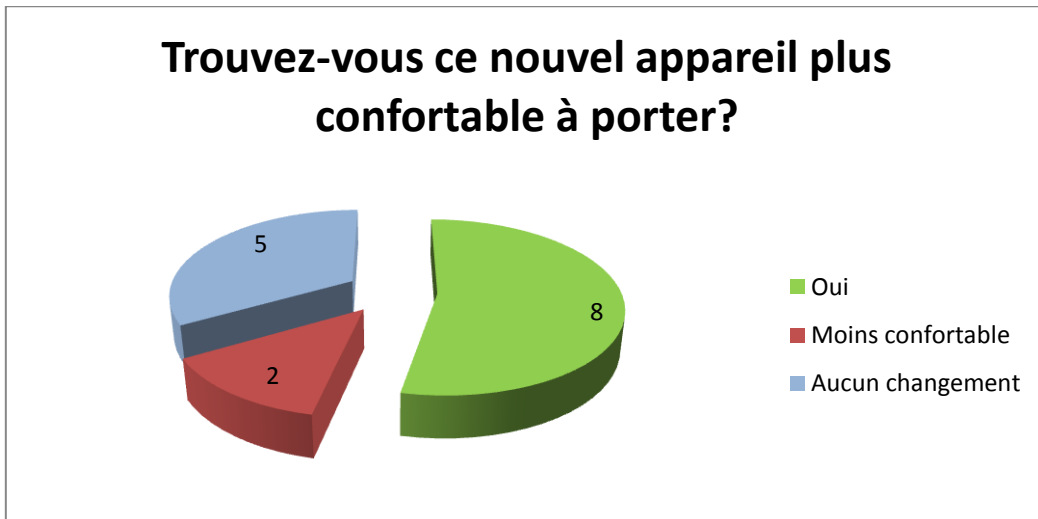
Les limites :

- Comme vu précédemment, la fabrication des intra-auriculaires en Nothing est difficile et relativement longue. Il est nécessaire de travailler sur des empreintes de tailles suffisantes pour pouvoir creuser les sillons. De plus, la taille des sillons est difficilement contrôlable sur les intra-auriculaires.
- En comparaison à un appareillage en IROS ou avec un événement supérieur à 2.5 mm, le Nothing ne soutient pas la comparaison au niveau de l'occlusion (constatation effectuée sur un patient séparé).
- Les événements spiralés sont difficilement adaptables lors d'un appareillage surpuissant sans bonne gestion anti-Larsen. En effet, nous avons pu mettre à l'essai des modèles d'événements spiralés pour un patient possédant des appareils surpuissants sans systèmes anti-Larsen. Les événements spiralés ne fermaient pas assez l'oreille pour empêcher les sifflements (constatation encore plus marquée pour les Nothing).

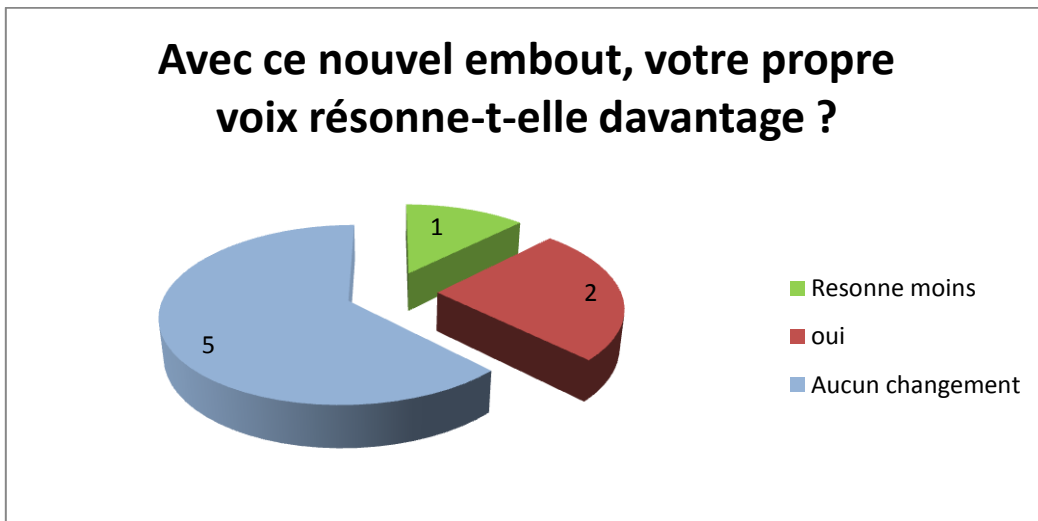
VI. Analyse des questionnaires

A. Résultats : événements Spiralisés

- **Confort physique** : Pour ces questions, chaque oreille a été évaluée séparément (échantillon : 15 oreilles)

