

Les Cahiers de l'Audition

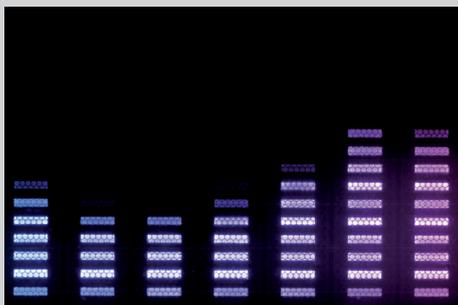
LA REVUE
DU COLLEGE
NATIONAL
D'AUDIOPROTHESE

Volume 30 - Mars/Avril 2017 - Numéro 2



Dossier

Communications présentées lors du congrès des audioprothésistes 2017



Métier et technique

Mesures et usages du RECD par l'audioprothésiste. Nouvelles normes et futur des mesures. Xavier DELERCE



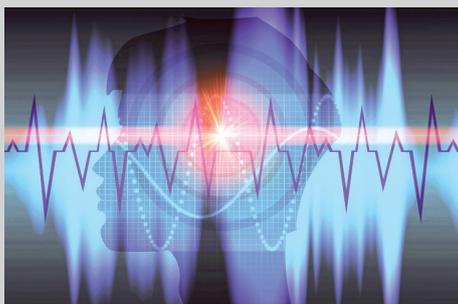
Cas clinique pédiatrique

La surdité fluctuante
Camille COURTOIS, Natalie LOUNDON



Actualités et agenda

Formations, congrès...



Veille acouphènes

Stress et acouphène - 1^{ère} partie
Philippe LURQUIN, Chloé SOYER



Veille technique

Les innovations des industriels



Annonces

Offres d'emploi

Le réseau expert des audioprothésistes libres



En 10 ans, nous sommes devenus une référence en matière de réseau d'audioprothésistes experts. Nous sommes reconnus par les ORL et 98,8 % de nos clients sont prêts à recommander un laboratoire certifié Dyapason à une personne de leur entourage.*



L'expertise technique, l'expérience et les qualités humaines d'Eric Bizaguet et de Francois Le Her ont permis la création du réseau Dyapason. Ce label de qualité de soins est ouvert à tous les audioprothésistes indépendants, qui comme eux, ont décidé d'offrir des services haut de gamme à tous leurs patients.

* Source enquête satisfaction 2014-2015 sur la base de 5374 fiches exploitables.

Afin d'aider nos membres à se positionner comme des experts incontournables et indispensables pour leurs patients, nous organisons des réunions thématiques, des échanges techniques interactifs et des symposiums scientifiques pour les médecins prescripteurs.

Nous agissons pour le partage, le transfert de connaissances entre nos adhérents et le plaisir continu à voir les patients se réhabituer à entendre et être acteurs de leur propre vie.

Vous vous reconnaissez dans nos valeurs, appelez-nous et rejoignez-nous.



3 Editorial

Paul AVAN



5 Le mot du Président du Collège

Stéphane LAURENT



5 Communications présentées lors du Congrès des Audioprothésistes 2017

6 Evolution de l'audition 15-20 ans après chirurgie d'otospongiose

Valérie BOUCHEZ

15 Surdité et confusions phonétiques, « approche articulatoire »

Alexandre DURAND

24 Participation à l'élaboration d'un test syllabique d'évaluation du SRT dans le bruit chez le patient appareillé

Francois LELIEPAULT

30 Utilisation du Logiciel SWPTC dans la pratique de l'audioprothèse

Gwladys RENCEN

36 La perception des traits de voisement et de non voisement des consonnes chez les patients implantés cochléaires purement électriques versus électro-acoustiques

Capucine ROBIN

46 Prix du Poster 2017 :

Un mécanisme cochléaire de codage des scènes auditives

Anaïs ETOURNEUX, Caroline DRYBURGH, Jean-Luc PUEL, Jérôme BOURIEN



50 Cas clinique pédiatrique

La surdité fluctuante

Natalie LOUNDON, Camille COURTOIS



53 Métier et Technique

PARTIE 1 : Mesures et usages du RECD par l'audioprothésiste.

Nouvelles normes et futur des mesures.

Analyse et implications des normes ANSI S3.46-2013 et IEC 61669:2015.

PARTIE 2 : Analyse des variances du RECD sur base coupleur

2cc (F250   F800) et du WRECD sur base coupleur

0,4cc (W250   W8000)   l'aide du logiciel R

Xavier DELERCE



63 Veille acouphènes

Stress et acouphènes - 1 re partie

Philippe LURQUIN, Chlo  SOYER



68 Veille technique

Les innovations des industriels

AURITEC, MED-EL, OTICON, SIGNIA - SOLUTIONS AUDITIVES SIEMENS
PHONAK, STARKEY



80 Actualités et Agenda



87 Annonces

Les Cahiers de l'Audition, la revue du Collège National d'Audioprothèse

Editeur

Collège National d'Audioprothèse
Président Stéphane LAURENT
LCA - 20 rue Thérèse
75001 Paris
Tél. 01 42 96 87 77
step.laurent@wanadoo.fr

Directeur de la publication et rédacteur

Arnaud COEZ
LCA - 20 rue Thérèse
75001 Paris
Tél. 01 42 96 87 77
acoez@noos.fr

Rédacteur en chef

Paul AVAN
Faculté de Médecine
Laboratoire de Biophysique
28, Place Henri DUNANT - BP 38
63001 Clermont Ferrand Cedex
Tél. 04 73 17 81 35
paul.avan@u-clermont1.fr

Conception et réalisation

MBQ
Stéphanie BERTET
21 bis, rue Voltaire
75011 Paris
Tél. 01 42 78 68 21
stephanie.bertet@mbq.fr

Abonnements, publicités et annonces

Collège National d'Audioprothèse
Secrétariat
20 rue Thérèse - 75001 Paris
Tél. 01 42 96 87 77
cna.paris@orange.fr

Dépôt Légal à date de parution

Mars/Avril 2017
Vol. 30 N°2
Imprimé par Simon Graphic - Orans

Le Collège National d'Audioprothèse

Président Président d'honneur Président d'honneur 1^{er} Vice Président 2^e Vice Président Secrétaire Général Secrétaire général adjoint Trésorier général Trésorier général adjoint



Stéphane LAURENT Xavier RENARD Eric BIZAGUET
Délégué Général
chargé de mission
auprès des
services publics Arnaud COEZ Matthieu DEL RIO François LE HER Frank LEFEVRE Eric HANS Jean-Jacques BLANCHET

Membres du Collège National d'Audioprothèse



Patrick ARTHAUD Jean-Claude AUDRY Jean BANCONS Jean-Paul BERAHA Hervé BISCHOFF Geneviève BIZAGUET Daniel CHEVILLARD Christine DAGAIN



Ronald DE BOCK Xavier DEBRUILLE François DEGÔVE François DEJÉAN Jean-Baptiste DELANDE Xavier DELERCE Charles ELCABACHE Robert FAGGIANO



STÉPHANE GALLEGRO Stéphane GARNIER Thierry GARNIER Alexandre GAULT Grégory GERBAUD Céline GUEMAS Jehan GUTLEBEN Bernard HUGON



Jérôme JILLIOT Yves LASRY Maryvonne NICOT-MASSIAS Morgan POTIER Frédéric REMBAUD Christian RENARD Thomas ROY Benoit ROY



Philippe THIBAUT Jean-François VESSON Frédérique VIGNAULT Alain VINET Paul-Edouard WATERLOT

Membres honoraires du Collège National d'Audioprothèse



Jean-Pierre DUPRET Jean OLD Georges PEIX Claude SANGUY

Membres Correspondants étrangers du Collège National d'Audioprothèse



Roberto CARLE Léon DODELE Bruno LUCARELLI Philippe LURQUIN Leonardo MAGNELLI Philippe ESTOPPEY



Carlos MARTINEZ OSORIO Thierry RENGLLET Juan Martinez SAN JOSE Christoph SCHWOB Elie EL ZIR
Membre Correspondant étranger associé



Paul AVAN

Le congrès de l'UNSAF joue comme tous les ans son rôle de baromètre de la profession d'audioprothésiste, non seulement en exposant sur stands les derniers progrès de l'appareillage, en salles, les évolutions scientifiques mais aussi politiques, et enfin par les communications présentées par les récents diplômés qui récapitulent le sujet qui les a passionnés au cours de leur mémoire. L'intérêt d'un baromètre est non seulement de décrire le temps qu'il fait mais d'en prédire l'évolution... et parmi les sujets distingués en 2017, on observe une diversité de préoccupations mais aussi une prise en compte soigneuse des préoccupations actuelles du mode scientifique, qui laisse bien augurer du "climat" audiolinguistique des années à venir, dont le réchauffement ne peut que plaire aux professionnels.

Tout d'abord, il faut faire preuve de vigilance face à une perte auditive nécessitant un appareillage plus précoce que la moyenne, comme nous le montre Valérie Bouchez à propos d'une série de patients opérés pour otospongiose et qui connaissent une presbycusie accélérée. Deux mémoires se penchent ensuite sur l'évaluation d'un déficit auditif par des approches vocales ou phonémiques. Tout d'abord, Alexandre Durand, sur une grosse série de 175 patients, dévoile une corrélation nette mais non linéaire, avec une forte transition autour de 55 dB entre perte auditive tonale moyenne et erreurs phonétiques et interprète les erreurs sur un plan articulatoire, réveillant notre intérêt pour les transitions phonétiques. Ensuite François Leliépault élabore un test syllabique de détermination du seuil de réception de la parole dans le bruit, à la fois rapide, de mise en œuvre simple et d'interprétation simplifiée, pour des indications de comparaisons ou de vérification d'une évolution. Pour sa part, Gwladys Rencien a mené une étude à partir du logiciel de Sek et Moore permettant de manière très simplifiée d'obtenir des courbes d'accord de masquage, un paramètre clé de l'analyse spectrale par la cochlée, mais traditionnellement long à déterminer donc naguère cantonné à la recherche. Le mémoire montre que l'outil semble bel et bien applicable au monde de l'audioprothèse (les outils issus du laboratoire de recherche étant souvent testés exclusivement en laboratoire de recherche, cette étude de terrain était loin d'être redondante...) même si les patients doivent faire preuve d'une concentration exigeante. Enfin l'implant cochléaire entre en scène, comme régulièrement depuis plusieurs années, avec Capucine Robin qui se penche sur la question de la médiocre perception de la hauteur par l'implant cochléaire électrique pur, et sur la possible amélioration de cette difficulté par la bimodalité (électroacoustique). Son terrain de test est une problématique importante en pratique, celle de la perception des traits de voisement. Sans la prétention de résoudre une fois pour toutes des questions difficiles, toutes ces études ont le mérite, outre la production de résultats encourageants, d'identifier soigneusement les difficultés méthodologiques et de proposer des solutions.

Ces études de qualité donnent une bonne image d'une profession en pleine mutation, le décor est donc planté pour une meilleure prise en charge diagnostique, audioprothétique et économique des malentendants. L'UNSAF se bat pour elle depuis des années et touche (peut-être) au but ou en tout cas s'en approche de manière à la fois volontariste et crédible.

Paul Avan



Le mot du Président du Collège

Stéphane LAURENT

Stéphane LAURENT

Audioprothésiste D.E.
Responsable
Pédagogique Ecole
J.-E. Bertin Fougères/
Rennes

Président du
Collège National
d'Audioprothèse

Après leur présentation à l'oral lors du congrès dernier, retrouvons dans les colonnes des Cahiers de l'Audition nos six audioprothésistes fraîchement diplômés d'Etat. Quelques pages pour aller à l'essentiel d'un travail intense d'une année.

Ces mémoires balaient comme souvent notre activité professionnelle avec un zoom plus ou moins serré sur l'époque ou sur le détail, en explorant le futur ou alors en revisitant des pratiques bien connues. C'est le cas du travail de Valérie BOUCHEZ qui explore les suites à long terme (15 à 20 ans) d'une chirurgie d'otospongiose. Réparation chirurgicale ne rime pas forcément avec absence d'évolution de la perte ! Chirurgie et appareillage sont bien souvent indissociables.

Mais passé et présent se chevauchent parfois plus directement. Par exemple lorsqu'il s'agit de lever notre interrogation ancienne sur l'utilisation des tests psychoacoustiques en pratique courante : peut-on réellement évaluer les courbes psychoacoustiques d'accord en dehors d'un laboratoire de recherche ? Quels sont les résultats sur un grand nombre de sujets ? Gladys RENCEN (en collaboration avec Stéphanie LESCAILLER) tente d'apporter une réponse pratique à cette quête récurrente.

Mais comme souvent en audioprothèse, l'acoustique précède la psychoacoustique ! L'interprétation par un sujet d'un son ne vaut que si le signal, dans sa diffusion, est maîtrisé et connu. Le binôme nancéen constitué de Vincent DAVET et Richard GEORGES a ainsi étudié avec une minutie d'acousticien « l'homogénéité du champ acoustique en audiométrie tonale et vocale en champ libre ». Avoir conscience des phénomènes sonores, voilà

tout l'enjeu de ce mémoire et, à plus long terme, quel viatique pour toute une carrière !

Et, du côté de la parole, l'approche articulatoire de la surdité et des confusions phonétiques ne semble pas non plus avoir encore révélé tous ses mystères. Alexandre DURAND propose une revisite novatrice et rigoureuse de ce thème.

Tout comme Capucine ROBIN, qui ajuste l'étroitesse de son faisceau d'analyse à l'échelle du trait de voisement au sujet des patients implantés cochléaires purement électriques versus électro-acoustiques, avec l'évidente ambition de répondre à la question de l'apport de la partie acoustique.

Approche phonétique également, mais avec du bruit, que François LELIEPAULT aborde sous l'angle de la détermination rapide du rapport signal sur bruit. Peut-on concilier rapidité de pratique d'un test dans le bruit et précision de détermination du SRT ?

Nous constatons une fois encore que notre champ d'activité est vaste et les compétences de l'audioprothésiste s'étendent largement au-delà de l'appareil auditif. En cette période de transition politique, où le secteur de l'audioprothèse est clairement évoqué, gageons que les décisions qui seront prises auront été éclairées par les professionnels que nous sommes. Que les choix qui seront faits, en matière de diminution du reste à charge, seront éclairés de la nécessité d'une qualité de prise en charge globale : depuis l'évaluation de l'audition jusqu'au suivi au long cours. Tout ce processus nécessite connaissances et savoir-faire, comme l'ont illustré, une nouvelle fois, les mémoires sélectionnés par chacune des écoles.



Evolution de l'audition 15-20 ans après chirurgie d'otospongiose

Résumé

Objectifs :

Le but de cette étude était d'apprécier l'évolution de l'audition 15 à 20 ans après chirurgie d'otospongiose et d'évaluer le besoin théorique de recours à l'appareillage.

Matériel et méthodes :

Une étude rétrospective monocentrique a été menée au sein du service O.R.L de la Fondation Rothschild : 249 patients (272 oreilles) ont été opérés d'otospongiose entre 1995 et 1999. Après exclusion des dossiers incomplets, des patients inopérables, des autres causes d'ankylose stapédo-vestibulaire, des cas ayant présenté une labyrinthisation sévère, la cohorte étudiée comportait 23 patients (25 oreilles) opérés d'une chirurgie primaire d'otospongiose avec succès entre 1995 et 1999.

Les seuils audiométriques pré-opératoires et post-opératoires à un an ont été relevés. Un bilan clinique et audiométrique a été réalisé 15-20 ans après l'intervention. Les seuils liminaires des oreilles opérées ont été comparés aux abaques du vieillissement physiologique de l'audition (norme ISO 7029:2000). Le besoin théorique d'appareillage était retenu en cas de perte moyenne supérieure ou égale à 30 dB ou de perte sur la fréquence 2 kHz supérieure ou égale à 35 dB.

Résultats :

Cette étude a montré le bénéfice de la chirurgie stapédo-otique (88% de succès). Pourtant, à court terme comme à long terme, les seuils liminaires aériens des cas étudiés étaient plus élevés que les seuils audiométriques médians fournis par la norme. Dans cette étude, 52% des oreilles opérées avaient un besoin théorique d'appareillage 15 à 20 ans après l'intervention. Pourtant, seules 12% d'entre elles portaient une aide auditive.

Conclusion :

La perte auditive neurosensorielle d'une oreille otospongieuse, même opérée avec succès, est plus précoce et plus rapide que celle liée au simple effet du vieillissement. Ainsi, le besoin théorique de recours à une réhabilitation prothétique de l'audition arrive également plus précocement.

1

Introduction

L'otospongiose, également appelée otosclérose, est une ostéodystrophie de la capsule otique.

Dans la plupart des cas, cette pathologie se traduit par une surdité de transmission ou mixte à prédominance transmissionnelle résultant d'une ankylose stapédo-vestibulaire.

De nombreuses études menées au fil des années montrent que l'acte chirurgical donne, dans la majorité des cas, un excellent résultat en post-opératoire à court terme.

Après la description des caractéristiques et des différentes modalités de prise en charge de la maladie otospongieuse, le protocole d'étude mis en place au sein de la Fondation Rothschild sera décrit.

Les objectifs de ce travail étaient de deux ordres :

- Suivre l'évolution de l'audition d'une cohorte de patients opérés d'otospongiose : tout d'abord à court terme puis à long terme.
- Apprécier le besoin théorique de recours à un appareillage auditif chez les patients opérés d'otospongiose par rapport à la seule évolution liée à la sénescence auditive.

2

L'otospongiose

2.1. Quelques rappels

L'otospongiose est la première cause d'hypoacousie de transmission à tympan normal. Elle correspond à une ostéodystrophie primitive de la capsule otique. La principale manifestation de cette maladie osseuse de l'oreille est une ankylose de l'étrier se traduisant par une surdité de transmission pure ou mixte à prédominance transmissionnelle.

Le caractère familial de la maladie est reconnu depuis de nombreuses années. On parle aujourd'hui de pathologie autosomique dominante à pénétrance et expressivité variables.

L'otospongiose touche plus fréquemment les femmes, avec un sex ratio de 2/1.

L'âge d'apparition des premiers symptômes se situe souvent entre 15 et 35 ans. Il n'est pas rare de déceler les premiers signes de l'otospongiose chez la femme au décours d'une grossesse.

Valérie BOUCHEZ



Audioprothésiste D.E.
Conservatoire National
des Arts et Métiers

Mémoire réalisé
sous la direction du
Docteur Denis AYACHE
Professeur Associé au
Collège de Médecine
des Hôpitaux de Paris,
Chef du Service O.R.L.
et de Chirurgie Cervico-
faciale de la Fondation
Rothschild



2.2. Diagnostic clinique et audiolinguistique

2.2.1. Mode de découverte et symptomatologie

La surdité est habituellement le symptôme révélateur de la maladie et la principale doléance du patient. Elle est unilatérale ou bilatérale, mais volontiers asymétrique. Il s'agit d'une hypoacousie acquise et évolutive.

Les acouphènes sont également un symptôme fréquemment rencontré dans l'otospongiose¹.

Vertiges et troubles de l'équilibre sont exceptionnellement rencontrés durant le cours évolutif d'une otospongiose non opérée.

2.2.2. Examen clinique

Dans la forme typique d'ankylose stapédo-vestibulaire, les résultats de l'examen acoumétrique au diapason sont assez stéréotypés : latéralisation du côté sourd (ou le plus sourd) à l'épreuve de Weber, conduction osseuse (CO) mieux perçue que la conduction aérienne (CA) lors de l'épreuve de Rinne, CO mieux perçue que la conduction cartilagineuse (CC) lors de l'épreuve de Lewis.

L'examen otoscopique montre classiquement un tympan normal. On visualise parfois une tâche rosée rétro-tympanique (tâche de Schwartz).

2.2.3. Explorations fonctionnelles audiolinguistiques

Les explorations fonctionnelles sont essentiellement représentées par l'audiométrie et par l'impédancemétrie.

Le bilan audiométrique permet de déterminer le type d'hypoacousie (surdité de transmission pure ou mixte à prédominance transmissio-nnelle). On retrouve fréquemment un scotome sur la courbe de conduction osseuse sur la fréquence 2000 Hz appelé encoche de Carhart. Les résultats de l'audiométrie vocale à oreilles séparées sont habituellement bien corrélés aux données de l'audiométrie tonale.

La tympanométrie met en évidence un pic bien centré, d'amplitude normale ou abaissée. L'étude des réflexes stapédiens révèle soit leur absence, soit un effet « on - off ».

2.2.4. Imagerie

L'imagerie connaît une place grandissante dans le bilan diagnos-tique et/ou thérapeutique d'une otospongiose^{2,3}. Dans ce cadre pathologique, la tomодensitométrie (TDM) est l'examen de choix.

Dans le cadre d'une otospongiose primaire, la tomодensitométrie aura plusieurs objectifs :

- Confirmer le diagnostic d'otospongiose (> 90% des cas),
- Rechercher un diagnostic différentiel,
- Mettre en évidence des anomalies associées ou des variantes anatomiques,
- Préciser l'extension des foyers otospongieux.

2.3. Traitement et prise en charge de l'otospongiose

2.3.1. Traitement médical

Il n'existe pas de traitement médical curatif de l'otospongiose. Des traitements susceptibles de freiner l'activité ostéoclastique ont été proposés pour stabiliser l'évolution de la maladie otospongieuse : fluorure de sodium, biphosphonates, antagonistes des cytokines⁴.

2.3.2. Traitement chirurgical

La chirurgie de l'étrier est le traitement de choix de l'otospongiose. Les résultats de la chirurgie sont habituellement excellents durant les premières années post-opératoires^{5,6}.

2.3.3. Réhabilitation prothétique de l'audition

L'appareillage conventionnel par voie aérienne est le plus fréquem-ment proposé, quel que soit le type de la surdité. En cas de surdité transmissionnelle ou mixte avec bonne réserve cochléaire, un appa-reillage par voie osseuse peut être préconisé, en particulier si le Rinne est important (> 30 dB).

Les implants d'oreille moyenne (IOM) peuvent également être indi-qués dans certains cas particuliers : IOM pour corriger une surdité neurosensorielle chez un patient déjà opéré, voire positionnement de l'implant dans la fenêtre ronde dans certains cas de surdités mixtes.

En cas de surdité sévère à profonde bilatérale, l'implantation cochléaire peut être la seule solution à proposer.

3

Protocole d'étude

3.1. Objectifs

L'objectif de ce travail rétrospectif monocentrique mené au sein du Service ORL de la Fondation Rothschild était d'analyser l'évolution à long terme de l'audition d'une série de patients opérés d'otospon-giose 15 à 20 ans auparavant, afin de comparer le statut auditif et le besoin théorique d'appareillage auditif de cette cohorte aux abaques d'évolution physiologique de l'audition en fonction de l'âge.

3.2. Matériel

Ont été extraits de la base de données chirurgicale du service tous les patients opérés d'une chirurgie stapédienne pour ankylose de l'étrier de 1995 à 1999, soit 249 patients (272 oreilles).

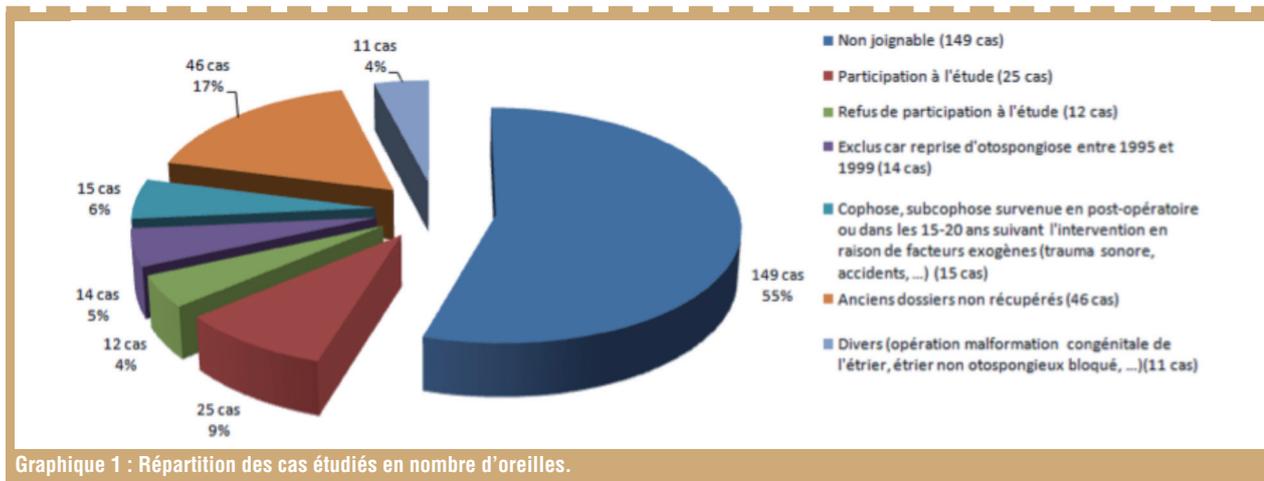
Les critères d'inclusion étaient les suivants :

- Otospongiose confirmée,
- Chirurgie stapédienne primaire,
- Dossier médical complet et exploitable.

Les critères d'exclusion étaient les suivants :

- Les autres causes d'ankylose de l'étrier,
- Les cas de révision chirurgicale,
- Les cas de labyrinthisation sévère post-opératoire,
- Les cas où le dossier médical s'est avéré inexploitable ou égaré.

Sur les 249 patients (272 oreilles) opérés de chirurgie stapédienne entre 1995 et 1999, nous avons exclu 14 patients (14 oreilles) ayant été opérés d'une reprise chirurgicale d'otospongiose et 11 patients (11 oreilles) qui présentaient d'autres causes d'ankylose stapédienne. On comptait ainsi 224 patients (247 oreilles) potentiel-lement éligibles pour cette étude (otospongiose confirmée, chirurgie primaire). Après exclusion des dossiers introuvables ou inexploitable (46 patients/46 oreilles), des 131 patients (149 oreilles) perdus de vue et injoignables, des 9 patients (12 oreilles) ayant refusé de parti-ciper à l'étude, des 15 patients (15 oreilles) présentant des labyrin-thisations post-opératoires significatives immédiates ou retardées, 23 patients soit 25 oreilles composaient la série étudiée.



Graphique 1 : Répartition des cas étudiés en nombre d'oreilles.

La cohorte étudiée comportait 20 femmes et 3 hommes (soit 87% de femmes). L'âge moyen au moment de l'intervention était de 40 ans (de 26 à 68 ans).

L'âge moyen lors du contrôle de l'audition effectué 15-20 ans après intervention était de 59 ans (de 45 à 89 ans).

Tous les patients ont été opérés sous anesthésie générale, avec mise en place d'un piston téflon de longueur 4,5 mm et de diamètre 0,6 mm dans l'immense majorité des cas. Le geste sur la platine de l'étrier était soit une stapédecotomie avec interposition, soit une stapédotomie avec piston trans-platinaire.

3.3. Méthodes

3.3.1. Evaluation de l'audition

Les audiométries liminaires tonales en conduction aérienne et en conduction osseuse ont été analysées en pré-opératoire et en post-opératoire 1 an et 15-20 ans. La perte moyenne CA a été calculée pour chaque patient et la valeur du Rinne évaluée.

3.3.2. Critères d'indication théorique de recours à un appareillage auditif

Les critères d'indication d'un appareillage auditif retenus pour cette étude ont été de 2 ordres :

- Une perte moyenne CA supérieure ou égale à 30 dB HL
- Une perte CA supérieure à 35 dB HL sur le 2000 Hz

Lorsque l'audiométrie du patient concernant l'oreille opérée satisfaisait au moins l'un des deux critères énoncés ci-dessus, il a été estimé que le besoin théorique de recours à l'appareillage était avéré.

3.3.3. Seuils auditifs de référence en fonction de l'âge

La norme internationale ISO 7029:2000 donne les valeurs audiométriques en fonction de l'âge et du sexe. Ces références ont été établies à partir d'une vingtaine d'études épidémiologiques. Les courbes de presbyacousie ont été élaborées pour plusieurs fractiles d'une population otologiquement normale c'est-à-dire pour « des sujets en bonne santé, ne présentant aucun signe ni symptôme d'affection auditive, sans bouchon de cérumen dans les conduits auditifs et qui, dans le passé, n'ont pas été exposés au bruit de façon excessive »⁷.

Cette norme définit la distribution statistique des seuils d'audition en fonction de l'âge pour les hommes et pour les femmes.

Compte tenu de la prévalence significative du sexe féminin au sein de la cohorte (87% de femmes), la courbe ISO 7029:2000 relative à la distribution statistique des seuils en fonction de l'âge chez la femme a été retenue comme référence.

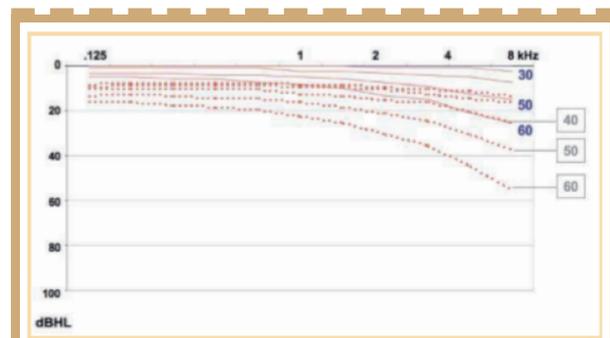


Figure 1 : Audiogrammes de référence provenant d'une série de population de femmes « otologiquement saines ». Les courbes pleines correspondent aux seuils médians, les courbes en pointillés au 10^{ème} percentile de la population des plus sourds - MEYER-BISCH C. Ce qu'il faut savoir avant d'utiliser son nouvel audiomètre. Les cahiers de l'audition. 2005; 18: 11.

Le calcul de la valeur médiane $\Delta H_{md,Y}$ est donné par l'équation suivante :

$$\Delta H_{md,Y} = \alpha (Y - 18 \text{ ans})^2 \quad (1)$$

La valeur Y correspond à l'âge. La plage des valeurs de Y pour lesquelles l'équation (1) est valable est comprise entre 18 et 70 ans inclus. Les valeurs du coefficient α pour les hommes et pour les femmes sont indiquées dans le tableau ci-dessous.

Fréquence Hz	Valeurs de α dB/ans ²	
	Hommes	Femmes
125	0,003 0	0,003 0
250	0,003 0	0,003 0
500	0,003 5	0,003 5
1000	0,004 0	0,004 0
1 500	0,005 5	0,005 0
2 000	0,007 0	0,006 0
3 000	0,011 5	0,007 5
4 000	0,016 0	0,009 0
6 000	0,018 0	0,012 0
8 000	0,022 0	0,015 0

Tableau 1 : Valeur du coefficient α - Norme ISO 7029:2000 (AFNOR)

Les seuils liminaires obtenus en conduction aérienne à court terme et à long terme au sein de la cohorte ont été comparés à la norme. Le besoin théorique de recours à l'appareillage auditif a été analysé pour chaque cas et comparé à celui d'une population « otologiquement saine » du même âge.

4 Résultats

4.1. Résultats obtenus à court terme

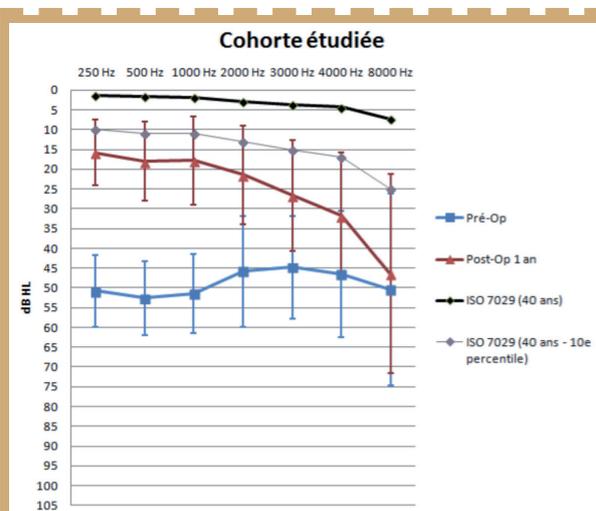
La perte moyenne en conduction aérienne et conduction osseuse ainsi que le Rinne pré- et post-opératoire (1 an après chirurgie) sont présentés dans le tableau ci-dessous :

Paramètre	Pré-opératoire	Post-opératoire	Gain
CA moyenne	49 dB HL	22 dB HL	27 dB HL
CO moyenne	18 dB HL	17 dB HL	1 dB HL
Rinne moyen	31 dB HL	5 dB HL	26 dB HL

Conduction aérienne (CA), conduction osseuse (CO), Rinne et Gain pour les fréquences 500, 1000, 2000, 4000 Hz

Tableau 2 : Valeurs moyennes des seuils d'audition pré- et post-opératoires en CA et CO - Rinne pré- et post-opératoire

Dans 88% des cas, le Rinne post-opératoire était inférieur à 10 dB HL. L'âge moyen de la cohorte lors de l'intervention chirurgicale était de 40 ans (de 26 à 68 ans).

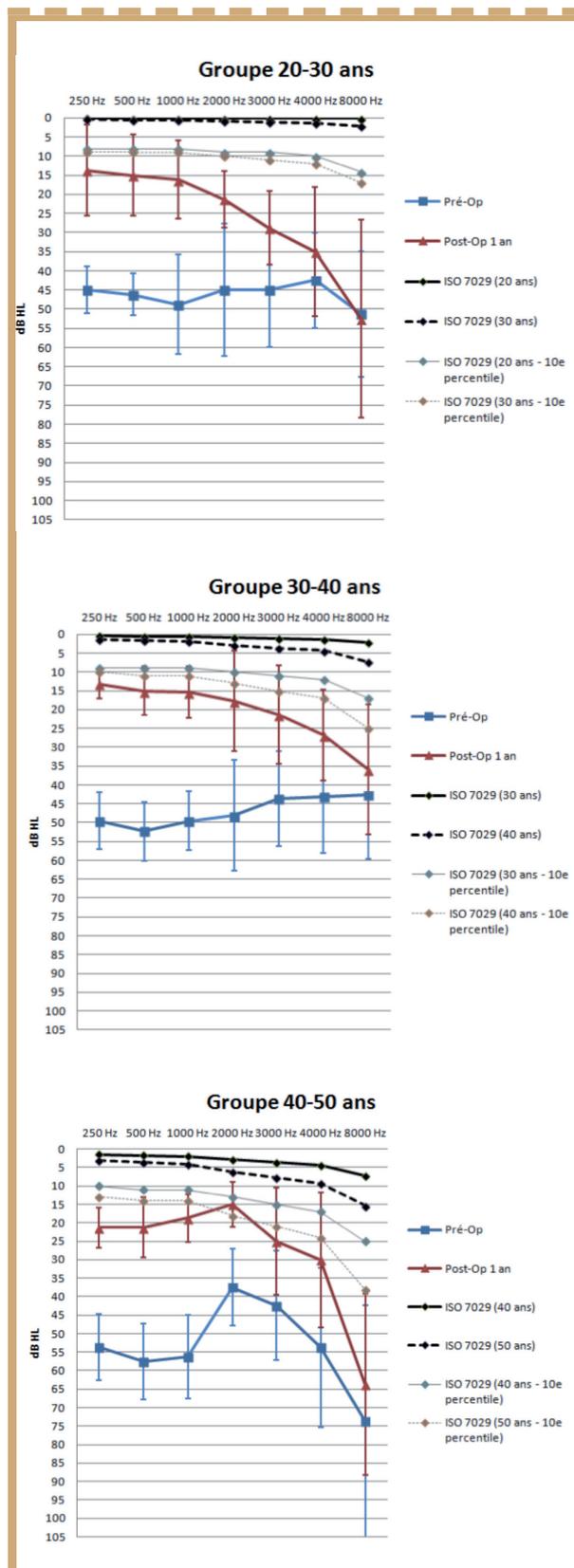


Graphique 2 : Courbe aérienne (CA) pré-opératoire et post-opératoire 1 an pour la cohorte étudiée (moyenne, écart type). La courbe noire correspond aux seuils médians, la courbe grise au 10^{ème} percentile de la population des plus sourds selon la norme ISO 7029:2000 relative à l'âge moyen de la cohorte lors de l'intervention (40 ans).

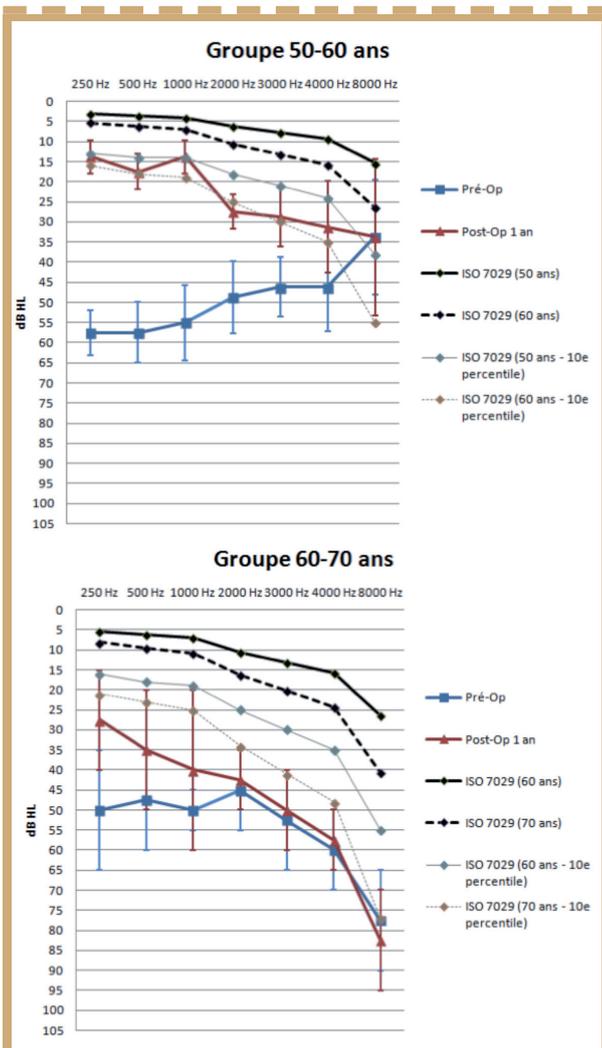
Afin d'évaluer l'audition 1 an après intervention, la cohorte a été divisée en 5 groupes :

- Groupe I : patients âgés de 20 à 30 ans
- Groupe II : patients âgés de 30 à 40 ans
- Groupe III : patients âgés de 40 à 50 ans
- Groupe IV : patients âgés de 50 à 60 ans
- Groupe V : patients âgés de 60 à 70 ans

Le graphique 3 représente les courbes aériennes moyennes 1 an après l'intervention. La courbe ISO 7029:2000 figurant sur chaque graphique tient compte de la tranche d'âge inhérente à chaque groupe au moment du contrôle auditif :



Graphique 3 : Courbe aérienne (CA) pré-opératoire et post-opératoire 1 an pour les 5 groupes. Les courbes noires et grises représentent les courbes relatives à la norme ISO 7029:2000 pour chaque groupe : les courbes noires correspondent aux seuils médians, les courbes grises au 10^{ème} percentile de la population des plus sourds.