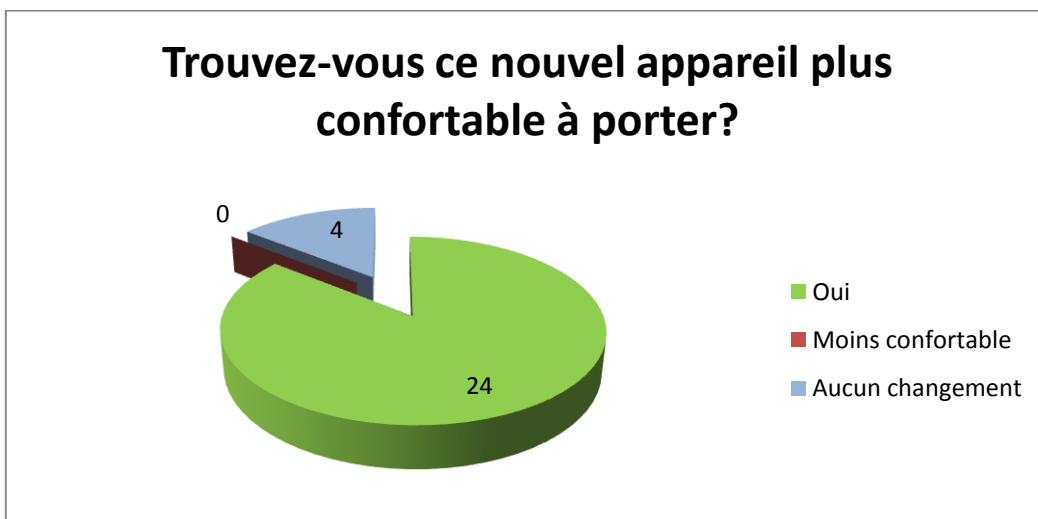


- **Voix des patients** : (échantillon : 8 patients)

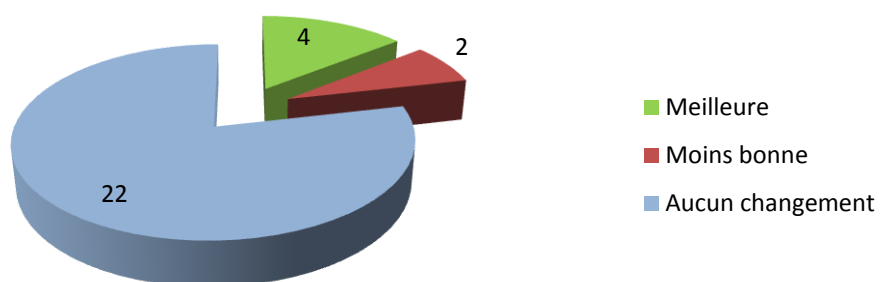


B. Résultats : événements Nothing

- **Confort physique** : Pour ces questions, chaque oreille à été évaluée séparément, de plus les groupes d'études son confondus (échantillon : 28 oreilles).

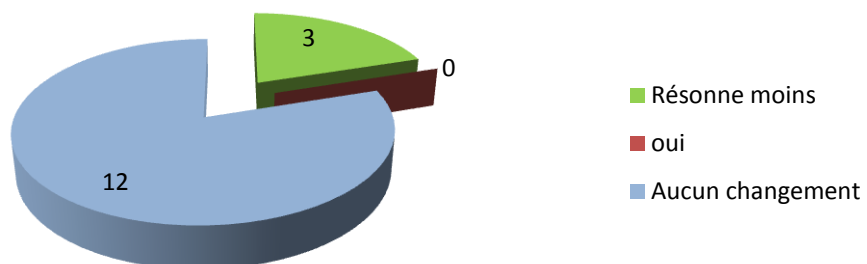


Trouvez vous que la tenue de l'appareil dans l'oreille est modifiée ?



- **Voix des patients :** (échantillon 15 patients)

Avec ce nouvel embout, votre propre voix résonne-t-elle davantage ?



Statistiques :

Nous avons utilisé le *test exact de Fisher* pour savoir si, d'après les résultats des questions, nous pouvions mettre en relation les adaptations d'un événement spiralé ou d'un événement Nothing.

▪ **Question 1 : Trouvez-vous ce nouvel appareil plus confortable à porter ?**

-Hypothèse nulle H0 : Les événements spiralés et Nothing agissent de la même manière sur le confort physique.

- α seuil = 5%

	Nothing	spiralé	Totaux
Amélioration	24	8	32
Pas D'amélioration	4	7	11
Totaux	28	15	43

Résultat test exact de Fisher : $p = 0.0269 < \alpha$ seuil

On rejette donc H0, l'adaptation d'un événement spiralé n'a donc significativement pas le même impact sur le confort physique que l'adaptation d'un événement Nothing.

▪ **Question 2 : Trouvez-vous que la tenue de l'appareil dans l'oreille est modifiée ?**

-Hypothèse nulle H0 : Les événements spiralés et Nothing agissent de la même manière sur la tenue des appareils dans l'oreille.

- α seuil = 5%

	Nothing	spirale	Totaux
Amélioration	4	2	6
Pas D'amélioration	24	13	37
Totaux	28	15	43

Résultat test exact de Fisher : $p = 0.6563 > \alpha \text{ seuil}$

On ne rejette pas H_0 , l'adaptation des deux modèles d'évent a donc significativement le même impact sur la tenue des appareils dans l'oreille.