Graphique 3 : Suite

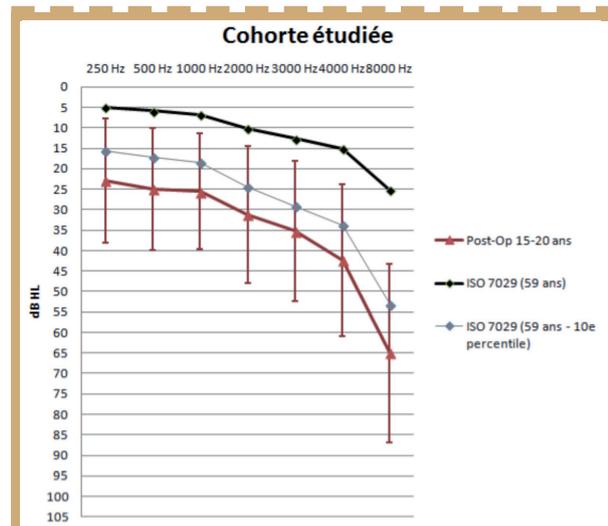
Le tableau ci-dessous récapitule les résultats obtenus à court terme :

Groupe	Âge moyen au sein du groupe	Effectif du groupe	Cohorte étudiée			
			Pré-opératoire		Post-opératoire 1 an	
			Perte moyenne CA (dB HL)	Perte auditive sur la fréquence 2000 Hz (dB HL)	Perte moyenne CA (dB HL)	Perte auditive sur la fréquence 2000 Hz (dB HL)
Gr I= 20-30 ans	28	4	46	45	22	21
Gr II= 30-40 ans	35	11	48	48	19	18
Gr III= 40-50 ans	42	4	51	38	21	15
Gr IV= 50-60 ans	54	4	52	49	23	28
Gr V= 60-70 ans	66	2	51	45	44	43
Cohorte complète	40	25	49	46	22	21

Tableau 3 : Tableau récapitulatif des résultats obtenus en aérien en pré-opératoire et post-opératoire 1 an.

4.2. Résultats obtenus à long terme

L'âge moyen au sein de la cohorte au moment du contrôle auditif 15-20 ans après l'intervention était de 59 ans (de 45 à 89 ans).



Graphique 4 : Courbe aérienne (CA) post-opératoire 15-20 ans pour la cohorte étudiée (moyenne, écart type) – La courbe noire correspond aux seuils médians, la courbe grise au 10^{ème} percentile de la population des plus sourds selon la norme ISO 7029:2000 relative à l'âge moyen de la cohorte lors du contrôle de l'audition (59 ans).

L'ensemble de la cohorte avait été divisée en 5 groupes afin de faire un regroupement par âge au moment du contrôle auditif :

- Groupe I lgt¹ : patients âgés de 40 à 50 ans
- Groupe II lgt : patients âgés de 50 à 60 ans
- Groupe III lgt : patients âgés de 60 à 70 ans
- Groupe IV lgt : patients âgés de 70 à 80 ans
- Groupe V lgt : patients âgés de 80 à 90 ans.

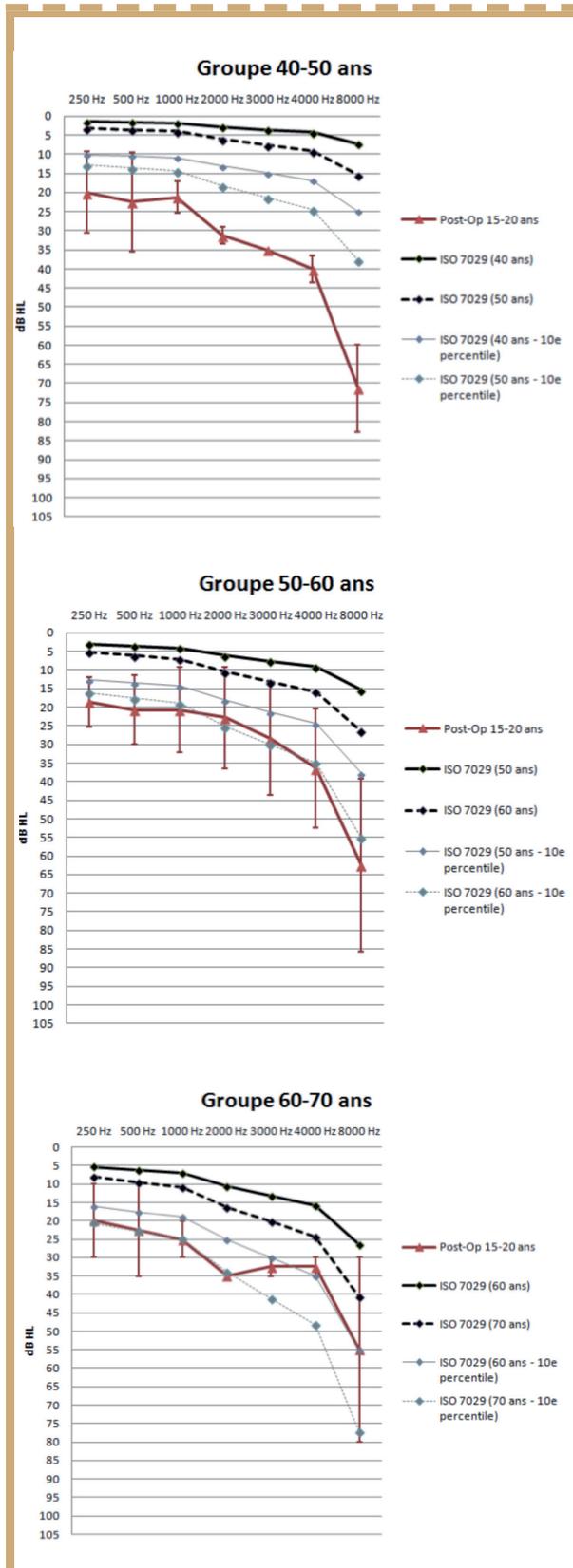
Le graphique 5 (page suivante) représente les courbes aériennes moyennes 15-20 ans après l'intervention. La courbe ISO 7029:2000 figurant sur chaque graphique tient compte de la tranche d'âge inhérente à chaque groupe au moment du contrôle auditif.

Le tableau 4 récapitule les résultats obtenus à long terme :

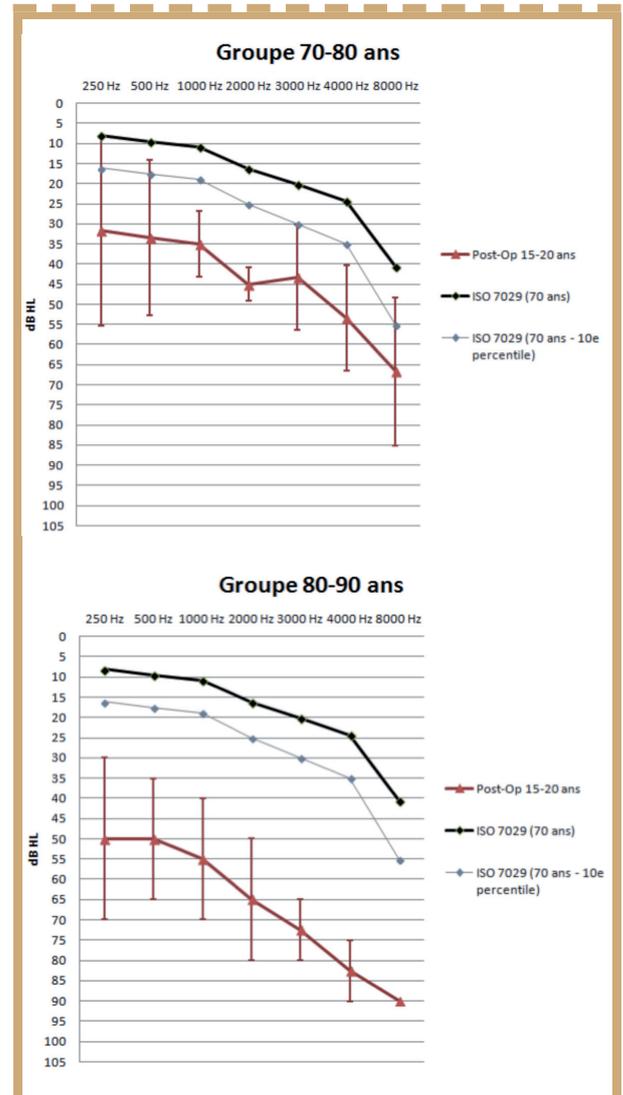
Groupe	Âge moyen au sein du groupe	Effectif du groupe	Cohorte étudiée		
			Post-opératoire 15-20 ans		
			Perte moyenne CA (dB HL)	Perte auditive sur la fréquence 2000 Hz (dB HL)	Perte moyenne CO (dB HL)
Gr I lgt= 40-50 ans	46	4	29	31	26
Gr II lgt= 50-60 ans	55	14	25	23	22
Gr III lgt= 60-70 ans	64	2	29	35	24
Gr IV lgt= 70-80 ans	75	3	42	45	38
Gr V lgt= 80-90 ans	86	2	63	65	57
Cohorte complète	59	25	31	31	27

Tableau 4 : Tableau récapitulatif des résultats obtenus 15-20 ans après l'intervention.

1. Lgt : long terme



Graphique 5 : Courbe aérienne (CA) 15-20 ans après l'intervention chirurgicale pour les 5 groupes. Les courbes noires et grises représentent les courbes relatives à la norme ISO 7029:2000 pour chaque groupe : les courbes noires correspondent aux seuils médians, les courbes grises au 10ème percentile de la population des plus sourds.



Graphique 5 : Suite

4.3. Le besoin théorique de recours à l'appareillage auditif

4.3.1. Les résultats fournis par la norme

Si on se réfère aux seuils audiométriques médians fournis par la norme ISO 7029:2000 en fonction de l'âge, aucun besoin théorique d'appareillage auditif n'apparaît avant 70 ans.

Si on se réfère au 10ème percentile de la population des plus sourds fourni par la norme, un besoin théorique d'appareillage auditif apparaît à partir de 70 ans (de façon plus précise la norme fournit une perte moyenne supérieure à 30 dB HL à partir de 68 ans et une baisse d'audition supérieure à 35 dB HL sur le 2000 Hz à partir de 71 ans).

4.3.2. Les résultats obtenus au sein de la cohorte étudiée

Les tableaux 5 et 6 synthétisent le besoin théorique de recours à l'appareillage auditif pour l'oreille opérée :

- A court terme : 1 an après l'intervention.



	Oreille opérée				
	N° du cas	Effectif du groupe	Perte moyenne CA 1 an après l'intervention (dB HL)	Perte CA sur le 2000 Hz 1 an après l'intervention (dB HL)	Besoin théorique d'AA
Groupe I (20-30 ans)	34	4	24	25	NON
	35		5	10	NON
	116		34	30	OUI
	191		25	20	NON
Groupe II (30-40 ans)	2	11	14	10	NON
	50		15	10	NON
	55		25	10	NON
	91		18	15	NON
	92		26	30	NON
	115		16	15	NON
	177		6	5	NON
	194		18	15	NON
	198		18	20	NON
	208		40	55	OUI
229	11	10	NON		
Groupe III (40-50 ans)	27	4	14	10	NON
	32		15	15	NON
	129		38	25	OUI
	130		19	10	NON
Groupe IV (50-60 ans)	29	4	19	30	NON
	114		24	30	NON
	123		30	30	OUI
	159		18	20	NON
Groupe V (60-70 ans)	31	2	31	35	OUI
	128		56	50	OUI

	Perte moyenne CA \geq 30dB HL
	Perte sur le 2000 Hz \geq 35 dB HL
CA	Conduction Aérienne
AA	Aide Auditive

Tableau 5 : Besoin théorique de recours à l'appareillage pour l'oreille opérée 1 an après l'intervention.

	Oreille opérée						
	N° du cas	Effectif du groupe	Perte moyenne CA 15-20 ans après l'intervention (dB HL)	Perte CA sur le 2000 Hz 1 an après l'intervention (dB HL)	Seuil d'intelligibilité vocale sans AA (dB HL)	Besoin théorique d'AA	Port d'AA
Groupe I Igt (40-50 ans)	34	4	29	30	30	NON	NON
	35		23	30	45	NON	NON
	116		34	35	45	OUI	NON
	191		30	30	45	OUI	NON
Groupe II Igt (50-60 ans)	2	14	15	5	20	NON	NON
	27		24	25	30	NON	NON
	50		29	25	40	NON	NON
	55		41	35	45	OUI	OUI
	91		19	15	40	NON	NON
	92		28	30	35	NON	NON
	115		15	20	30	NON	NON
	129		44	40	50	OUI	NON
	130		24	10	35	NON	NON
	177		24	35	35	OUI	NON
	194		18	5	30	NON	NON
	198		16	20	35	NON	NON
	208		48	50	50	OUI	NON
	229		14	5	25	NON	NON
Groupe III Igt (60-70 ans)	29	2	24	35	35	OUI	NON
	32		34	35	45	OUI	NON
Groupe IV Igt (70-80 ans)	114	3	55	50	65	OUI	NON
	123		38	40	40	OUI	OUI
	159		33	45	45	OUI	NON
Groupe V Igt (80-90 ans)	31	2	50	50	50	OUI	OUI
	128		76	80	Non atteint	OUI	NON

	Perte moyenne CA \geq 30dB HL
	Perte sur le 2000 Hz \geq 35 dB HL
CA	Conduction Aérienne
AA	Aide Auditive

Tableau 6 : Besoin théorique de recours à l'appareillage pour l'oreille opérée 15-20 ans après l'intervention



Pour l'ensemble de la cohorte, 6 cas sur 25 présentaient une perte moyenne CA supérieure ou égale à 30 dB HL et 3 cas sur 25 avaient une perte supérieure ou égale à 35 dB HL sur la fréquence 2000 Hz.

Au total, 6 cas sur 25 (24% de la cohorte étudiée) nécessitaient en théorie le recours à un appareillage auditif un an après l'intervention.

- A long terme : 15-20 ans après l'intervention

Pour l'ensemble de la cohorte, 13 cas sur 25 (52% de l'effectif total) avaient un besoin théorique de recours à l'appareillage auditif 15-20 ans après l'intervention. Sur ces 13 cas nécessitant théoriquement le port d'une aide auditive, seuls 3 cas étaient appareillés.

Parmi ces 13 cas, 11 avaient une perte moyenne CA supérieure ou égale à 30 dB HL et 12 avaient une perte auditive sur le 2000 Hz supérieure ou égale à 35 dB HL.

5

Discussion

L'otospongiose est une ostéodystrophie de la capsule otique se manifestant essentiellement par une hypoacousie et/ou des acouphènes. Au début, dans la majorité des cas, la baisse d'audition est liée au blocage de l'étrier, entraînant une surdité de transmission pure ou mixte. Dans cette situation, le traitement de choix repose sur la chirurgie stapédienne, qui donne le plus souvent d'excellents résultats à court et moyen termes, en corrigeant la part mécanique de la baisse d'audition. Ce traitement chirurgical ne fait que contourner une partie des effets délétères de l'otospongiose sur l'audition, à savoir le blocage mécanique de l'étrier, mais ne traite pas directement la maladie osseuse et ne peut contrer l'atteinte neurosensorielle de l'audition liée à l'activité enzymatique des foyers otospongieux qui persistent au sein de la capsule otique. Par conséquent, la perte auditive neurosensorielle d'une oreille otospongieuse, même opérée avec succès, devrait être plus précoce et plus rapide que celle liée au simple effet du vieillissement. Ainsi, le recours à une réhabilitation prothétique de l'audition devrait être plus précoce et plus fréquent que dans la population générale.

Le but de ce travail était d'évaluer l'évolution de l'audition d'oreilles opérées d'otospongiose, avec succès, 15 à 20 ans auparavant. La perte auditive des oreilles opérées d'otospongiose a été mesurée et comparée aux abaques du vieillissement physiologique de l'audition. Le besoin théorique de recours à l'appareillage de l'oreille opérée a été étudié dans l'année qui a suivi l'intervention et à long terme.

5.1. L'évolution de l'audition 15 à 20 ans après chirurgie d'otospongiose

Le recours à la chirurgie est le traitement de choix dans la prise en charge de la pathologie d'otospongiose. Dans notre série, le taux de succès (Rinne post-opératoire < 10 dB HL) était de 88%. Les résultats obtenus à court terme pour la cohorte étudiée corroborent le taux de réussite obtenu par John J. Shea ⁵.

A court terme, 56% de la cohorte présentait une audition normale ou subnormale, 40% une surdité légère, 4% une surdité moyenne.

Quinze à vingt ans après l'opération, 28% des cas étudiés présentaient une audition normale ou subnormale, 48% une surdité légère, 20% une surdité moyenne et 4% une surdité sévère. Sur les 15 à 20 années écoulées, la valeur du Rinne était restée stable. Le maintien de la fermeture du Rinne à travers le temps était également rapporté par d'autres auteurs ^{6, 10, 11}. L'évolution de l'audition serait essentiellement due à une dégradation neurosensorielle.

La norme ISO 7029:2000 fournit des données statistiques descriptives concernant le seuil d'audition pour des groupes de personnes « otologiquement normales » et d'un âge donné compris entre 18 et 70 ans inclus.

Notre étude montre une différence notable entre les valeurs audiométriques fournies par la norme et les valeurs relevées après l'intervention.

A court terme comme à long terme, quelle que soit la tranche d'âge observée, les seuils liminaires aériens des cas étudiés étaient plus élevés que les seuils audiométriques médians fournis par la norme.

A un an comme quinze à vingt ans après l'intervention, en observant les résultats obtenus pour l'ensemble de la cohorte, les seuils liminaires aériens relevés étaient plus élevés que ceux du 10ème percentile de la population des plus sourds (norme ISO 7029:2000).

Cela signifie que les patients opérés d'otospongiose ont une baisse de l'audition plus importante que celle observée chez une population « otologiquement saine » même après une intervention couronnée de succès. De façon surprenante, nous avons observé que l'importance de l'écart à la norme diminuait au cours du temps. Cette notion a également été constatée par Redfors et al ⁸, sans toutefois fournir d'explication physiopathologique à ce phénomène.

Différentes études ont été menées concernant l'évolution de l'audition chez les patients opérés d'otospongiose. Les résultats varient selon les études.

Pour Dornhoffer et al ¹⁰, qui ont étudié une série de 35 patients opérés (37 oreilles) sur une période de 5 à 11 ans, la dégradation de l'audition à moyen terme était comparable à celle observée en cas de presbyacousie. Pour Browning et Gatehouse ¹², les seuils en conduction osseuse (corrigés pour s'affranchir de l'effet Carhart) de patients otospongieux non opérés étaient comparables à ceux d'une population témoin « otologiquement normale ».

L'étude de Redfors et al ¹³ a montré des résultats différents. Cette étude rétrospective menée sur une période de 28 à 30 ans a suivi l'évolution de l'audition de 65 oreilles opérées d'otospongiose. Une baisse de l'audition plus prononcée que dans la population « normale » a été constatée. Les résultats obtenus étaient similaires à ceux de notre série.

John J. Shea avait également corroboré ce postulat : il avait montré que dans 30% des cas apparaissait une perte neurosensorielle significative 20 ans après la chirurgie d'otospongiose. La baisse d'audition observée était plus importante que celle que l'on pouvait attendre compte tenu de l'avancée en âge ⁵.

A long terme, la perte neurosensorielle constatée chez les patients opérés d'otospongiose serait le résultat combiné des effets de la maladie otospongieuse et du phénomène naturel de la presbyacousie ^{5, 13}.

5.2. Le besoin théorique de recours à l'appareillage auditif

Le second objectif principal de cette étude était d'évaluer le besoin théorique de recours à l'appareillage auditif suite à une chirurgie stapédienne pour otospongiose et de le comparer à celui d'une population « otologiquement saine » de même tranche d'âge.

A court terme, suite à l'opération d'otospongiose, le Rinne était inférieur à 10 dB HL dans 88% des cas. Les seuils liminaires osseux étaient restés stables par rapport à ceux relevés en pré-opératoire. Les seuils liminaires aériens étaient améliorés de 27 dB HL en moyenne. Les résultats obtenus dans cette série étaient excellents.



Pourtant, 24% des oreilles opérées avaient théoriquement besoin d'être appareillées suite à une chirurgie primaire d'otospongieuse. Au moment de l'intervention, l'otospongieuse se présente soit comme une surdité de transmission pure dont la correction est susceptible de restaurer une audition dans les limites de la normale soit comme une surdité mixte dont la fermeture chirurgicale du Rinne laissera forcément une hypoacousie résiduelle. Cette notion (près d'un patient sur quatre pourrait bénéficier d'un complément d'appareillage auditif après une chirurgie d'otospongieuse couronnée de succès) nous paraît fondamentale tant pour les professionnels de l'audition que pour le patient. Le recours à un appareillage auditif ne doit donc pas être considéré comme un moyen de pallier un échec de la chirurgie, mais comme un complément de la chirurgie s'intégrant dans une stratégie globale de réhabilitation auditive.