▪ **Question 3 : Avec ce nouvel embout, votre voix résonne-t-elle d'avantage ?**

-Hypothèse nulle H_0 : Les événements spiralés et Nothing agissent de la même manière sur la résonance de la voix des patients.

- $\alpha \text{ seuil} = 5\%$

	Nothing	spirale	Totaux
Amélioration	3	1	4
Pas D'amélioration	12	7	19
Totaux	15	8	23

Résultat test exact de Fisher : $p = 0.5652 > \alpha \text{ seuil}$

On ne rejette pas H_0 , l'adaptation des deux modèles d'évent a donc significativement le même impact sur la résonance de la voix des patients.

DISCUSSIONS:

- **Le confort physique** est un élément important dans un appareillage auditif, une mauvaise sensation dans l'oreille peut entraîner un échec d'appareillage.

D'après notre questionnaire, l'évent spiralé a de bons résultats. La réduction du contact embout-conduit en est la cause, selon les patients, cet événement fait « mieux respirer l'oreille » et est « plus léger ». Mais l'évent spiralé ne fait pas l'unanimité, une bonne partie des patients ne trouvant pas d'amélioration notable voir même, pour un patient, une sensation de gêne due aux sillons.

L'évent Nothing fait quant à lui presque l'unanimité sur l'amélioration du confort dans l'oreille : « plus léger » ; « plus agréable » ; « on les sent moins quand on mâche ». Cette amélioration est due à la réduction du contact embout-conduit, mais également à la forme particulière du Nothing avec son sillon creusé à l'entrée et en bas du conduit, partie relativement mobile lors de la mastication. D'après le test de Fisher et des résultats du questionnaire il serait plus bénéfique d'adapter un événement Nothing plutôt qu'un événement spiralé pour l'amélioration du confort physique.

- Quelques patients étaient gênés par **leur sudation** à l'intérieur des conduits auditifs. Adapter de nouveaux embouts creusés sur l'extérieur a permis de faciliter l'évaporation de la sueur et ainsi améliorer le temps de port des appareils au cours de la journée. Bien sûr, cela ne fait pas disparaître le phénomène mais apporte un meilleur confort en maximisant le contact de la peau avec l'extérieur.

- Nous avons également voulu savoir si ces modèles d'événements amélioreraient **le maintien des appareils**. En théorie, grâce aux sillons, il serait possible de créer un effet ventouse facilitant la tenue des embouts.

Dans la majorité des cas, l'adaptation des nouveaux ventings n'apporte pas, selon les patients, d'amélioration particulière du maintien. Cette constatation est appuyée par les résultats statistiques.

- **L'autophonation**, comme décrit plus tôt dans ce mémoire, est un phénomène récurrent dans l'appareillage auditif. Il est relativement aisé d'augmenter l'aération du conduit lors d'appareillage en contour d'oreille pour atténuer ce phénomène. Malheureusement pour les intra-auriculaires les retouches sont difficiles à réaliser.

D'après les patients de cette étude, l'évent spiralé n'a pas d'action sur l'autophonation, ceci est confirmé par l'absence d'atténuation sur les fréquences graves de l'évent spiralé (cf.VII.B). Le Nothing atténue plus significativement les graves mais ne réduit pas systématiquement les résonances ressenties par les patients. D'après le *test exact de Fisher* les événements spiralé et Nothing agiraient de la même manière sur l'autophonation. Mais les patients étaient tous satisfaits de la résonance de leur voix avec les événements droits, une étude sur des patients gênés par l'autophonation avec leurs événements d'origine serait donc intéressante.

CONCLUSION

Tous les fabricants d'embouts proposent les événements spiralés mais leurs adaptations ne sont souvent pas coutumes. Nous avons donc proposé cette étude globale afin de mieux comprendre les incidences prothétiques de tels ventings. L'opportunité de travailler sur un nouveau modèle d'événement nous a permis d'enrichir ce mémoire afin d'apporter le plus d'éléments de réponse possible.

Adaptés sur les appareillages à embouts classiques, les événements spiralés et Nothing permettent une meilleure aération des conduits auditifs des patients en diminuant la surface de contact entre la peau et l'embout, facilitant l'appareillage de personnes confrontées à une sudation importante.

Sur le plan prothétique, les événements spiralés n'induisent que peu de modifications sur l'amplification délivrée par un appareillage à événement droit d'environ 1 mm de diamètre, malgré un diamètre de sillon plus important (1.5mm). Un tel événement peut même s'avérer utile pour améliorer le seuil de gain critique des appareils dans le cas d'amplifications importantes, comme testées dans cette étude. La principale interrogation vient de l'acceptation de ce modèle par les patients. D'après cette étude, le confort physique et la tenue des embouts ne sont pas altérés, au contraire, le confort est même amélioré dans la majorité des cas. De plus, le phénomène d'autophonation ressentie par les patients n'est pas accentué. Les événements spiralés apportent donc une alternative intéressante dans l'appareillage auditif de surdités importantes nécessitant une bonne aération du conduit auditif et une amplification conséquente.