Un an après l'intervention, quel que soit l'âge du patient lors de l'intervention, un besoin théorique de recours à l'appareillage pouvait être présent à court terme pour l'oreille opérée. A partir de 60 ans, le besoin théorique de recours à une aide auditive était avéré dans la totalité des cas. Il est étonnant de constater que le besoin théorique d'appareillage du groupe le plus jeune (20-30 ans)  tait plus important que celui du groupe  g  de 30 à 40 ans et identique au groupe  g  de 40 à 50 ans. On pourrait ainsi faire l'hypothèse que l'otospongieuse du sujet jeune se comporterait de façon plus agressive, mais la petite taille des sous-groupes ne permet pas de tirer des conclusions solides.

A long terme, la valeur du Rinne restait stable. Les seuils liminaires aériens et osseux étaient plus élevés que ceux relevés 1 an après l'intervention. 52% des oreilles opérées avaient théoriquement besoin d'être appareillées.

Dans la cohorte étudiée, 15 à 20 ans après l'intervention, quel que soit l'âge du patient lors du contrôle de suivi, le besoin théorique de recours à l'appareillage était présent au minimum pour 50% des oreilles opérées. A partir de 60 ans, il était avéré dans la totalité des cas.

En se référant à la valeur des seuils audiométriques fournis par la norme et en appliquant les règles d'appareillage définies précédemment, il n'y a pas de besoin théorique de recours à l'appareillage avant l'âge de 70 ans.

Cette étude a permis de constater une baisse de l'audition plus importante mais aussi plus précoce pour les cas opérés d'otospongieuse que pour une population « otologiquement saine », à court et long termes.

Lors du bilan auditif réalisé 15 à 20 ans après l'intervention, 52% des oreilles opérées avaient un besoin théorique de recours à l'appareillage. Pourtant, seules 12% des oreilles étaient appareillées.

Aarnisalo et al ⁹, dans une étude rétrospective menée sur une période de 20 ans, constataient que 37% des patients opérés d'otospongieuse 20 ans auparavant portaient quotidiennement ou occasionnellement une aide auditive.

Une étude menée sur une période de 30 ans par Redfors et al en 2013 ⁸ rapportait que sur 65 oreilles opérées d'otospongieuse, 28 étaient appareillées à long terme soit 43% de l'effectif, alors que 95% répondait aux critères de recours théorique à une aide auditive. Force est de constater que le nombre d'oreilles appareillées reste faible par rapport au nombre d'oreilles pour lesquelles le besoin théorique de recours à l'appareillage est avéré.

Pourtant, il semble important de souligner que le fait de ne pas corriger une baisse d'audition a de multiples conséquences ¹⁴ : difficulté de perception de la parole, difficultés de localisation spatiale, diminution de la stimulation centrale, diminution de participation à la vie sociale.

6

Conclusion

Malgré la petite taille de notre série limitant la puissance des résultats obtenus, notre étude a permis de constater une baisse de l'audition plus importante mais aussi plus précoce pour les patients opérés d'une chirurgie primaire d'otospongieuse que pour une population de référence « otologiquement saine », à court terme comme à long terme.

Cette baisse de l'audition observée chez les patients opérés d'otospongieuse ne peut s'expliquer uniquement par l'avancée en âge. Elle semble relever des effets de deux facteurs intriqués : l'évolution de la maladie otospongieuse et les effets de la presbyacousie.

La chirurgie stapédienne est le traitement de choix dans la maladie otospongieuse. Elle donne d'excellents résultats à court et moyen termes. A long terme, l'intervention chirurgicale n'empêche pas l'évolution de la maladie osseuse : une baisse de l'audition progressive plus précoce et plus rapide que la normale apparaît.

Les bénéfices de la chirurgie stapédienne et l'évolution de l'audition 15 à 20 ans après l'intervention doivent être exposés au patient lors de la consultation pré-opératoire. A long terme, le besoin théorique de recours à l'appareillage auditif est fréquemment plus précoce en raison d'une baisse de l'audition de type presbyacousie accélérée.

Dans notre série, 52% des oreilles opérées avaient un besoin théorique d'appareillage 15-20 ans après l'intervention. Pourtant, seules 12% d'entre elles portaient une aide auditive.

Ces informations sont importantes pour les professionnels de l'audition prenant en charge des patients atteints d'otospongieuse.

7

Bibliographie

1. Ayache D, Earally F, Elbaz P. Characteristics and postoperative course of tinnitus in otosclerosis. *Otol. Neurotol.* 2003; 24: 48-51.
2. Vicente A de O, Yamashita HK, Albernaz PLM, Penido N de O. Computed tomography in the diagnosis of otosclerosis. *Otolaryngol.-Head Neck Surg.* 2006; 134: 685-92.
3. Williams MT, Ayache D. Imaging of the postoperative middle ear. *Eur. Radiol.* 2004; 14: 482-95.
4. Chole RA, McKenna M. Pathophysiology of otosclerosis. *Otol. Neurotol.* 2001; 22: 249-57.
5. Shea JJ. Forty years of stapes surgery. *Am. J. Otol.* 1998; 19: 52-5.
6. Vincent R, Sperling NM, Oates J, Jindal M. Surgical findings and long-term hearing results in 3050 stapedotomies for primary otosclerosis: a prospective study with the otology-neurotology database. *Otol. Neurotol.* 2006; 27: S25-47.
7. Association Française de Normalisation (AFNOR). Acoustique - Distribution statistique des seuils d'audition en fonction de l' ge. NF EN ISO 7029. Ao t 2000.
8. Redfors YD, Hellgren J, M ller C. Hearing-aid use and benefit: a long-term follow-up in patients undergoing surgery for otosclerosis. *Int. J. Audiol.* 2013; 52: 194-9.
9. Aarnisalo AA, Vasama JP, Hopsu E, Ramsay H. Long-term hearing results after stapes surgery: a 20-year follow-up. *Otol. Neurotol.* 2003; 24: 567-71.
10. Dornhoffer JL, Bailey HA, Graham SS. Long-term hearing results following stapedotomy. *Am. J. Otol.* 1994; 15: 674-8.
11. Karhuketo TS, Lundmark J, Vanhatalo J, Rautiainen M, Sipil  M. Stapes surgery: a 32-year follow-up. *ORL J. Oto-Rhino-Laryngol.* 2007; 69: 322-6.
12. Browning GG, Gatehouse S. Sensorineural hearing loss in stapedia otosclerosis. *Ann. Otol. Rhinol. Laryngol.* 1984; 93: 13-6.
13. Redfors YD, M ller C. Otosclerosis: thirty-year follow-up after surgery. *Ann. Otol. Rhinol. Laryngol.* 2011; 120: 608-14.
14. Arlinger S. Negative consequences of uncorrected hearing loss: A review. *Int. J. Audiol.* 2003; 42: S17-20.



Des solutions d'implants auditifs pour tous les types de surdités



SYNCHRONY® CI
Système d'implant
cochléaire



SYNCHRONY® EAS
Stimulation électrique
acoustique combinée



BONEBRIDGE®
Système d'implant
à conduction osseuse



**VIBRANT
SOUNDBRIDGE®**
Implant d'oreille moyenne

hearLIFE



Solutions auditives implantables

Les systèmes d'implants cochléaires SYNCHRONY sont fabriqués par MED-EL GmbH, Autriche. Il s'agit de dispositifs de classe DMIA inscrits à la LPPR. Ils portent le marquage CE (Numéro de l'organisme notifié : 0123). Indications des implants cochléaires : décrites dans l'arrêté du 2 mars 2009 (JORF n°0055 du 6 mars 2009) et dans l'arrêté du 30 août 2012 (JORF n°0206 du 5 septembre 2012). Le dispositif d'implant d'oreille moyenne VIBRANT SOUNDBRIDGE® (VSB) est fabriqué par MED-EL GmbH, Autriche. Il s'agit d'un dispositif de classe DMIA en cours d'inscription à la LPPR. Il porte le marquage CE (Numéro de l'organisme notifié : 0123). Le VIBRANT SOUNDBRIDGE® (VSB) est destiné à traiter les patients souffrant de pertes auditives de perception légères à sévères et de pertes auditives mixtes et de transmission après échec ou inefficacité d'un appareillage conventionnel par voie aérienne ou osseuse. Le dispositif d'implant actif à conduction osseuse BONEBRIDGE est fabriqué par MED-EL GmbH, Autriche. Il s'agit d'un dispositif de classe DMIA non inscrit à la LPPR. Il porte le marquage CE (Numéro de l'organisme notifié : 0123). Le BONEBRIDGE est destiné à traiter les patients souffrant de surdité de transmission ou mixte ou souffrant d'une surdité neurosensorielle unilatérale après échec ou inefficacité d'un appareillage conventionnel par voie aérienne ou osseuse. Lire attentivement la notice d'utilisation. Date de dernière modification : 09/2016. MED-EL (France) - 400, avenue Roumanille, Bât. 6 - CS 70062, 06902 Sophia Antipolis Cedex, Tel : +33 (0)4 83 88 06 00 - Fax : +33 (0)4 83 88 06 01.



Surdité et confusions phonétiques, « approche articulatoire »

Résumé

Dans l'évaluation subjective de la surdité, l'audioprothésiste dispose depuis plusieurs décennies, de tests audiométriques dits « vocale », notamment des tests phonétiques fondés sur l'étude du phonème. Nous avons cherché dans cette étude à mettre en évidence un lien phonatoire entre les deux phonèmes qui composent une confusion phonétique. Pour cela, nous avons testé 302 sujets, et nous avons réuni leurs résultats pour étudier les 62 981 phonèmes émis, correspondant à 31 phonèmes différents et leurs phonèmes de remplacement caractéristiques lors d'une confusion phonétique. L'étude nous a conduit à montrer qu'il n'existe pas de relation linéaire entre le nombre d'erreurs phonétiques réalisées et la perte tonale moyenne des sujets. Enfin nous avons pu conclure qu'il existe un lien important sur le plan articulatoire entre les deux phonèmes mis en jeu dans une confusion phonétique. Il serait donc très intéressant de poursuivre l'étude sous un angle acoustique, et d'orienter la recherche sur l'analyse des transitions phonétiques.

1 Introduction

L'audioprothésiste dispose depuis plusieurs décennies de tests audiométriques dits « vocale ». Ces tests s'appuient sur un matériel vocal spécifique permettant de mesurer la capacité d'un individu à répéter des phrases ou des mots émis par un locuteur.

Afin de mieux comprendre les difficultés engendrées par la surdité dans la compréhension de la parole, différents types de listes de phrases, de mots ou encore de logatomes ont été élaborés. Nombreux sont ceux qui se sont intéressés à la phonétique dans la prise en charge de la surdité, et plus particulièrement, le Professeur Jean Claude LAFON au travers de ses recherches à partir du milieu des années 1950. On retient tout particulièrement de son œuvre l'élaboration du Test Phonétique ¹. Il s'articule autour de quatre tests regroupant des listes de mots permettant de réaliser une analyse générale de l'audition.

Dans le but de tester rigoureusement le fonctionnement des cochlées des sujets testés, le Professeur LAFON a élaboré des listes dites cochléaires. Ces listes représentent l'essence même du Test Phonétique. Elles sont composées de mots comprenant trois phonèmes, le phonème étant d'après TROUBETZKOY ² « la plus petite unité phonologique de la langue ». La réalisation d'un test phonétique avec les listes cochléaires de LAFON conduit à l'identification de confusions phonétiques réalisées par le sujet testé. L'analyse de ces confusions phonétiques indique théoriquement des précisions sur les particularités de l'atteinte cochléaire et sur la correction à apporter. Suite à ce constat, plusieurs études ont été menées sur l'analyse de ces confusions, notamment par Franck LEFEVRE en 1982 dans son mémoire d'Audioprothèse, puis en 1985 dans sa thèse de Phonétique, mais aussi plus récemment par Florian CAMINET en 2010 dans son mémoire d'Audioprothèse. Plusieurs recherches ont tenté de mettre en évidence un lien entre la surdité et les confusions phonétiques. Nous avons décidé de tenter de répondre à certaines questions sur ce sujet, en commençant par poser les bases de la réflexion sur les confusions phonétiques chez le malentendant. Tout d'abord, nous nous concentrerons sur les erreurs phonétiques. L'intérêt étant de définir si l'évolution du nombre d'erreurs phonétiques est proportionnelle à l'évolution de la sévérité de la surdité. Une fois cette évolution modélisée, nous pourrions étudier les confusions phonétiques réalisées par les sujets testés. La phonétique se divise en trois niveaux d'étude : la phonétique articulatoire qui s'intéresse à la production de la parole, la phonétique acoustique qui s'intéresse à la transmission de la parole et, enfin, la phonétique perceptive qui s'intéresse à la réception de la parole. Nous allons focaliser notre étude sur le premier versant de la phonétique, l'aspect articulatoire, avec comme objectif la recherche de liens articulatoires entre les phonèmes, deux à deux, impliqués dans les confusions phonétiques. Dans un premier temps, nous présenterons les moyens utilisés pour réaliser l'étude, nous d crypterons l'échantillon de sujets ayant participé à l'étude ainsi que le protocole qui a été mis en place pour récolter les données (III). Une fois la présentation du cheminement de l'étude terminée, nous présenterons une synthèse des résultats (IV) et nous les discuterons puis nous aborderons les limites de l'étude (V). Nous pourrions, enfin, conclure notre démarche et proposer une suite dans l'exploitation des données rassemblées (VI).

1. J.-C. Lafon, « Le test phonétique et la mesure de l'audition », Editions Centrex Eindhoven, Editions Dunod, 1964, 235 p.

2. N. S. Troubetzkoy, « Principes de phonologie », Editions Klincksieck, 1986, 396 p.

**Alexandre
DURAND**



**Audioprothésiste D.E.
Diplômé de l' cole de
Montpellier, CREFA
Gérant Sonance
Audition Castries**



A. Décryptage de l'échantillon de sujets

La réalisation de ce travail de recherche a été rendu possible grâce à la participation de 175 patients, représentant un total de 302 sujets. En effet nous considérons chaque oreille testée comme un sujet. On relève une certaine parité avec 52% de sujets de sexe féminin, de même pour la répartition gauche/droite, on note 52% d'oreilles droites testées. Enfin, 83% de l'échantillon a un âge supérieur ou égale à 65 ans.

B. Protocole de récolte des données

Le protocole doit rassembler différentes étapes et tests qui permettront de mettre en évidence des critères d'exclusions, mais aussi de regrouper des données nécessaires à l'analyse des confusions phonétiques. Il se compose, donc, de quatre étapes principales indissociables.

1. Historique de la surdité et Otoscopie

Tout d'abord, on s'assure que le patient ne présente pas de maladie reconnue comme affectant le système central, et, de ce fait, la compréhension de la parole. Ensuite, nous nous renseignons sur l'origine de la surdité, son ancienneté, les situations sonores traumatisantes rencontrées au cours de la vie, ou encore sur la présence ou non d'acouphène et d'hyperacousie. Ces informations sont importantes pour le déroulement des tests. Une otoscopie venait compléter ces questions pour s'assurer de l'état de l'oreille externe et moyenne.

2. Audiométrie tonale liminaire

Suite à cette première étape de questions et otoscopie, nous pouvons démarrer une audiométrie tonale réalisée avec des écouteurs externes ER 5A terminés d'embouts en mousse. L'audiométrie tonale liminaire par voie aérienne est réalisée pour chaque oreille pour les 11 fréquences de 125 à 8000 Hertz.

3. Test de Balayage de LAFON

Suite à l'audiométrie tonale liminaire, nous réalisons un test de Balayage de LAFON, test qui permet d'estimer les capacités d'intégration du patient, et donc fait un état des lieux du fonctionnement des voies centrales auditives. Si le patient présente un problème d'intégration, il est automatiquement exclu de l'étude.

4. Audiométrie vocale avec les listes cochléaires de LAFON

Les trois premières étapes nous permettent de caractériser l'audition de chaque sujet et d'en exclure certains de l'étude. La dernière étape correspond, donc, à la récolte des données phonétiques.

Pour cela, nous réalisons une audiométrie vocale en champ libre en écoute monaurale, en utilisant les dix premières listes cochléaires du Professeur LAFON. L'oreille controlatérale est assourdie par un masquage passif ou actif selon la symétrie de la perte d'audition des deux oreilles.

Chaque sujet est testé pour des intensités allant de 90 dB SPL à 40 dB SPL, le test s'interrompant dès lors que le sujet obtient un score d'environ 0% de compréhension. Chaque élément de liste

contient 17 mots de 3 phonèmes, soit un total de 51 phonèmes assimilables à un score sur 50.

Pour chaque mot, nous notons différents cas de figure :

- Soit le mot est correctement répété, ou bien les trois phonèmes sont correctement répétés, mais le sujet rajoute des phonèmes supplémentaires. Dans ce cas, le mot est compté comme bien reproduit.
- Soit le mot n'est pas ou que partiellement répété, dans ce cas chacun des trois phonèmes manquants compte comme une erreur sans remplacement.
- Soit le mot est mal répété, il y a donc présence de phonèmes non répétés et remplacés par un autre. Dans ce cas, chaque confusion compte comme une erreur et le phonème de remplacement est relevé.

La plupart des mots présents dans les éléments de listes sont de la forme Voyelle-Consonne-Voyelle, ou bien de la forme Consonne-Voyelle-Consonne. Lors de la saisie des confusions phonétiques, c'est à dire des phonèmes de remplacement, nous avons pris le parti de conserver le même schéma. Ainsi, une consonne ne peut être confondue qu'avec une consonne et une voyelle qu'avec une voyelle. Ce choix a été fait pour limiter le nombre de possibilités de confusion, permettant ainsi la réalisation des matrices de confusions phonétiques des consonnes et des voyelles. C'est également le choix qu'avait fait le Professeur LAFON lorsqu'il a construit ses matrices de confusions phonétiques pour des consonnes et pour des voyelles ³.

A. Caractérisation audiométrique tonale

Nous avons donc commencé les tests par la mesure des seuils liminaires. La perte moyenne tonale de l'ensemble des 302 sujets est d'environ 54 dB HL, et représente une perte d'audition de type presbyacousie.

En suivant les recommandations du BIAP ⁴, nous avons ensuite regroupé les 302 sujets en six groupes de surdité. Afin de caractériser chacun des groupes obtenus, nous avons déterminé l'audiogramme et la perte tonale moyenne de chacun des groupes dont voici la répartition :

- « Pas de surdité (0 - 20 dB HL) » : 3 sujets ; PTA = 13 dB HL
- « Surdité légère (21 - 40 dB HL) » : 43 sujets ; PTA = 32 dB HL
- « Surdité moyenne G1 (41 - 55 dB HL) » : 101 sujets ; PTA = 47 dB HL
- « Surdité moyenne G2 (56 - 70 dB HL) » : 120 sujets ; PTA = 61 dB HL
- « Surdité sévère (71 - 90 dB HL) » : 32 sujets ; PTA = 77 dB HL
- « Surdité profonde G1 (91 - 100 dB HL) » : 3 sujets ; PTA = 92 dB HL

3. J.-C. Lafon, notion de physiologie acoustique, texte non date
j.-C. Lafon, « perception phonétique au seuil d'audition », in a. Valdman (éd.), Papers in linguistics and phonetics to the memory of pierre delattre, ed. Mouton, 1972, pp. 287-307.

4. www.biap.org



Afin de définir des groupes de surdité significativement distincts, nous avons conservé uniquement quatre groupes significatifs, représentatifs de l'échantillon dans les résultats confrontant les différents groupes de surdités. Les deux groupes de surdité extrêmes ont donc été supprimés, portant l'effectif pour les études par groupes de surdité, à 296 sujets.

B. Etude du matériel vocal utilisé

Sur l'ensemble des sujets testés, on comptabilise 62.981 phonèmes proposés, dont la répartition est détaillée dans le Tableau 1.

	Nombre	%
Phonèmes	62981	100,0%
Voyelles	20319	32,3%
Consonnes	42662	67,7%
Erreurs	23211	36,9%
Confusions	7173	11,4%
N. Rep	16038	25,5%

Tableau 1 : Comptage des phonèmes émis et des erreurs phonétiques sur l'ensemble des listes de mots soumises aux 302 sujets testés.

C. Etude de l'évolution de l'occurrence des erreurs phonétiques

Nous avons ensuite étudié l'évolution des erreurs phonétiques entre les quatre groupes de surdité définis précédemment.

Naturellement, on peut s'attendre à ce que plus la surdité est importante, plus le nombre d'erreurs augmente. Mais cette évolution du nombre d'erreurs phonétiques concorde-t-elle avec l'accroissement de la surdité ? C'est ce que nous avons tenté de mettre en évidence sur la figure 1. Nous avons calculé le nombre d'erreurs phonétiques (confusions et phonèmes non répétés) pour chaque groupe de surdité. Nous avons reporté sur un graphique le score de chaque groupe.

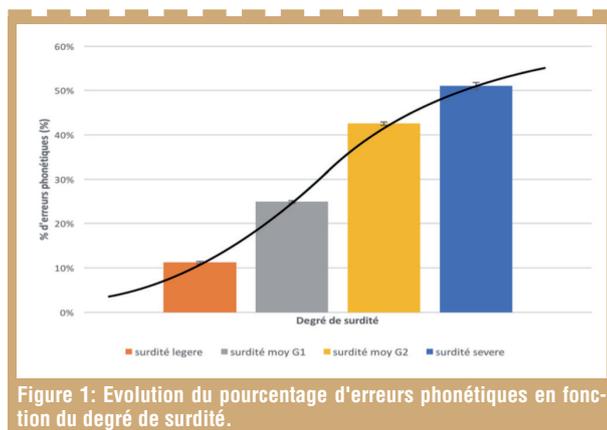


Figure 1 : Evolution du pourcentage d'erreurs phonétiques en fonction du degré de surdité.

Lorsque l'on observe l'évolution du pourcentage d'erreurs phonétiques entre chaque groupe de surdité, on remarque une croissance à trois vitesses. Entre la surdité légère et la surdité moyenne groupe 1, on note une croissance de 10% d'erreurs pour un écart de perte tonale moyen d'environ 15 dB HL. En revanche, entre la surdité moyenne groupe 1 et la surdité moyenne groupe 2 on constate une croissance importante du nombre d'erreurs phonétiques. Le taux d'erreurs augmente, dans ce cas, de près de 20% pour le même

écart de perte moyenne tonale, de 15 dB HL, qu'entre les deux surdités précédentes. Enfin, on note un ralentissement de la croissance entre la surdité moyenne groupe 2 et la surdité sévère, avec une croissance de 10% d'erreurs.

Pour suivre ce premier élément de réponse quant à la linéarité de l'évolution du nombre d'erreurs phonétiques, nous avons reproduit la même recherche mais cette fois-ci, en rassemblant les sujets qui présentent la même perte tonale moyenne. Nous avons pu, ainsi, construire 55 groupes de sujets représentant 55 pertes moyennes tonales allant de 10 dB HL de perte à 93 dB HL de perte. Le pourcentage d'erreurs phonétiques réalisées sur l'ensemble des phonèmes émis par chaque groupe a été calculé et nous avons retranscrit ces résultats sur le graphique de la figure 2. Ensuite, nous avons modélisé l'évolution de ce pourcentage. Comme pour la figure 1 vue précédemment, la courbe, qui représente le plus fidèlement cette évolution, suit une fonction non linéaire, polynomiale de troisième ordre.

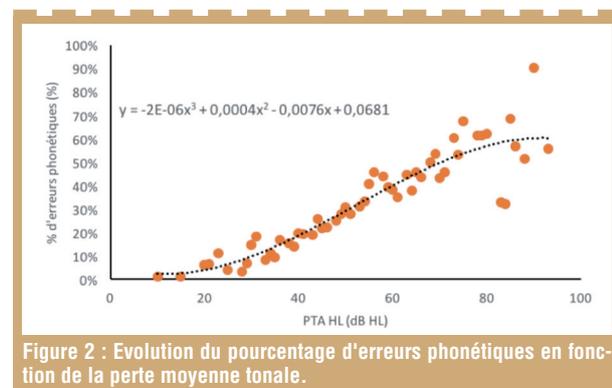


Figure 2 : Evolution du pourcentage d'erreurs phonétiques en fonction de la perte moyenne tonale.

Nous pouvons conclure que l'évolution du pourcentage d'erreurs phonétiques en fonction de la surdité, n'est pas linéaire. On notera également que la courbe modélisant la croissance du pourcentage d'erreurs phonétiques, admet un point d'inflexion situé entre la surdité moyenne groupe 1 et la surdité moyenne groupe 2, soit aux alentours de 55 dB HL de perte moyenne tonale sur les deux figures.

D. Etude articulatoire des confusions phonétiques

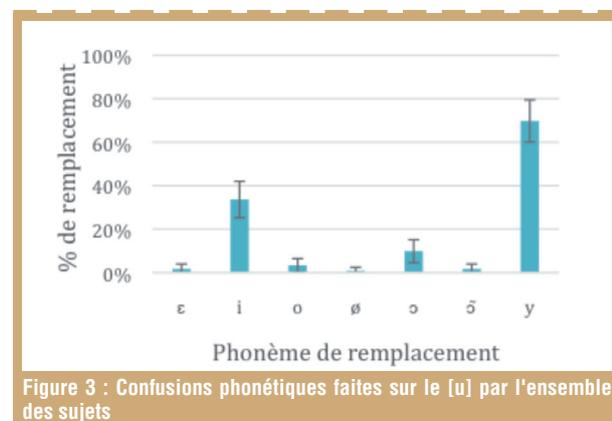


Figure 3 : Confusions phonétiques faites sur le [u] par l'ensemble des sujets

Nous poursuivons, ensuite, l'étude en abordant le deuxième sujet de recherche présenté dans l'introduction, les confusions phonétiques. Une étude intermédiaire que nous avons menée, a mis en évidence que pour chaque phonème, l'occurrence moyenne des confusions

réalisées par l'ensemble des sujets était comparable à celle des confusions réalisées par les différents groupes de surdité. Pour cette raison, nous allons présenter uniquement les résultats obtenus en considérant tous les sujets comme un unique groupe.

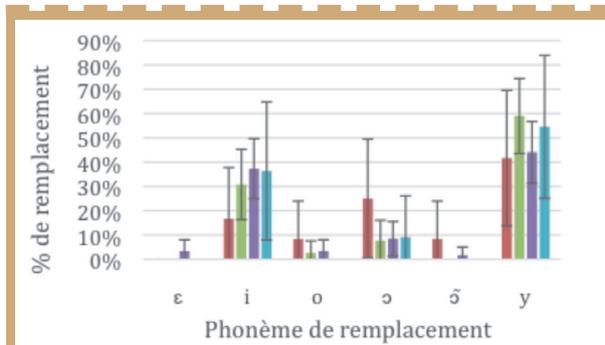


Figure 4 : Confusions phonétiques faites sur le [u] par 4 groupes de surdité (en rouge le groupe surdité légère, en gris le groupe surdité Moy G1, en jaune le groupe surdité Moy G2 et en bleu le groupe surdité sévère)

1. Les voyelles

Sur la figure 5 et 6, ci-après, nous avons représenté graphiquement le contenu de la matrice de confusions phonétiques sur les voyelles, réalisée à partir des confusions faites par l'ensemble de l'échantillon. Les voyelles ont été organisées par aperture croissante, et afin de mieux visualiser l'occurrence de chaque confusion, nous avons utilisé une échelle de couleur en dégradé de gris. Ainsi les confusions les plus fréquentes apparaissent en gris foncé. Pour simplifier la lecture, nous avons également matérialisé d'un cadre bleu, les confusions qui interviennent entre voyelles de même aperture. Dans la figure 5 l'ensemble de la matrice est représentée alors que dans la figure 6, seules les confusions atteignant une occurrence supérieure à 20%, ont été conservées. Il s'agit des confusions principales les plus fréquentes que l'on recense pour chaque voyelle.

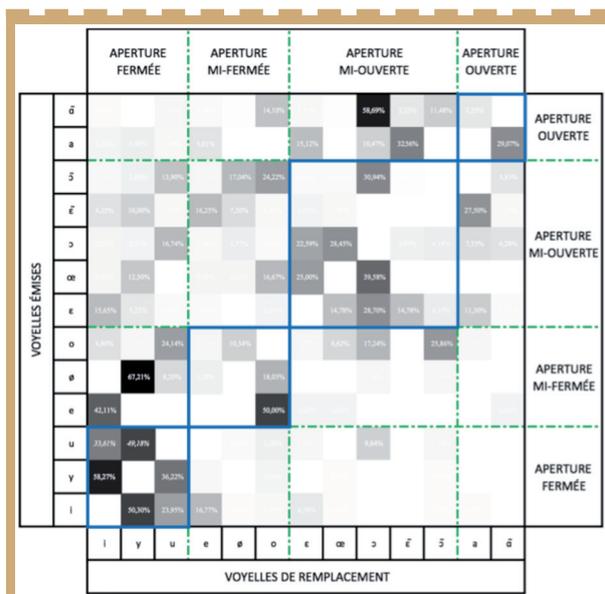


Figure 5 : Confusions phonétiques réalisées sur les voyelles, classées en fonction de leur aperture. La diagonale correspond aux voyelles correctement répétées, nous n'en tenons pas compte ici. Les voyelles sont classées par ordre croissant d'aperture, de fermée à ouverte.

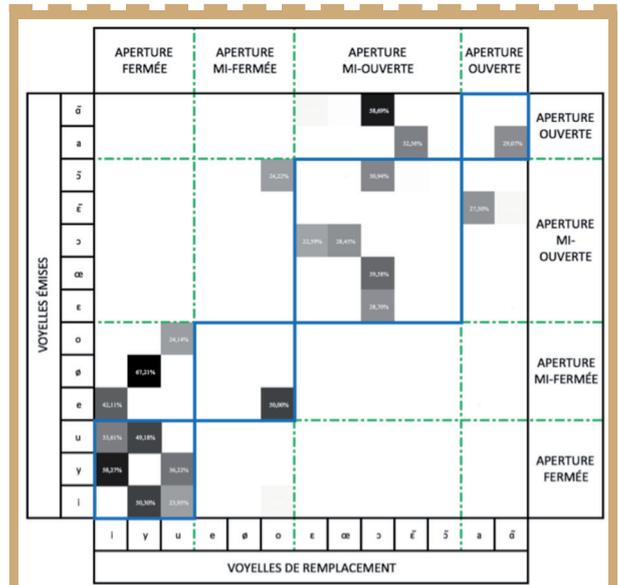


Figure 6 : Confusions phonétiques réalisées sur les voyelles, classées en fonction de leur aperture. Dans cette figure, uniquement les confusions présentant une occurrence supérieure à 20% des confusions réalisées, ont été conservées.

L'analyse des figures 5 et 6 nous conduit à plusieurs constats. Tout d'abord, on remarque que la voyelle de remplacement partage, dans la plupart des cas, la même aperture que la voyelle émise. Si ce n'est pas le cas, elle a généralement d'une aperture directement inférieure ou directement supérieure à l'aperture de la voyelle émise.

D'autre part, on remarque également, que dans les cas où la voyelle de remplacement est d'aperture différente de celle de la voyelle émise, l'aperture de cette voyelle est majoritairement inférieure à celle de la voyelle émise (occurrence représenté au-dessus de la diagonale).

On constate, que lorsque l'on restreint l'étude aux confusions les plus fréquentes (figure 6), les remarques formulées précédemment sont d'autant plus vraies.

Nous avons ensuite tenté de représenter ces observations sur un schéma. Nous l'avons construit sur la base du tableau articulatoire et acoustique des voyelles. Ce schéma met bien en évidence les liens existant entre la voyelle émise et ses voyelles de remplacement caractéristiques. En effet, on observe quatre apertures différentes dans la classification des voyelles, ici représentées en ordonnées.

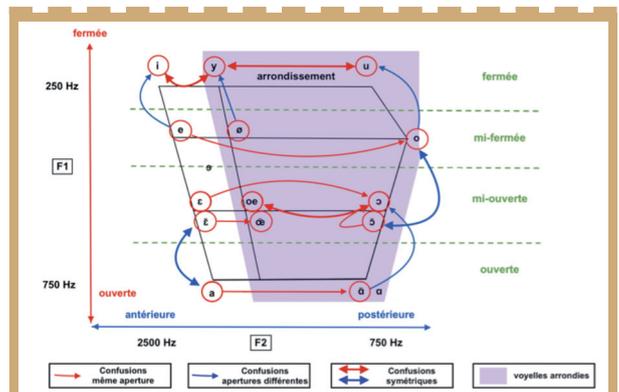


Figure 7 : Tableau articulatoire et acoustique des voyelles représentant les confusions caractéristiques des voyelles du français.



Les remarques faites sur les deux figures précédentes sont toujours vraies sur ce schéma. En effet on observe majoritairement des confusions entre voyelles d'aperture identique. On remarque même une réciprocité entre certaines. D'autre part, lorsque la confusion s'opère entre deux voyelles d'apertures différentes, on s'aperçoit que dans tous les cas il s'agit d'apertures directement supérieures ou inférieures. Enfin dans 75% des cas de confusion entre voyelles d'apertures différentes, on note une confusion avec une voyelle d'aperture inférieure à celle de la voyelle émise.

Sur la figure ci-dessous, nous avons repris la même représentation que la figure précédente, mais nous avons appliqué un code couleur en fonction du pourcentage de traits articulatoires partagés par les deux voyelles.

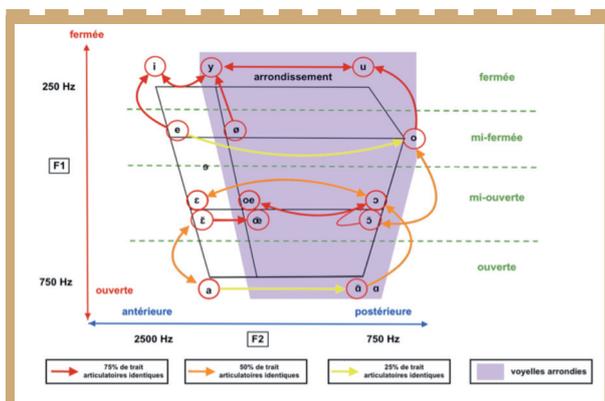


Figure 8 : Tableau articulatoire et acoustique des voyelles représentant les confusions caractéristiques des voyelles du français.

2. Les consonnes

Sur les figures 9 et 10, nous avons représenté graphiquement le contenu de la matrice de confusions phonétiques sur les consonnes, réalisée à partir des confusions faites par l'ensemble de l'échantillon. Les consonnes ont été organisées par leur mode articulaire, leur voisement et leur nasalité. Afin de mieux visualiser l'occurrence de chaque confusion, nous avons utilisé une échelle de couleur en dégradé de gris. Ainsi les confusions les plus fréquentes apparaissent en gris foncé. Pour simplifier la lecture, nous avons également matérialisé d'un cadre bleu, les confusions qui interviennent entre consonnes de même mode articulaire, même voisement et même nasalité. Dans la figure 9 l'ensemble de la matrice est représentée alors que dans la figure 10, seules les confusions sur chaque consonne atteignant une occurrence supérieure à 20% des confusions réalisées sur ces dernières, ont été conservées. Il s'agit des confusions principales les plus fréquentes que l'on recense pour chaque consonne.

L'analyse des figures 9 et 10 nous conduit à plusieurs constats. Tout d'abord, on remarque que la consonne de remplacement partage, dans la plupart des cas, le même mode articulaire, le même voisement et la même nasalité que la consonne émise.

D'autre part, on remarque également, que dans les cas où la consonne de remplacement est d'un mode articulaire différent de celui de la consonne émise, elle partage généralement le même voisement et la même nasalité.

Si on regarde la figure dans son ensemble, on remarque une certaine symétrie axiale par la diagonale. On peut imaginer qu'il y a une réciprocité dans les confusions entre les consonnes.

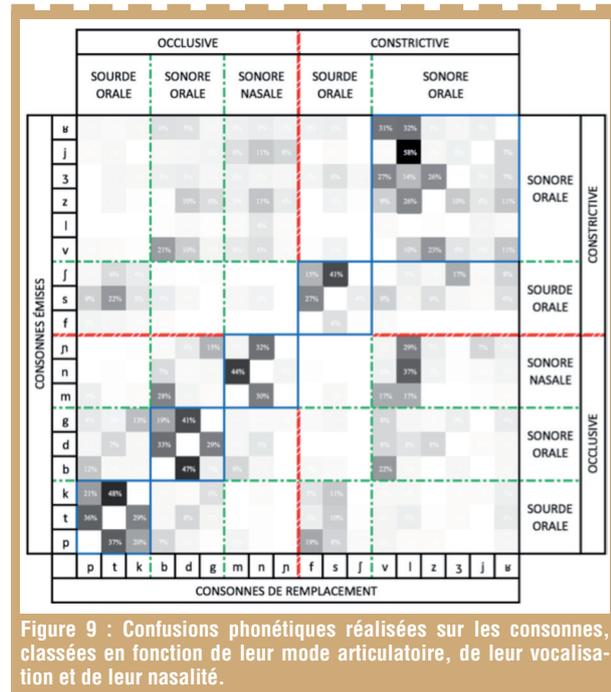


Figure 9 : Confusions phonétiques réalisées sur les consonnes, classées en fonction de leur mode articulaire, de leur vocalisation et de leur nasalité.

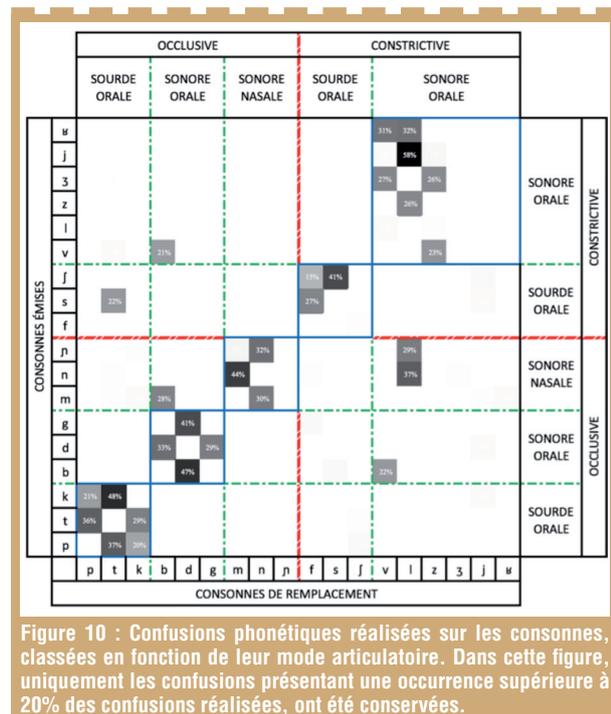
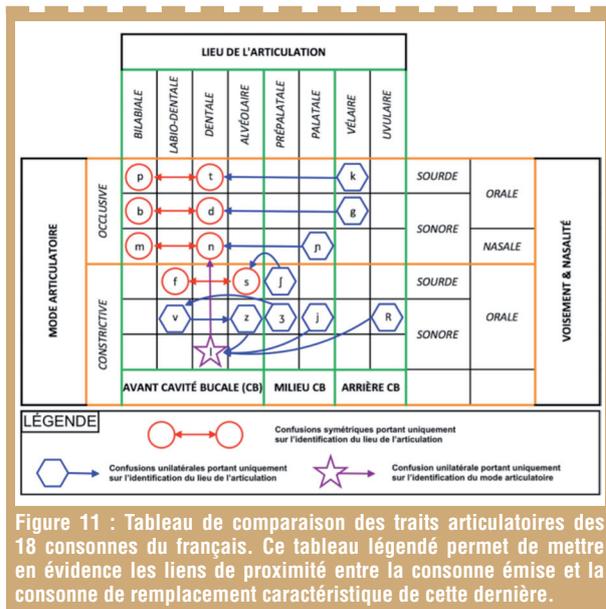


Figure 10 : Confusions phonétiques réalisées sur les consonnes, classées en fonction de leur mode articulaire. Dans cette figure, uniquement les confusions présentant une occurrence supérieure à 20% des confusions réalisées, ont été conservées.