L'évent Nothing a plus d'incidences sur l'amplification délivrée par les aides auditives. En effet, en réduisant plus fortement l'occlusion qu'un événement spiralé, l'amplification des basses fréquences est atténuée, mais sans pour autant léser l'amplification des hautes et moyennes fréquences. Cette propriété peut s'avérer intéressante dans le cas d'une perte importante sur les aigües avec un bon maintien des fréquences graves, tout en sachant que les seuils de gains critiques du Nothing, sans être améliorés, soutiennent la comparaison avec ceux d'un événement droit d'1mm. Mais l'amélioration des systèmes anti-Larsen et l'utilisation d'écouteurs déportés offrent également des alternatives efficaces pour ce genre de surdités.

La principale innovation apportée par la création d'un tel événement vient de son utilisation pour les intra-auriculaires. De par sa forme particulière, il permet une bonne maîtrise de l'occlusion sans pour autant biaiser l'amplification des fréquences moyennes et aigües. L'événement extérieur facilite également l'entretien des appareils par les patients et réduit les risques d'obstruction de l'événement. Mais la taille de conduit nécessaire et la difficulté de fabrication sont encore des contraintes importantes dans l'adaptation d'un tel événement.

Pour surpasser ces contraintes il était donc nécessaire que l'événement Nothing apporte un plus majeur pour les patients. Ce plus majeur vient certainement de l'amélioration du confort physique ressentie par les patients avec l'événement Nothing, ce dernier faisant l'unanimité quasi parfaite auprès des patients de cette étude.

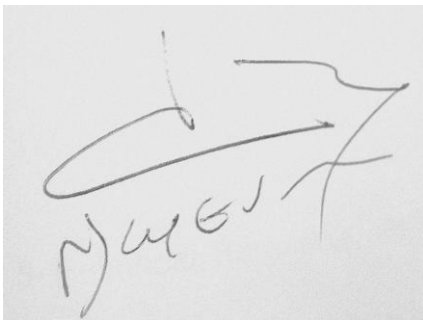
Cette volonté d'améliorer le confort physique n'est d'ailleurs pas orpheline dans le monde de l'audioprothèse comme en témoigne la nouvelle forme d'embout alvéolé mise au point par BELTONE (figure 7).

L'utilisation de tels modèles d'événements ne doit donc pas être considérée comme marginale, ces aérations apportant certains atouts dans le cas d'appareillages difficiles.

Il serait également intéressant de poursuivre ce mémoire en étudiant les possibilités d'amélioration de ces formes d'événements, en modifiant, par exemple, la forme des rainures, ou le nombre de sillons constituant l'aération.

Maître de Mémoire

M. Pierre-Jean CHEVALIER



VU et PERMIS D'IMPRIMER

LYON, le 12 Octobre 2012

Responsable de la Formation

Pr Lionel COLLET

Directeur délégué à l'enseignement

Gérald KALFOUN

BIBLIOGRAPHIE

- 1-** Collège National d'Audioprothèse, Précis d'Audioprothèse, L'appareillage de l'adulte, Tome II, Le Choix Prothétique. Les Editions du Collège National d'Audioprothèse, Mai 1999, 639 pages
- 2-** Collège National d'Audioprothèse, Précis d'Audioprothèse, L'appareillage de l'adulte, Tome III, Le Contrôle d'Efficacité Prothétique. *Les Editions du Collège National d'Audioprothèse*, mars 2007, 341 pages.
- 3-** FLYNN Mark, PhD, Opening Ears: The Scientific Basis for an Open Ear Acoustic System, http://www.hearingreview.com/issues/articles/2003-05_03.asp.
- 4-** GERBAUD Grégory, Professeur L. COLLET, Influence du volume du Conduit Auditif Externe et des différentes longueurs de coupleurs auriculaires sur le phénomène d'autophonation, Mémoire présenté pour l'obtention du diplôme d'état d'audioprothésiste à Lyon, 1996
- 5-** Helmholtz Resonance, <http://www.phys.unsw.edu.au/jw/Helmholtz.html>
- 6-** HERNANDEZ Arnaud, Professeur L. COLLET, Importance d'un embout ouvert lors d'un premier appareillage chez le sujet presbyacousique. Mémoire présenté pour l'obtention du diplôme d'état d'audioprothésiste à Lyon, 2005.
- 7-** HOEN Michel, Cours sur la physiologie de l'audition, cours présentés en première année à l'école d'audioprothèse de Lyon, Université Claude Bernard, 2009

- 8-** KAM Anna C. S., Wong Lena L.N., Comparison of Performance with Wide Dynamic Range Compression and Linear Amplification, article from Journal of the American Academy of Audiology, Volume 10, page 445, 1999.
- 9-** MARON Nathalie, Professeur L. COLLET, La conception de l'embout et ses limites à travers différentes études de cas. Mémoire présenté pour l'obtention du diplôme d'état d'audioprothésiste à Lyon, 2000.
- 10-** Mark Ross, Ph. D, "The Occlusion Effect"-What it is and what to do about it, Article from Hearing Loss, Jan/Feb 2004.
- 11-** MONIER-VUILLEMEY Fabienne et VUILLEMEY Nicolas, Professeur L. COLLET, Etude sur les modifications acoustiques apportées par l'embout auriculaire. Mémoire présenté pour l'obtention du diplôme d'état d'audioprothésiste à Lyon, 1986.
- 12-** PEREZ Philippe, Professeur L. COLLET, Influence du coupleur auriculaire sur l'efficacité prothétique : étude comparative entre un embout, une coque intra-auriculaire et un flex-tube. Mémoire présenté pour l'obtention du D.U. d'audiologie audioprothétique approfondie à Lyon, 2005
- 13-** PUMFORD John, M.Cl.Sc. and SINCLAIR Sheila, M.Cl.Sc, Real-Ear Measurement: Basic Terminology and Procedures,
http://www.audiologyonline.com/articles/article_detail.asp?article_id=285
- 14-** WIDEX, « LE SON et L'AUDITION », 2007, 227 pages.