On constate, que lorsque l'on restreint l'étude aux confusions les plus fréquentes (figure 10), les remarques formulées précédemment sont d'autant plus vraies.

Nous avons ensuite tenté de représenter ces observations sur un tableau. Nous l'avons construit sur la base du tableau articulatoire des consonnes. Il met bien en évidence les liens existant entre la consonne émise et sa consonne de remplacement caractéristique. En effet, on observe quatre traits articulatoires dans la classification des consonnes, représentées dans ce tableau.

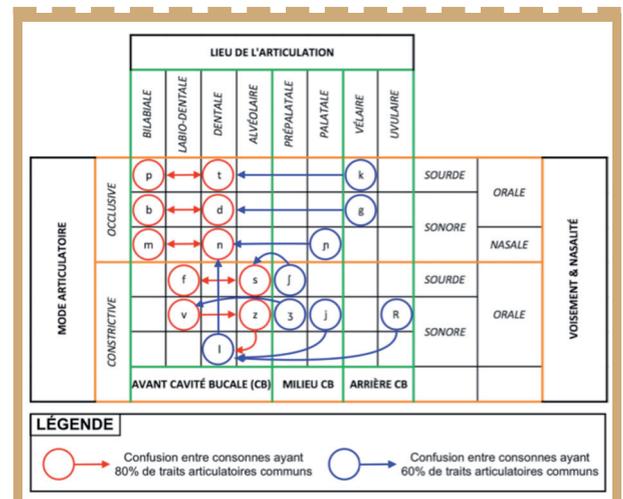


On remarque que les couples de consonnes [p] et [t], [b] et [d], [m] et [n], et le couple [f] et [s] sont réciproquement les consonnes de remplacement caractéristiques les unes des autres. Elles se remplacent caractéristiquement entre elles. Les consonnes [p], [b], [m] et [f] ont un mode articulaire identique à leur consonne de remplacement. De plus on constate que leurs lieux d'articulation sont également très proches de ceux de leurs consonnes de remplacement caractéristiques. Un seul lieu d'articulation les sépare, et ce au sein d'un même groupe de lieux d'articulation qui est l'avant de la cavité buccale. Enfin ces consonnes partagent avec leurs consonnes de remplacement la même nasalité et le même voisement. Elles diffèrent légèrement donc sur un unique point qui est le lieu d'articulation.

La lecture de ce tableau met également en avant des résultats intéressants sur neuf autres consonnes. En effet, bien que l'on ne puisse pas mettre en évidence une réciprocité dans les confusions caractéristiques de ces dernières, nous remarquons qu'elles sont caractéristiquement remplacées par des consonnes aux traits articulatoires très proche. Seul un trait diffère entre ces couples de consonnes, le lieu de l'articulation. Selon la consonne émise, le lieu articulaire de la consonne de remplacement caractéristique est plus ou moins éloigné. Dans 88% des cas, on remarque que la confusion se fait avec une consonne ayant un lieu articulaire situé plus en avant de la cavité buccale. On note uniquement une consonne, qui est remplacée par une autre ayant un lieu d'articulation plus en arrière de la cavité buccale, mais dans ce cas, les deux lieux d'articulation sont très proches et situés dans la partie avant de la cavité buccale.

Enfin, la consonne [l] est principalement remplacée par la consonne [n], contrairement à toutes les confusions de consonnes abordées jusqu'à maintenant, ces deux dernières partagent le même lieu d'articulation. Elles sont toutes deux voisées, cependant l'une est orale et l'autre est nasale, et elles diffèrent principalement sur le mode articulaire. En effet, la consonne [l] est constrictive alors que la consonne [n] est occlusive. Dernière différence, qui n'est notable uniquement que pour la consonne [l], qui est la seule à avoir cette caractéristique, elle est latérale, l'air passe par les côtés de la cavité buccale. A l'inverse, pour la consonne [n], ainsi que pour toutes les autres, l'air passe par le centre de la cavité buccale, on parle alors de consonnes médianes.

Sur la figure ci-dessous, nous avons repris la même représentation que la figure précédente, mais nous avons appliqué un code couleur en fonction du pourcentage de traits articulatoires partagés par les deux consonnes.



On obtient 55% des confusions qui présentent une proximité articulaire très importante avec 80% des traits articulatoires communs. Les 45% restant présentent une proximité articulaire importante avec 60% des traits articulatoires communs.

On obtient 55% des confusions qui présentent une proximité articulaire très importante avec 80% des traits articulatoires communs. Les 45% restant présentent une proximité articulaire importante avec 60% des traits articulatoires communs.

4 Discussion

Nous allons maintenant faire une synthèse des résultats expérimentaux, en les discutant et en explicitant les limites rencontrées et les voies à exploiter.

La caractérisation audiométrique de l'échantillon a mis en avant une donnée importante, le public d'un centre d'audition présente en moyenne une perte d'audition de 54 dB HL. On note la présence de deux groupes majoritaires que sont les surdités moyennes de groupe 1 comprises entre 41 et 55 dB HL de perte et les surdités moyennes de groupe 2 qui sont comprises entre 56 et 70 dB HL de perte.

Il aurait été intéressant de recruter pour l'étude, plus de patients ayant un profil audiométrique correspondant aux groupes de surdité minoritairement représentés dans l'échantillon.

L'analyse du matériel vocal utilisé dans l'étude révèle un déséquilibre dans l'occurrence d'émission de chaque phonème. On dénombre 68% de consonnes contre 32% de voyelles, mais cette différence est justifiée par le Professeur LAFON lui-même, dans ses écrits. En effet il nous précise que dans le langage courant français, on retrouve les consonnes et les voyelles dans ces mêmes proportions. Ainsi pour ne pas apporter un biais involontaire à ses listes, il a respecté la composition naturelle du langage français. Il serait très intéressant de reproduire les mêmes recherches avec un matériel vocal différent, tout en restant dans des listes de type test phonétique (L. DODELE, F. LEFEVRE, nouvelles listes).



La modélisation de l'évolution du pourcentage d'erreurs phonétiques réalisées en fonction de la surdité des sujets, rassemblés par groupes de surdité ou par groupes de perte moyenne tonale, révèle une non linéarité de cette croissance. En plus d'être non linéaire, on observe une fracture dans l'évolution des erreurs phonétiques aux alentours de 55 dB HL de perte tonale moyenne. Le professeur LAFON écrivait déjà que 55 dB HL de perte représentait une surdité charnière dans les erreurs phonétiques⁵. En effet, cette perte représente la frontière entre les deux groupes de surdité moyenne, et également la limite à partir de laquelle « la plus grande partie des informations acoustiques de la parole échappe au déficient auditif ».

D'autre part, le manque de sujets représentant les profils extrêmes de notre échantillon comme évoqué précédemment, limite notre modélisation de l'évolution des erreurs phonétiques, à une fourchette de pertes tonales moyennes comprises entre 20 et 80 dB HL de perte. Il serait donc intéressant d'ajouter des sujets à l'étude pour observer le comportement de cette évolution au-delà de 80 dB HL de perte tonale moyenne.

Lorsque l'on s'intéresse aux confusions phonétiques, on peut comparer chaque phonème confondu avec ses phonèmes de remplacement. On remarque que chaque phonème est remplacé avec une occurrence supérieure à 25% par un ou deux phonèmes. Si on compare ledit phonème avec ses phonèmes de remplacement, sur les traits de la phonétique articulatoire, on relève des similitudes.

La phonétique articulatoire caractérise les phonèmes de type voyelle selon 4 traits articulatoires, l'aperture, le lieu de l'articulation, la nasalité et la labialisation. Les figures 5 et 6 permettent de projeter la matrice de confusion des voyelles, en une représentation plutôt visuelle. Entre ces deux représentations, seul le nombre de confusions conservées diffère. Nous avons donc une vision d'ensemble, puis une vision plus concentrée sur les principales confusions.

Il en ressort qu'entre la voyelle émise et ses voyelles de remplacement principale, l'aperture est identique dans 60% des cas. En revanche, le lieu d'articulation n'est identique que dans 40% des cas. D'autre part, la labialisation n'est identique que dans 55 % des cas, et la nasalité est identique dans 80 % des cas. Si on regarde de plus près les résultats, on observe que les remplacements se font généralement entre voyelle de même aperture, dans les cas contraires, la voyelle de remplacement a une aperture directement supérieure ou inférieure à celle de la voyelle émise. Dans ce cas précis, on dénombre huit confusions entre voyelle d'apertures différentes. Dans 75% des cas, la confusion a lieu avec une voyelle d'aperture inférieure à celle de la voyelle émise.

Quand on confronte les résultats obtenus sur les voyelles, à la classification articulatoire et acoustique des voyelles, on peut les expliquer rationnellement. En effet, les voyelles sont caractérisées par leur analyse fréquentielle qui met en évidence la présence de formants propres à chacune. Il a été identifié que le premier formant, celui qui a la plus basse fréquence, correspond à l'aperture de la voyelle. On nomme F1 ce premier formant, il varie entre 250 Hz et 750 Hz selon que l'aperture est petite ou grande. Ce trait est bien reconnu dans la parole ce qui implique que dans 60% des confusions, la voyelle de remplacement a une aperture identique à celle de la voyelle émise. En revanche, le deuxième formant correspond au lieu de l'articulation. Le placement de la langue dans la cavité buccale va induire une résonance différente des ondes produites par la soufflerie des poumons sur les cordes vocales. Ainsi le deuxième formant, F2,

admet des valeurs entre 750 Hz et 2500 Hz. Enfin la labialisation va agir sur le troisième formant, mais aussi sur le deuxième. En effet la projection des lèvres vers l'avant va créer une cavité labiale qui va impliquer des modifications fréquentielles du spectre de la voyelle.

Notre étude sur les confusions faites entre voyelles avec les listes cochléaires de Lafon, nous conduit aux conclusions suivantes :

- Il y a une certaine symétrie dans les confusions phonétiques sur les voyelles
- Les confusions ont lieu entre voyelles proches sur le plan articulatoire
- La confusion phonétique sur les voyelles siège généralement sur l'identification du lieu de l'articulation et de la labialisation.
- Lors d'une confusion entre deux voyelles d'apertures différentes, la voyelle de remplacement a généralement une aperture inférieure à celle de la voyelle émise

En ce qui concerne les consonnes, la phonétique articulatoire les classe selon quatre caractères principaux, le mode de l'articulation, le lieu de l'articulation, le voisement et la nasalité. Les figures 9 et 10 permettent de projeter la matrice de confusion des consonnes, en une représentation plutôt visuelle. Entre ces deux représentations, seul le nombre de confusions conservées diffère. Nous avons donc une vision d'ensemble, puis une vision plus concentrée sur les principales confusions.

Il en ressort qu'entre le phonème émis et son phonème de remplacement caractéristique, le mode d'articulation est identique dans 94 % des cas. En revanche, le lieu d'articulation n'est rigoureusement identique que dans 5 % des cas. D'autre part, la nasalité est identique dans 94 % des cas, le voisement, quant à lui, est identique entre les deux phonèmes dans 100 % des cas. Les confusions phonétiques sur les consonnes semblent venir d'erreurs dans l'identification du lieu de l'articulation. Si on considère les lieux de l'articulation comme trois groupes distincts, tels l'avant, le milieu et l'arrière de la cavité buccale, on remarque que dans 61% des cas, les confusions ont lieu entre deux consonnes ayant un lieu d'articulation dans la même partie de la cavité buccale. D'autre part, on remarque que pour les consonnes qui ont une consonne de remplacement caractéristique qui dispose d'un lieu d'articulation plus en arrière dans la cavité buccale, dans 100% des cas, ce lieu d'articulation reste dans la même partie de la cavité buccale que celui de la consonne émise. De plus on note que pour tous ces cas, il n'y a qu'un unique lieu d'articulation qui sépare celui des deux consonnes de la confusion caractéristique.

Enfin pour les huit dernières confusions unilatérales (hexagone bleu), nous sommes en présence de confusions caractéristiques faites uniquement avec des consonnes dont le lieu de l'articulation est situé plus en avant dans la cavité buccale.

Notre étude sur les confusions faites entre consonnes avec les listes cochléaires de Lafon, nous conduit aux conclusions suivantes :

- Il y a une certaine symétrie dans les confusions phonétiques sur les consonnes
- Les confusions ont lieu entre consonnes proches sur le plan articulatoire
- La confusion phonétique sur les consonnes siège généralement sur l'identification du lieu de l'articulation.
- Lorsque l'on regroupe les lieux d'articulation en trois groupes, on note que les couples de consonnes mises en jeu dans une confusion, sont d'autant plus proche sur le plan articulatoire.

5. Extrait du livre "Les enfants déficients auditifs" Edition SIMEP 1985



Les résultats obtenus sur l'ensemble des phonèmes émis et leurs phonèmes de remplacement caractéristiques nous amènent à conclure qu'il y a un lien fort entre les deux phonèmes mis en jeu dans une confusion, au regard de la phonétique articulatoire. Ce lien est sûrement responsable d'une grande partie des confusions qui les associent. Il serait donc très intéressant d'étudier ces confusions du point de vue de la phonétique acoustique. Cependant, la phonétique acoustique nous apprend que l'analyse en fréquence d'un phonème isolé est souvent différente de celle du même phonème placé dans un mot. En effet selon sa position dans le mot, en début, au milieu ou en fin de ce dernier, le phonème n'aura pas le même spectre. Le spectre du phonème sera affecté par celui des phonèmes qui l'entourent.

Ce constat nous conduit à la conclusion suivante ; il serait intéressant de poursuivre notre étude par une analyse acoustique des transitions phonétiques.

5

Conclusion

La réalisation de ce travail a été l'occasion de démarrer une réflexion sur les erreurs et les confusions phonétiques. Ce sujet a été abordé de nombreuses fois, néanmoins, il rassemble de nombreuses difficultés, telles que le nombre important de sujets nécessaires pour aboutir à des conclusions significatives ou encore le matériel vocal à disposition pour tester les sujets et permettre l'émission de conclusions sur les confusions phonétiques.

Face à ces difficultés, nous avons choisi de baser notre analyse sur les listes cochléaires du Professeur LAFON. Nous avons, donc, commencé notre recherche en étudiant l'évolution du nombre de confusions en fonction de la surdité pour, finalement, conclure sur la linéarité ou non du phénomène. La non linéarité de cette évolution, sur un échantillon de sujets de type presbycusie dominant, qui en ressort, corrobore l'existence d'indice acoustique dans la parole sur l'ensemble du spectre audible.

Nous avons, ensuite, poursuivi notre étude en recherchant les liens étroits existants entre les deux phonèmes associés dans une confusion phonétique. L'approche articulatoire nous a conduit à penser qu'il existe un lien fort entre ces deux phonèmes.

L'objectif de cette étude a, donc, été atteint puisque ce lien a été mis en évidence et que l'on peut envisager d'élargir notre étude d'un point de vue acoustique, en orientant, notamment, les recherches sur les transitions phonétiques.

6

Bibliographie

J.-C. LAFON, « La reconnaissance phonétique et sa mesure », *Extrait des annales des télécommunications, Tome 15, N° 1-2, Janvier - Février 1960*

J.-C. LAFON, P. MOUNIER-KUHN, G. STRAKA, *Message et Phonétique : Introduction à l'étude acoustique et physiologique du phonème PUF, Cahiers d'audio-phonologie n°2, 1961, 167p.*

J.-C. LAFON, « Le test phonétique et la mesure de l'audition », *EDITIONS CENTREX EINDHOVEN, Editions DUNOD, 1964, 235 p.*

J.-C. LAFON, « Perception phonétique au seuil audition », in A. VALDMAN (éd.), *Papers in linguistics and phonetics to the memory of Pierre Delattre, Ed. Mouton, 1972, pp. 287-307.*

J.-C. LAFON, « Eléments de "Message et Phonétique" », *Bulletin d'audio-phonologie N°2 Volume 2 1972*

J.-C. LAFON, « Intelligibilité phonétique & acoustique », *texte de 1970, bulletin d'audiophonologie, Volume IX, Numéro 5, 1979.*

J.-C. LAFON, « Etude expérimentale de la lecture labiale de l'entendant », *bulletin d'audiophonologie Volume 11, n°3, 1980*

J.-C. LAFON, « Les enfants déficients auditifs », *Edition SIMEP, 1985*

N. S. TROUBETZKOY, *Principes de Phonologie, Editions KLINSKSIECK, 1986, 396 p.*

Mathias NADALUTI, Monique PETITJEAN, « Entendre et écouter », *bulletin d'audiophonologie- Ann. Sc. Univ. Fr.-Comté – 1993 – Vol. IX n°6 – 729 à 736*

J.-C. LAFON, *Notion de physiologie acoustique, Texte non daté*

BARKAT DEFRADAS, 2014, *Phonétique, 2ème année du Diplôme d'Etat d'Audioprothésiste, Université de Montpellier*

F. CAMINET, « analyse des confusions phonétiques et solutions prothétiques. », *Mémoire de fin d'études du Diplôme d'Etat d'Audioprothésistes, Université de Lyon, 56p, 2010*

NOUVEAU

Oticon Opn™ va toujours plus loin !

- ◆ 1 nouveau contour Power,
- ◆ 1 nouveau mini RITE-T,
- ◆ 2 nouvelles fonctionnalités phares :
Speech Rescue™ et Tinnitus SoundSupport™,



OTICON | Opn 1-2-3



mini RITE / mini RITE-T / BTE13 PP

à découvrir
également :
**Opn désormais
rechargeable* ...**



Capitalisez sur le succès reconnu d'Oticon Opn et offrez aux utilisateurs l'expérience auditive à 360° !

Oticon Opn vous offre également un **atout majeur** pour le suivi et la satisfaction de vos clients : la **rétrocompatibilité** ! Ce qui signifie que vous pouvez intégrer les nouvelles fonctionnalités, et même proposer l'option rechargeable*, dès maintenant, à n'importe quel client Oticon Opn déjà adapté !

Pour en savoir plus et essayer Opn, contactez-nous au 01.41.88.51.00.

*l'option rechargeable est disponible pour le mini RITE uniquement.

Prodition S.A.S., Parc des Barbanniers, 3 allée des Barbanniers, 92635 GENNEVILLIERS CEDEX SIREN 301 689 790 R.C.S. NANTERRE

oticon
PEOPLE FIRST



> Dossier

Communications présentées lors du Congrès des Audioprothésistes 2017

François
LELIÉPAULT



Ecole d'audioprothèse
J.E. Bertin Fougères

Mémoire réalisé sous
la direction de Frank
LEFEVRE

Adresses mails :
francois.leliepault@
gmail.com

f.leliepault@labora-
toire-leher.fr

Participation à l'élaboration d'un test syllabique d'évaluation du SRT dans le bruit chez le patient appareillé

Introduction

Les difficultés de compréhension dans le bruit sont une des principales gênes évoquées par le patient malentendant (ME). Pour répondre à ce problème l'audioprothésiste dispose des nombreux outils proposés par les fabricants d'aides auditives. Ces derniers cherchant sans cesse à améliorer la technologie des appareils de correction auditive en milieu bruyant (ACA) grâce aux microphones, réducteurs de bruits et autres systèmes de traitement du signal. L'audioprothésiste peut alors grâce à divers tests vocaux objectiver cette gêne récurrente ou encore mesurer le bénéfice de son appareillage. Il semble alors indispensable pour l'audioprothésiste de maîtriser la démarche et les outils permettant de restituer au mieux les capacités de compréhension dans le bruit de son patient. Pourtant, la pratique de l'audiométrie vocale dans le bruit (AVB) n'est pas suffisamment répandue en France. Pourquoi ne pas se servir de cet outil quand on sait qu'il permet d'objectiver une des principales gênes de notre patientèle ? Trois raisons principales pourraient expliquer ce constat :

- Le manque de temps.
- La mise en œuvre trop compliquée.
- L'incapacité à exploiter le résultat.