ANNEXES

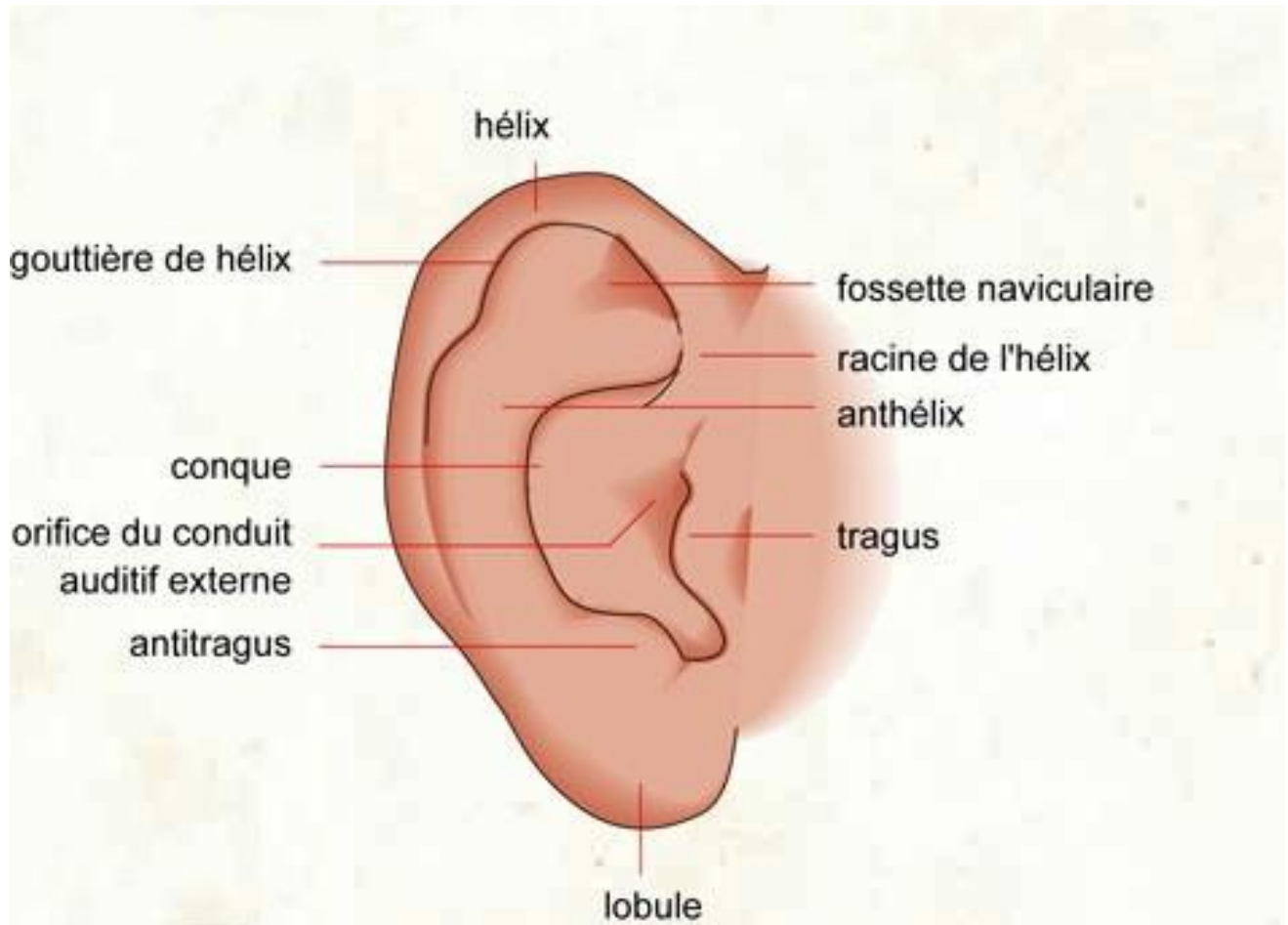
-Figures numéro 1 à 7

- Fabrication d'intra-auriculaires, modèle

Nothing

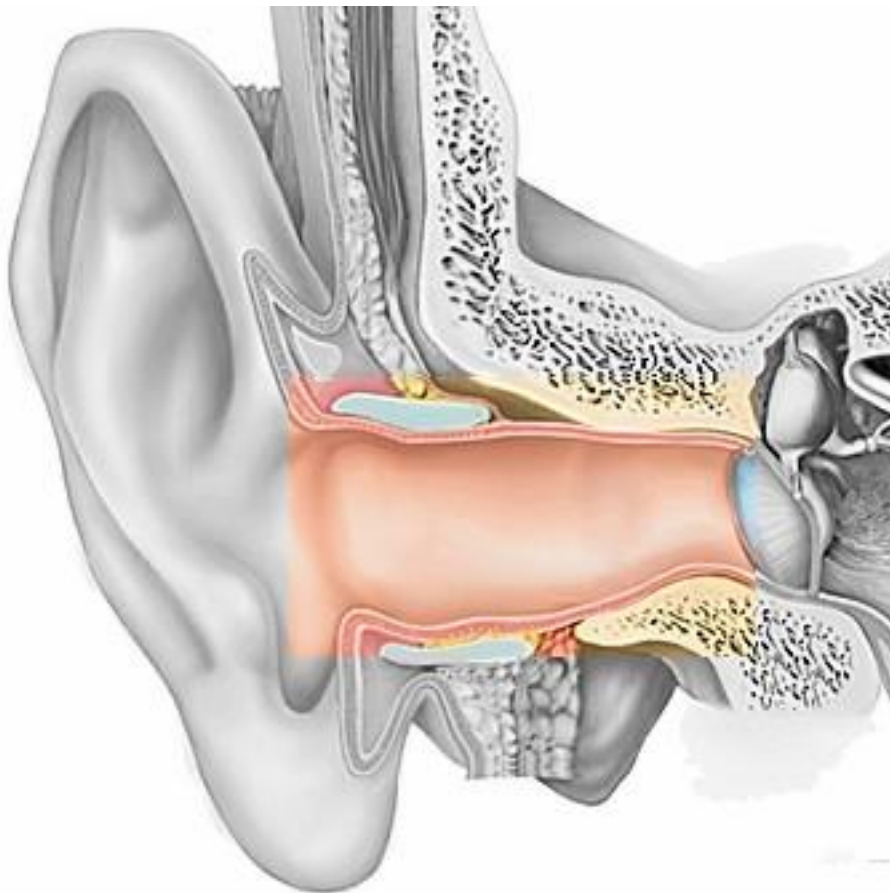
-Listes cochléaires du Pr. J-C Lafon

Figure 1



Anatomie du pavillon de l'oreille externe

Figure 2



Anatomie du conduit auditif externe

Figure 3



Un résonateur d'Helmholtz

Figure 4



Canule



Canule épaulement



Pince de crabe

Squelette