L'objectif de cette étude était de développer un test vocal en milieu bruyant permettant de pallier à ces trois freins de la pratique de la vocale en milieu bruyant c'est-à-dire un test rapide, facile à pratiquer et donnant des résultats simples à interpréter. Pour cela deux études ont été mises en place : La première avait pour but de sélectionner un matériel vocal adapté à l'évaluation du SRT (Speech Reception Threshold) dans le bruit. Cette liste vocale a été utilisée pour mettre au point une procédure spécifique d'évaluation du SRT dans le bruit appelée procédure adaptative. Cette méthode d'évaluation de la compréhension dans le bruit inspirée d'études préexistantes a été développée et validée à partir d'une seconde étude clinique.

1 Matériels et méthode

1. Sélection du matériel vocal

La première partie de cette étude consistait à sélectionner

des items vocaux appropriés à l'évaluation du SRT en milieu bruyant. Nous avons sélectionné ce matériel à partir du test syllabique de Frank Lefèvre. Ce test est un test composé de trisyllabes identiques (T.S.I.) de type CVCVCV (consonne-voyelle-consonne-voyelle-consonne-voyelle). Le test se compose au total de 139 syllabes utilisant la quasi-totalité des consonnes et des voyelles du lexique français. Seule certaines consonnes ou voyelles jugées trop proches phonétiquement n'ont pas été incluses afin de faciliter l'analyse des confusions phonétiques. Le bruit utilisé pour l'ensemble de cette étude était l'onde vocale globale de Dodelé qui est un bruit discontinu, représentatif du spectre à long terme de la parole, non reconnaissable, écrété et séparé du signal de parole ¹.

Etude préalable

Les tests dans le bruit peuvent rapidement devenir éprouvants et fatigants pour le patient. Plus ils sont longs et plus les résultats peuvent être faussés par la dégradation de l'attention de celui-ci. Un protocole court s'imposait pour s'assurer de la fiabilité des résultats obtenus. Le test syllabique étant composé de 139 syllabes, il était impossible de tester l'ensemble de ces items au cours d'une même séance chez un patient en situation bruyante. Une sélection de syllabes a donc été effectuée préalablement. Cette sélection a été effectuée à partir des données de l'étude de Château C ² qui a répertorié le nombre de phonèmes reconnus pour chaque syllabe à intensité maximale non désagréable (MND) dans le silence au casque sur une population de 59 malentendants. L'ensemble de ses résultats ont été repris afin d'y appliquer une loi normale. Cela a permis d'éliminer les syllabes perçues trop facilement ou trop difficilement et de sélectionner celles ayant une difficulté perceptive proche en milieu silencieux. Au final 40 syllabes ont été retenues pour la suite de l'étude.

1^{ère} étude clinique

Afin d'affiner la sélection du matériel vocal, une première étude clinique a été mise en place sur un échantillon de 62 patients.

Pour participer aux tests les patients devaient répondre aux critères suivants :

- Etre en capacité de répéter les phonèmes et ne pas présenter de troubles cognitifs engendrant une incapacité à effectuer les tests.

Communications présentées lors du Congrès des Audioprothésistes 2017



- Etre appareillés depuis au moins deux semaines d'au moins une oreille.

- Avoir une compréhension au test syllabique égale au minimum à 60% à 65dB avec appareil(s) dans le silence.

Dans un premier temps nous déterminions le SRT du patient en milieu bruyant via une procédure vocale classique. Pour cela les 7 listes actuelles du test syllabique de Frank Lefèvre ont été utilisées.

- La première liste était émise à un RSB de +3dB. Le pourcentage de bonne réponse était comptabilisé.

- Si ce pourcentage était inférieur à 50% le RSB était amélioré de 3dB et une nouvelle liste était émise, si le pourcentage de bonnes réponses était supérieur à 50% le RSB était dégradé de 3dB et une nouvelle liste était émise.

- Le but était de trouver le SRT en mesurant un RSB donnant plus de 50% de bonnes réponses et un RSB donnant moins de 50% de bonnes réponses.

- Le signal de parole était fixe (65dB SPL) et l'intensité du bruit variable.

Une fois ce SRT déterminé les 40 syllabes sélectionnées via l'étude préalable étaient émises de manière randomisées au RSB correspondant à ce SRT. En relevant le nombre d'erreurs de chaque patient pour les 40 syllabes sélectionnées, nous avons obtenu le degré moyen de difficulté perceptive au SRT dans le bruit de chacune d'entre elles.

Les 20 syllabes les plus proches du 50% de difficulté perceptive ont alors été sélectionnées. Ces 20 items ont ensuite été répartis de façon à établir une liste répondant à plusieurs critères :

- Les deux premières syllabes étaient volontairement perçues plus facilement que la moyenne.

- La liste était faite de façon à ce que les phonèmes identiques soient distants d'au moins trois trisyllabes.

- Il y'avait une alternance entre les syllabes ayant une difficulté perceptive supérieure à 50% et celles ayant une difficulté perceptive inférieure à 50%.

2. 2. Mise en place d'une procédure adaptative d'évaluation du SRT dans le bruit et seconde étude clinique

Une fois la liste vocale constituée nous avons pu développer la procédure vocale d'évaluation du SRT en milieu bruyant. La particularité de cette méthode est que le RSB émis n'est pas constant pour une liste vocale donnée mais varie en fonction des réponses du patient. Cette procédure vocale a été mise au point à partir des différents tests vocaux adaptatifs existants mais aussi des particularités que présentent les items du test syllabique. La procédure adaptative mise en place était la suivante :

- La première syllabe était présentée à un RSB de +14dB.

- Le RSB était dégradé par pas de 4dB jusqu'à ce qu'une syllabe soit incorrectement perçue dans son ensemble.

- La syllabe faisant suite était présentée en améliorant le RSB de 2dB.

- Par la suite : Si la syllabe entière était incorrectement perçue, la syllabe était émise en remontant le RSB de 2 dB. Si la voyelle ou la consonne uniquement était correctement perçue le RSB était maintenu. Enfin, le RSB était dégradé de 2 dB si la syllabe dans son ensemble était bien perçue.

- Le signal de parole était fixe (65dB SPL) et l'intensité du bruit variable.

Le SRT correspondait alors à la moyenne des RSB émis à partir de la quatrième syllabe faisant suite à la première syllabe incorrectement perçue jusqu'à la vingtième syllabe (la réponse à la vingtième syllabe permettait de déduire le RSB suivant qui serait aussi intégré dans le calcul du SRT).

Afin de valider cette procédure une nouvelle étude clinique a été mise en place avec un nouvel échantillon de patients totalement indépendant de la première étude clinique mais en conservant cependant les mêmes critères d'inclusion.

Tout d'abord nous mesurions le SRT à 2 reprises chez un même patient avec appareil(s) (test et retest) via la procédure adaptative développée afin d'étudier la reproductibilité de la mesure. Un fichier Excel a été conçu pour cette mesure. Ce dernier calculait automatiquement le RSB à émettre pour une syllabe donnée en fonction du nombre d'erreurs du patient à la syllabe précédente. Pour que le testeur ne soit pas influencé dans sa mesure le fichier a été conçu de façon que les SRT obtenus à la première et à la seconde mesure s'affichent uniquement une fois le test-retest réalisé en totalité. Une fois les deux mesures effectuées les 2 valeurs du SRT apparaissaient. Le SRT mesuré lors du premier passage sera appelé SRT 1 (test) dans la suite de l'étude, celui mesuré lors du second passage sera appelé SRT 2 (retest).

Une fois ces 2 valeurs obtenues, la liste 4 du test syllabique actuel était émise au RSB correspondant au SRT du patient trouvé lors de la première mesure effectuée (SRT 1) avec la méthode adaptative. Le choix d'un RSB correspondant au premier SRT s'est décidé du fait que le SRT 1 était considéré comme celui de référence, qu'un audioprothésiste mesurerait dans sa pratique habituelle. Le SRT 2 était mesuré uniquement pour étudier la reproductibilité de la mesure. La liste 4 a été choisie de manière aléatoire parmi les sept listes actuelles du test syllabique celles-ci étant équilibrées entre elles². Le passage de la liste et l'interprétation des résultats ont été effectués par trois testeurs différents n'ayant pas participé à la mesure des SRT via la procédure adaptative afin d'éviter toute influence dans la notation des résultats.

2

Résultats

1. Résultats de l'étude préalable

Le tableau 1 reprend les résultats de l'étude de Château C² à laquelle a été appliquée une loi normale. Les syllabes représentées en jaune sont celles ayant été retenues pour la suite de l'étude clinique.

Syllabes	Difficulté perceptive en pourcentage	Densité	Syllabes	Difficulté perceptive en pourcentage	Densité	Syllabes	Difficulté perceptive en pourcentage	Densité	Syllabes	Difficulté perceptive en pourcentage	Densité
chau	0	0,025	kon	11	0,027	sau	19	0,037	son	28	0,028
cha	0	0,025	tou	12	0,029	va	19	0,037	chu	28	0,028
lau	0	0,025	ta	12	0,029	vé	20	0,037	gu	28	0,028
la	0	0,025	gé	13	0,031	du	21	0,037	tu	28	0,028
lau	2	0,057	kon	13	0,031	chon	21	0,037	peu	29	0,026
jeu	2	0,057	ma	13	0,031	za	22	0,037	païn	30	0,023
daa	2	0,057	da	13	0,031	fra	22	0,037	baïn	31	0,021
quesu	2	0,057	vé	13	0,031	ju	22	0,037	pon	31	0,021
geu	4	0,096	ku	13	0,031	lu	24	0,035	fin	31	0,021
ga	4	0,096	fa	14	0,033	zain	24	0,035	zeu	31	0,021
tau	4	0,096	qua	14	0,033	li	24	0,035	vu	31	0,021
dain	5	0,110	ban	14	0,033	païn	24	0,035	jaïn	31	0,021
ju	5	0,110	nan	14	0,033	zou	24	0,035	ti	32	0,019
heu	5	0,110	dé	14	0,033	paou	24	0,035	sa	32	0,019
deu	6	0,115	fou	14	0,033	zi	24	0,035	zon	32	0,019
quan	6	0,115	cou	15	0,034	sam	24	0,035	fin	32	0,019
gi	6	0,115	gan	15	0,034	li	24	0,035	man	32	0,019
dou	7	0,111	cau	15	0,034	nan	24	0,035	ché	33	0,017
qui	7	0,111	qum	16	0,035	veu	24	0,035	bu	33	0,017
ja	7	0,111	chi	16	0,035	bé	25	0,033	mu	34	0,015
vou	8	0,099	vau	16	0,035	li	25	0,033	non	34	0,015
chan	8	0,099	mé	16	0,035	sa	25	0,033	poa	34	0,015
cheu	8	0,099	païn	16	0,035	teu	25	0,033	paou	34	0,015
ba	8	0,099	von	17	0,036	lan	25	0,033	naïn	35	0,013
ton	8	0,099	van	17	0,036	kon	26	0,031	pu	35	0,013
jan	8	0,099	mka	17	0,036	beu	26	0,031	tan	36	0,012
lau	9	0,081	neu	17	0,036	bou	26	0,031	vi	37	0,010
lé	9	0,081	mé	17	0,036	tain	26	0,031	fu	38	0,009
que	9	0,081	pa	18	0,037	gé	26	0,031	sain	38	0,009
pa	10	0,061	té	18	0,037	gaon	26	0,031	zé	38	0,009
si	10	0,061	dain	18	0,037	mou	26	0,031	ai	40	0,006
zo	11	0,042	na	18	0,037	nu	27	0,030	fé	40	0,006
dou	11	0,042	fan	19	0,037	mi	28	0,028	vain	41	0,005
hou	11	0,042	cou	19	0,037	gué	28	0,028	zu	42	0,004
chou	11	0,042	non	19	0,037	gou	28	0,028			

Tableau 1 : Probabilité de densité de la difficulté perceptive de chaque syllabe au MND au casque chez le malentendant (N=59).

Le graphique ci-dessous est une représentation sous forme d'une courbe de gauss de la loi normale appliquée aux résultats de l'étude de Château C². L'intervalle des syllabes retenues pour la suite de l'étude est représenté en jaune.

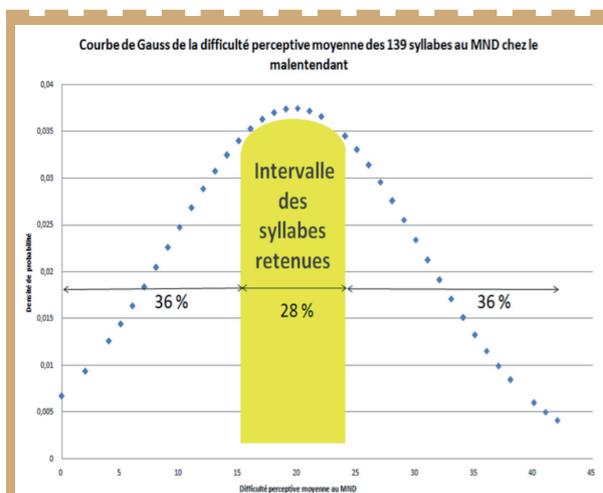


Figure 1 : Représentation sous forme d'une courbe de gauss de la difficulté perceptive moyenne des syllabes au MND au casque chez le malentendant.

2. Constitution de la liste syllabique dédiée à la procédure adaptative

Le tableau ci-dessous représente la difficulté perceptive moyenne de ces quarante syllabes dans le bruit au SRT obtenus lors de la première étude clinique effectuée sur l'échantillon de 62 patients.

Syllabe	Difficulté perceptive moyenne au SRT	Syllabe	Difficulté perceptive moyenne au SRT
na	46%	té	41%
chi	17%	gain	34%
ju	41%	zou	86%
mé	42%	mon	32%
pan	20%	nan	28%
von	40%	vau	45%
zain	47%	fi	55%
mau	39%	du	47%
neu	61%	fan	30%
cou	70%	ceu	53%
van	38%	va	52%
jou	52%	quin	26%
za	58%	zi	84%
dain	48%	chon	17%
né	50%	feu	56%
veu	66%	vé	42%
su	70%	san	37%
bi	81%	lu	39%
sau	49%	pau	34%
gan	39%	nou	83%

Tableau 2 : Tableau regroupant la difficulté perceptive moyenne au SRT dans le bruit des quarante TSI étudiées (N=62).

von
té
ju
zain
ceu
vau
za
né
du
fi
na
jou
vé
feu
dain
va
sau
mé
neu
lu

Tableau 3

Suite à ces résultats, les vingt syllabes les plus proches de 50 % de difficulté perceptive ont été retenues et disposées de manière à créer la liste dédiée à la méthode adaptative. Cette liste est représentée ci-dessous :

Tableau 3 : Liste syllabique constituée en vue d'une utilisation pour la méthode adaptative d'évaluation du SRT dans le bruit.

3. Résultats de la reproductibilité de la méthode adaptative et corrélation avec l'e test syllabique

Effet d'entraînement

Le test-retest de la méthode adaptative a permis de mesurer l'effet d'entraînement (EE) entre la première et la seconde mesure du SRT. Ce dernier correspond à la différence entre la moyenne des SRT obtenus sur l'échantillon lors de la première mesure (SRT 1) et la seconde mesure (SRT 2) et a pour valeur 0,3 dB.



Reproductibilité de la mesure adaptative

Afin de mesurer la reproductibilité de la mesure, la différence en valeur absolue entre la première et la seconde mesure du SRT a été calculée. Ce calcul a été fait avec et sans prise en compte de l'effet d'entraînement.

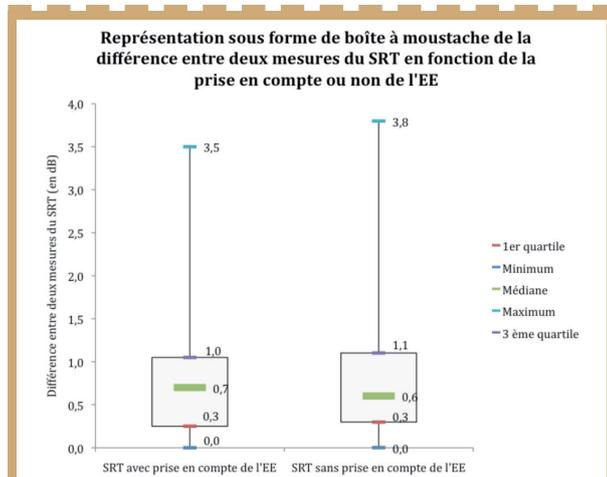


Figure 2 : Boîte à moustache représentant l'écart entre la première et la seconde mesure du SRT avec et sans prise en compte de l'EE (N=71).

Avec application du facteur correctif prenant en compte l'EE, la valeur maximale de la différence entre deux mesures du SRT pour l'échantillon augmente (+0.3 dB). Cependant la médiane diminue de 0.1 dB avec prise en compte de l'EE. L'écart-type est de 0.68 dB sans prise en compte de l'EE et 0.65 dB avec prise en compte de l'EE.

Sans prise en compte de l'EE l'intervalle de confiance à 95% en dB est égal à [0.062;0.535] avec une valeur de p de 0.014. Il existait donc une différence significative entre la première et la seconde mesure du SRT dans ce cas.

Avec prise en compte de l'EE l'intervalle de confiance à 95% en dB est égal à [-0.238;0.235] avec une valeur de p de 0.989. Il n'existait donc pas de différence significative entre la première et la seconde mesure du SRT dans ce cas.

Liens entre SRT obtenu et résultat au test syllabique

Pour l'ensemble de l'échantillon la liste 4 du test syllabique était émise au SRT 1 trouvé via la méthode adaptative. Le pourcentage de phonèmes reconnus (PR) a été relevé pour chacun des sujets de l'échantillon.

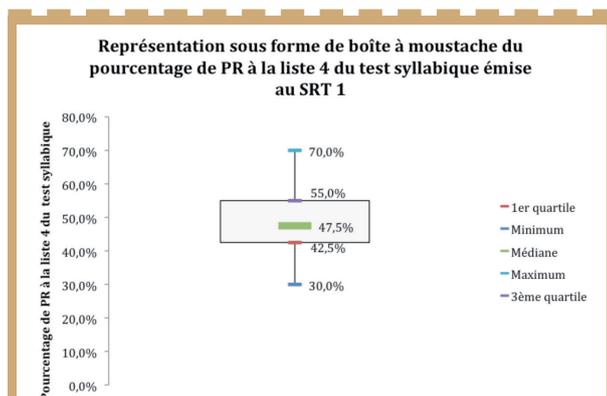


Figure 3 : Représentation sous forme de boîte à moustache du pourcentage de PR à la liste 4 du test syllabique émise au SRT 1 (N=71).

L'interprétation de la boîte à moustache montre une médiane à 47.5%. Sur l'échantillon étudié 80.3% des sujets ont un pourcentage de bonnes réponses situées entre 40% et 60% à liste 4 du test syllabique au SRT 1. L'écart-type est de 8.6% avec une moyenne de 49.3% de bonnes réponses.

Afin de vérifier la cohérence de ces résultats, une comparaison de l'ensemble de ces valeurs à la moyenne théorique idéale attendu à la liste 4 (50%) a été effectuée.

La valeur de p obtenu est égale à 0.247, il n'y avait donc pas de différence significative entre la moyenne théorique de 50% et les résultats obtenus sur l'échantillon de 71 patients.

4. Influence du nombre d'items pris en compte dans la mesure du SRT

La liste syllabique constituée pour la procédure adaptative était composée de 20 items. Selon la précocité de la première syllabe incorrectement perçue par le patient, le nombre d'items pris en compte dans le calcul du SRT pouvait varier. Une analyse a donc été effectuée du nombre d'items pris en compte dans le calcul du SRT sur l'échantillon de patients étudiés et son influence sur la reproductibilité de la mesure et la valeur du SRT trouvé.