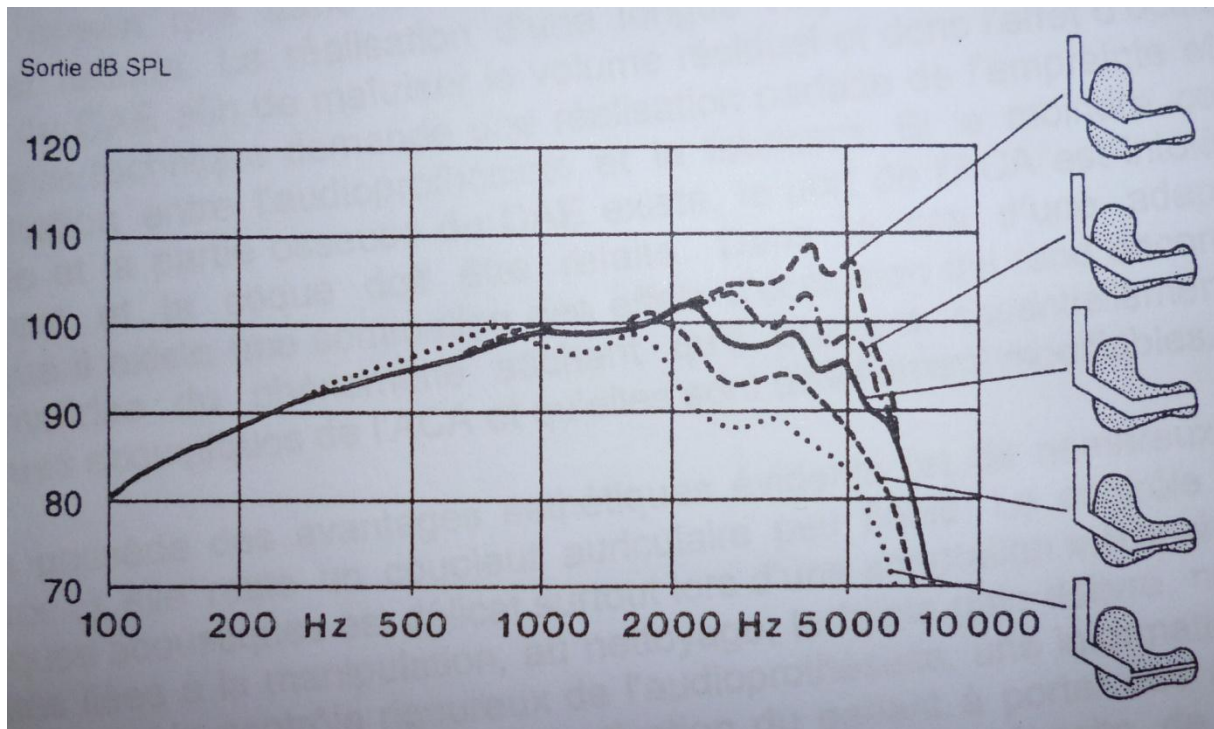


Coquille ou Fond de conque



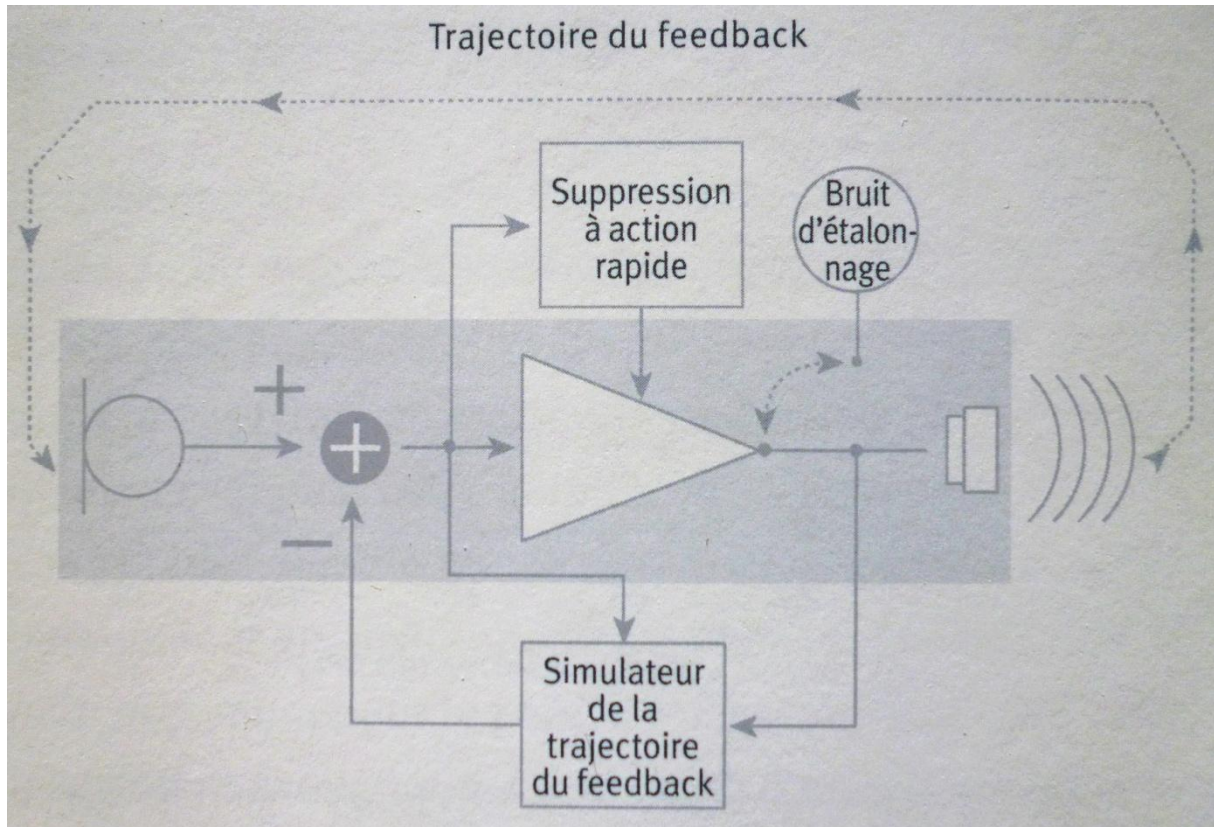
Différentes formes d'embouts

Figure 5



Influence du diamètre de sortie du tube acoustique (bibliographie4)

Figure 6



Représentation d'un système anti-Larsen numérique (bibliographie 14)

Figure 7



Coque d'intra-auriculaire alvéolée, Beltone

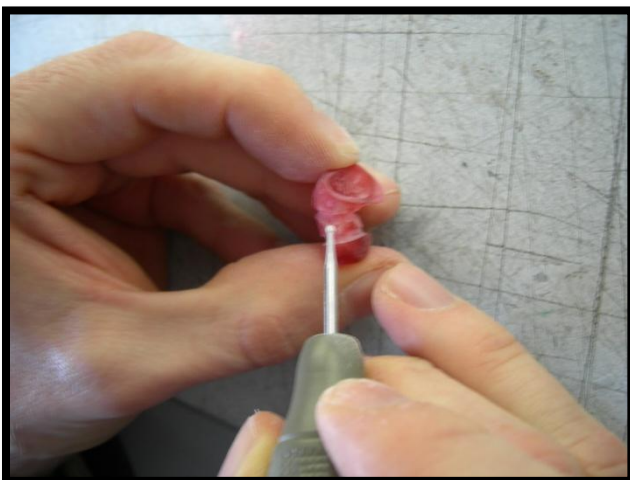
Fabrication d'intra-auriculaires, modèle Nothing



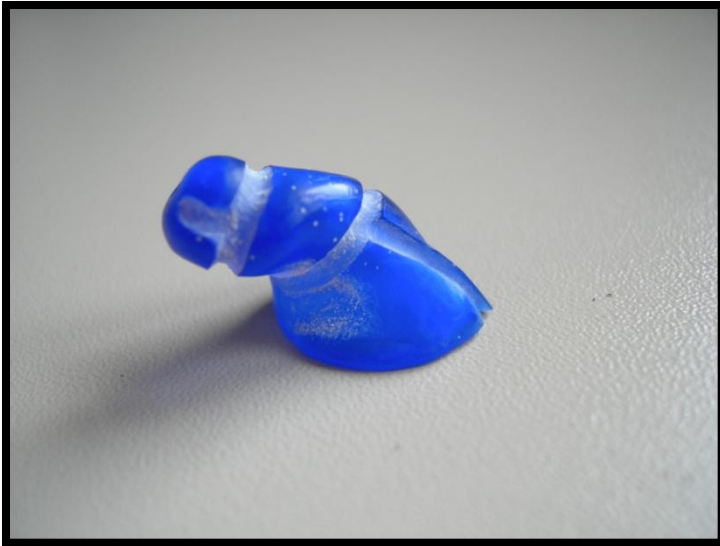
Les moules des empreintes



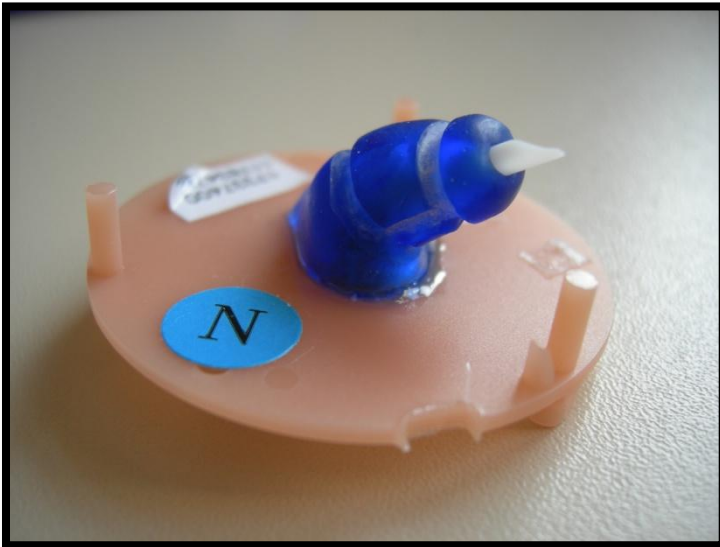
Coque Brute



Creusage des sillons



Coque avec un événement Nothing



Mise en place de la face plate

Listes cochléaires du Pr. J-C Lafon

100	90	80	70	60	50	40		
buée ride foc ugis vague crau lobe mier nat cul fort soupe lonte vèle nage souche rogne	bile dore fil sage gaine cru boule mule bonne cale rive sol tempe fauve phase chatte régne	bouée rède fente tige grain cave bulle somme Maine preux bord rouille site sauve oser chance gagne	abbé sud fausse joute dogue acquis ville mare noce appas route cil fête veule chaise bache souille	balle soude nef change gage trou maille mur tonde peur rampe puce cor vite rance mouche fille	billé doute faine longe gave tasse seul ami chêne pré front sur crin vol ruse louche bagne	brin drap faillé saugé langue sotte mille naine pire pur suer tank crin vol ruse louche teigne	bol rade touffe gène raide étang roule mise année pile sort masse bac fève pince manche saigne	bois dard faute gite ganse cahot élan amas mine père tronc passe tord voix pèse buche paille
bru lande face neige dague sec tôle meule fine prend tri serre peinte voûte thèse arche pigne	bec dru franc bouge gomme rut pale thème orne épais lard soie teinte vif sauve fiche pagne	biche rède feinte jute ligne cure moule sème anis pour gris somme sente sève rase poche agneau	beurre rude fane lange figue pic latte mousse laine patte ronge selle menthe vieux bis chape caille	béat date frein range gale souck lègue mate naissance port meurt sauf taille avis muse biche digne	bien ronde fade beige grue couche lasse pame anneau épée race soute motte vide case niche ligne	buse code foule fange gnule cran allait monte nasse près brou sac tord rave bise sèche vigne	bock dine frais mage gland soc loi mien nier coupe bras assaut rente vote seize ruche maille	brun vide fort cage rouer coule mèle rime néant pouce trou pince dote have fez chasse hargne