Le tableau ci-dessous présente le pourcentage de patients de l'échantillon en fonction du nombre de valeurs de RSB moyens pris en compte dans la mesure du SRT via la procédure adaptative :

	Moins de 13 RSB	13 RSB	Plus de 13 RSB
Pourcentage de patients	8,5%	43,7%	47,9%

Tableau 4 : Tableau représentant le pourcentage de patients de l'échantillon en fonction du nombre de RSB moyens par mesure pour deux mesures successives du SRT (N=71).

Les résultats montrent que pour presque 82% des patients de l'échantillon une liste de 20 syllabes permettait de calculer le SRT en prenant en compte 13 RSB ou plus dans la mesure.

Deux échantillons correspondant aux différences de mesure entre le SRT 1 et le SRT 2 ont été construits. Le premier comprenant les résultats des patients dont les SRT avaient été calculés à partir de 13 RSB (31 patients) en moyenne et un second comprenant les résultats des patients dont les SRT avaient été calculés avec plus de 13 RSB en moyenne (34 patients). Le but était de comparer si il y'avait une différence significative quant à la reproductibilité de la mesure si on intégrait plus de 13 RSB au calcul du SRT avec la méthode adaptative. Cette analyse a été effectuée avec et sans prise en compte de l'EE.

Sans prise en compte de l'effet d'entraînement

	13 RSB	Plus de 13 RSB
Moyenne de la différence entre le SRT 1 et le SRT 2 (en dB)	0.79	0.83
Ecart-type de la différence entre le SRT 1 et le SRT 2 (e dB)	0.63	0.77

Tableau 5 : Tableau de la moyenne et de l'écart-type de la différence entre le SRT 1 et le SRT 2 pour l'échantillon de patient avec 13 RSB inclus en moyenne dans la mesure du SRT (N=31) et l'échantillon de patients avec plus de 13 RSB inclus en moyenne dans la mesure du SRT (N=34) sans prise en compte de l'EE.



Le test de Mann Whitney donne une valeur de p égale à 0.916. Il n'y a donc pas de différence significative quant à la reproductibilité de la mesure via la procédure adaptative selon qu'il y'ait 13 RSB ou plus de 13 RSB inclus dans le calcul du SRT.

Avec prise en compte de l'effet d'entraînement

	13 items	Plus de 13 items
Moyenne de la différence entre le SRT 1 et le SRT 2 (en dB)	0.76	0.78
Ecart-type de la différence entre le SRT 1 et le SRT 2 (en dB)	0.58	0.74

Tableau 6 : Tableau de la moyenne et de l'écart-type de la différence entre le SRT 1 et le SRT 2 pour l'échantillon de patient avec 13 RSB inclus en moyenne dans la mesure du SRT (N=31) et l'échantillon de patients avec plus de 13 RSB inclus en moyenne dans la mesure du SRT (N=34) avec prise en compte de l'EE.

Le test de Mann Whitney donne une valeur de p égale à 0.895. Il n'y a donc pas de différence significative quant à la reproductibilité de la mesure via la procédure adaptative selon qu'il y'avait 13 RSB ou plus de 13 RSB inclus dans le calcul du SRT.

Influence de la diminution du nombre d'items intégrés dans la mesure du SRT sur la reproductibilité de la méthode adaptative

L'échantillon de patients dont le SRT avait été déterminé à partir de 13 RSB a été étudié. La moyenne des SRT pour chacun d'entre eux a été calculé en diminuant au fur et à mesure le nombre de RSB intégrés au calcul ce celui-ci (de 13 à 1). Le tableau ci-dessous représente l'écart-type de l'échantillon entre la mesure du SRT 1 et SRT 2 en fonction du nombre de RSB inclus dans leur calcul.

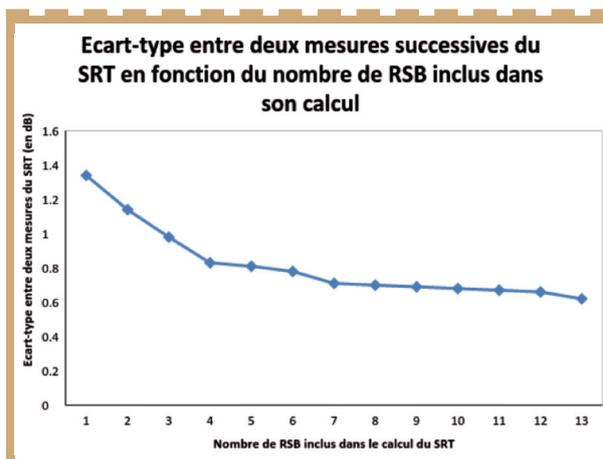


Figure 4 : Courbe représentative de l'écart-type entre deux mesures successives du SRT en fonction du nombre de RSB inclus dans son calcul (N=31).

Plus le nombre de RSB inclus dans le calcul du SRT diminue et plus l'écart-type augmente.

3

Discussion

Contrairement aux autres études une seule liste a été conçue pour la réalisation de cette procédure adaptative de détermination du SRT dans le bruit. Ce choix est justifié pour deux raisons :

- Il aurait été difficile de concevoir plusieurs listes parfaitement équilibrées en termes de difficultés dans le bruit avec une étude limitée à 40 syllabes.

- Les tests de phonèmes contrairement à ceux avec des items signifiés ont l'avantage de ne pas subir un phénomène de mémorisation de la part du patient. Frank Lefèvre auteur du test syllabique dit : "Le test syllabique est par définition un test de logatomes. La mémoire ne peut stocker des items n'ayant aucun sens. Mon expérience me démontre qu'il n'y a aucune mémorisation influençant le résultat du test" ³.

En ce qui concerne la disposition des syllabes au sein de la liste dédiée à la procédure adaptative celle-ci répond à trois critères justifiés de la manière suivante :

- Les deux premières syllabes sont volontairement perçues plus facilement que la moyenne. Ce choix s'est basé sur l'expérience de monsieur Lefèvre et la récurrence chez les patients malentendants à erroner les premières syllabes et plus particulièrement les consonnes.

- La liste est faite de façon à ce que les phonèmes identiques soient distants d'au moins trois trisyllabes dans la liste afin d'éviter toute redondance d'un même phonème durant le test.

- Il y'a une alternance entre les syllabes ayant une difficulté perceptive supérieure à 50% et celles ayant une difficulté perceptive inférieure à 50% afin d'homogénéiser au maximum l'intégralité de la liste.

Les tests de phonèmes sont des tests bien particuliers en AVS (Audiométrie Vocale dans le Silence) comme en AVB. Tout les tests d'évaluation du SRT par une méthode adaptative ont la particularité d'être des items "signifiés" (phrases, chiffres) au contraire du test syllabique. Il a donc été nécessaire de travailler à la mise en place d'une procédure adaptative répondant aux caractéristiques particulières de ce matériel vocal. Tout d'abord les études précédentes présentent le premier item à un niveau infraliminaire, le même item est présenté avec une amélioration du RSB de 2dB (ou 4dB) jusqu'à ce que celui-ci soit correctement répété par le sujet. Il était compliqué d'appliquer ce principe au test syllabique. En effet, les syllabes sont déjà des items plus difficiles à répéter pour le patient, couplé avec du bruit et un niveau infraliminaire cela aurait pu être décourageant pour celui-ci. Ce découragement pourrait alors fausser la mesure. Il a donc été décidé de proposer un raisonnement inversé c'est à dire de présenter la syllabe à un niveau supraliminaire et de dégrader progressivement le RSB jusqu'à ce que le patient fasse une erreur. Une fois cette erreur commise le RSB serait amélioré de 2dB. Deux questions se sont alors posées :

- Quel devait être le pas de dégradation du RSB jusqu'à la première erreur ? - Devait-on dégrader jusqu'à ce qu'un phonème soit erroné seulement ou attendre que la syllabe dans son ensemble soit incorrectement perçue ? La littérature a permis de répondre à la première question. Les tests de Plomp et Mimpen ⁴ et du HINT ⁵ utilisent un pas de 2dB au départ de la procédure adaptative contrairement aux tests de dépistage téléphonique ^{6,7} utilisant un pas de 4dB. Utiliser cette dernière valeur permet d'atteindre plus rapidement la valeur "seuil" comprise théoriquement en dessous du SRT du patient, c'est donc ce pas qui a été retenu. Par ailleurs Laroche et Al avaient eux aussi modifié leur procédure adaptative du HINT pour enfant ⁸ par rapport à la procédure originale ⁵ passant de 2 à 4 dB pour le pas de départ. Concernant la seconde question c'est l'expérience de monsieur Lefèvre qui a permis de la résoudre. Les consonnes sont majoritairement plus facilement confondues que les voyelles et cela même pour des valeurs parfois biens supérieures au SRT du patient.



Il a donc été décidé de dégrader la RSB jusqu'à ce que la syllabe dans son ensemble soit incorrectement perçue.

Concernant la reproductibilité de la mesure, l'écart type était de 0.7 dB avec ou sans prise en compte de l'EE. Cependant la valeur de p au t-test de Student passait de 0.0141 sans EE à 0.989 avec EE. L'intervalle de confiance à 95% était alors de +/- 0.2 dB. La prise en compte de l'EE permet de valider une très forte reproductibilité de la mesure adaptative au test-retest avec une p value proche de 1. Ces résultats restent semblables à ceux évoqués dans la littérature malgré des résultats variables d'un test à l'autre. La reproductibilité de la mesure pour cette version adaptative du test syllabique était donc valide comparée aux procédures adaptatives déjà existante que l'EE soit pris en compte ou non. Cependant l'intégration de l'EE dans le calcul du SRT assure encore une meilleure reproductibilité de la mesure comme en témoigne la forte valeur de p obtenue dans ces conditions (0.989). Cette reproductibilité de la mesure peut aussi être comparée à une procédure classique d'audiométrie vocale dans le bruit. Lemesle P⁹ a démontré que l'écart-type du test syllabique dans le bruit au test-retest était de 1 dB pour les malentendants.

La difficulté perceptive de la liste 4 du test syllabique émise au SRT 1 était en moyenne de 49.3% avec un écart-type de 8.6%. Comparé à une moyenne théorique de 50%, il n'y avait pas de différence significative avec la moyenne de l'échantillon. Il existe donc une corrélation entre le SRT trouvé via la méthode adaptative et la difficulté de la liste 4 du test syllabique dans le bruit. Il y'a bien une correspondance entre les valeurs du SRT trouvé via la méthode adaptative et la difficulté du test syllabique actuel.

L'ensemble des procédures adaptatives existantes présentent le même premier item à un niveau infraliminaire en augmentant l'intensité jusqu'à sa correcte perception par le patient. Peu importe le nombre de fois où le premier item sera émis au patient, le nombre de RSB inclus dans la mesure du SRT sera le même. Pour le test syllabique le fait de devoir présenter des items différents à chaque émission sur une liste de 20 syllabes a entraîné des différences quand au nombre de RSB inclus dans la mesure du SRT selon le positionnement dans la liste de la première syllabe incorrectement perçue par le patient. En effet, sur l'échantillon étudié le nombre de RSB inclus dans le calcul du SRT varie de 11 à 15. L'étude de l'influence du nombre d'items sur la reproductibilité de la mesure et la valeur du SRT a été effectuée en vue d'une amélioration de la procédure si celle-ci venait à devoir être validée via une étude multicentrique. Il pourrait être plus judicieux à terme que chaque SRT soit calculé à parti du même nombre de RSB afin que le degré de précision de la mesure soit identique pour chaque patient testé. Cela accentuerait la précision du test intra-patient. Les résultats montrent que sur l'échantillon de population étudiée, une liste de 20 syllabes suffisait à calculer le SRT avec au minimum 13 RSB inclus dans sa mesure pour plus de 90% de celle-ci avec un écart-type inférieur à 1 (0.70). La reproductibilité de la mesure n'était pas meilleure pour les patients dont les SRT ont été calculés avec plus de 13 RSB en moyenne par rapport à ceux calculés à partir de 13 RSB. 13 RSB sembleraient donc suffire pour obtenir une mesure reproductible du SRT. Lorsqu'on s'intéresse à l'échantillon de patients dont le SRT a été calculé à partir de 13 RSB, on remarque que la diminution du nombre d'items intégrés dans la mesure du SRT diminue la reproductibilité de sa mesure. C'est avec 13 RSB que la valeur de reproductibilité est la plus forte. Intégrer 13 RSB dans la mesure du SRT semblerait donc être le meilleur compromis à terme entre reproductibilité, précision et durée de la mesure.

4

Conclusion

Les plaintes récurrentes des patients quand à la dégradation de leur compréhension dans le bruit doivent inciter les audioprothésistes à intégrer l'AVB dans leur pratique du quotidien afin de pouvoir répondre du mieux possible à cette problématique. Ce test rappe-lons-le avait pour but de répondre à trois principaux freins de la pratique de l'AVB à savoir :

- Le manque de temps : Ce test avec une émission de 0.2 trisyllabe/s a une durée totale de 1 minute et 40 secondes.
- La mise en œuvre trop compliquée : Ici la pratique du test est simple, le fichier Excel mis en place permet d'obtenir directement le RSB suivant à émettre en fonction de la réponse du patient à la syllabe précédente.
- L'incapacité à exploiter les résultats : Avec cette procédure adaptative un seul résultat est donné à la fin de la mesure, celui du SRT, valeur référence pour les tests d'audiométrie vocale.

Les résultats au test-retest ont permis de valider la reproductibilité de la mesure, la comparaison des SRT avec la difficulté perceptive au test syllabique "classique" ont montré une corrélation avec les valeurs trouvées via la méthode adaptative. Cependant, ce test n'a pas pour but de remplacer une audiométrie vocale dans le bruit conventionnelle, cette dernière pouvant donner des informations plus complètes sur la compréhension dans le bruit du malentendant. Elle peut en revanche s'insérer dans une démarche complémentaire à l'AVB "classique" comme :

- La comparaison de l'efficacité de plusieurs réglages d'ACA en situation bruyante.
- Une vérification rapide de l'évolution de la compréhension dans le bruit du patient.
- Une comparaison du SRT à la norme.
- Pour les patients pouvant présenter des difficultés d'attention en milieu bruyant (enfants, implantés cochléaires...).

5

Bibliographie

1. COLLEGE NATIONAL D'AUDIOPROTHESE. Précis d'audioprothèse : Tome III Le contrôle d'efficacité prothétique. Chapitre VI, Le contrôle immédiat d'efficacité prothétique : B. Mesure subjectives : Audiométrie vocale en présence de bruit, Le test AVfB de DODELE, Le bruit (III.2), p 174-175. 2007. Masson. Trento.
2. Chateau C. Établissement d'un répertoire des enveloppes temporelles syllabiques. Mémoire présenté en vue de l'obtention du Diplôme d'Etat en Audioprothèse. Université Rennes I, Ecole d'audioprothèse J.E Bertin. 2005.
3. Interview: Frank Lefèvre. Arnaud Coez. Les Cahiers de l'Audition, Janvier/ Février 2016, vol.29 : p 65-67.
4. Plomp R, Mimpin A.M. Improving the Reliability of Testing the Speech Reception Threshold for Sentences. *Audiology*. 1979;18(1):43-52.
5. Nilsson M, Soli S.D, Sullivan J.A. Development of the hearing in noise test for the measurement of speech reception thresholds in quiet and noise. *Journal of The Acoustical Society of America*. 1994;95(2):1085-1099.
6. Smits C, Kapteyn T.S, Houtgast T. Development and validation of an automatic speech-in-noise screening test by telephone. *International Journal of Audiology*. 2004;43(1):15-28.
7. Jansen S, Luts H, Wagenert K, Frachet B. and Al. The French digit triplet test: A hearing screening tool for speech intelligibility in noise. *International Journal of Audiology*. 2010;49(5):378-387.
8. Laroche C, Vaillancourt V, Melanson C, Renault M-E, Theriault C, Soli S.D, Giguere C. Adapting the HINT (Hearing in Noise Test) for Canadian Francophone children, and preliminary data on the effects of age. *Journal of Speech-Language Pathology and Audiology*, Summer 2006, vol. 30, No. 2: p 95-109.
9. Lemesle P. Audivoix, AVfS, AVfB, Test Cochléaire et Test Syllabique : Etude comparative de tests vocaux dans le silence et dans le bruit. Mémoire présenté en vue de l'obtention du diplôme d'état d'audioprothèse. Université Rennes I, Ecole d'audioprothèse J.E Bertin. 2005.



> Dossier

Communications présentées lors du Congrès des Audioprothésistes 2017

Gwladys RENCEN

Audioprothésiste D.E.,
Toulouse.
Mémoire réalisé en
collaboration avec
Stéphanie LESCAILLIER,
Audioprothésiste D.E.,
Granville
Sous la direction de
Jean-Pierre FOGEL,
Maître de Mémoire,
Audioprothésiste D.E.,
Granville

Utilisation du Logiciel SWPTC dans la pratique de l'audioprothèse

Résumé

Aujourd'hui nous savons que la dégradation de la sélectivité fréquentielle chez un patient aura des répercussions sur ses capacités de compréhension de la parole, en particulier dans le bruit. Ceci fait d'ailleurs l'objet de l'une des principales plaintes des patients malentendants en cabinet d'audioprothèse. Les courbes psychoacoustiques d'accord (CPA) permettent de quantifier ces capacités de sélectivité fréquentielle chez un individu. Toutefois, elles sont trop longues à mesurer pour être utilisées quotidiennement en clinique par l'audioprothésiste.

En 2005, Aleksander SEK et Brian MOORE, élaborent le logiciel SWPTC qui permet de mesurer des courbes psychoacoustiques d'accord rapide (CPAR), en trois minutes. Ce logiciel actuellement peu connu des audioprothésistes, ne fait l'objet que de très peu d'études.

Une question s'est alors posée : le logiciel SWPTC peut-il être exploité dans la pratique quotidienne de l'audioprothèse et comment ? L'étude avait ainsi deux objectifs, le premier était de savoir si le test SWPTC serait utilisable dans la pratique courante de l'audioprothèse et le second était de mettre en évidence les informations que le test SWPTC pourrait apporter à l'audioprothésiste par rapport aux tests classiquement utilisés.

L'analyse de ce logiciel a été réalisée à partir de la mesure de CPAR aux fréquences 3000 Hz et 750 Hz obtenues auprès de 296 oreilles.

L'étude a ainsi démontré que le logiciel SWPTC représente une alternative envisageable à l'acquisition rapide des CPA dans la pratique quotidienne de l'audioprothèse, même si elle a soulevé de nombreuses spécificités quant à l'utilisation de ce logiciel.

1

Introduction

Les personnes malentendantes rencontrent souvent des difficultés auditives lors de la compréhension de la parole dans le bruit. Or, l'intelligibilité dans le bruit est essentiellement liée à la sélectivité fréquentielle d'un individu. Celle-ci correspond à la capacité à séparer en fréquence les sons les uns par rapport aux autres lorsqu'ils sont émis simultanément.

Elle est le reflet de la largeur des filtres auditifs. L'élargissement des filtres auditifs induit une altération de la sélectivité fréquentielle qui se manifeste entre autres par des difficultés à différencier deux sons proches en fréquence et donc par des difficultés à éliminer les bruits parasites.

En 1974, ZWICKER E. suggère que la courbe psychoacoustique d'accord (CPA) correspond à la représentation graphique de la sélectivité fréquentielle. Elle s'obtient à partir d'un test utilisant le masquage. L'objectif est de rechercher pour un son masquant placé à différentes fréquences, l'intensité à partir de laquelle il est capable de masquer un son test. Pour un normo-entendant, la courbe sera plus étroite, et aura une forme de V, la fréquence du son testé sera quasiment égale à la fréquence de la pointe de la courbe d'accord. Alors que, pour un malentendant la courbe sera moins acérée, due à des filtres auditifs larges. Par conséquent le masquage sera plus facile et la sélectivité fréquentielle sera mauvaise.

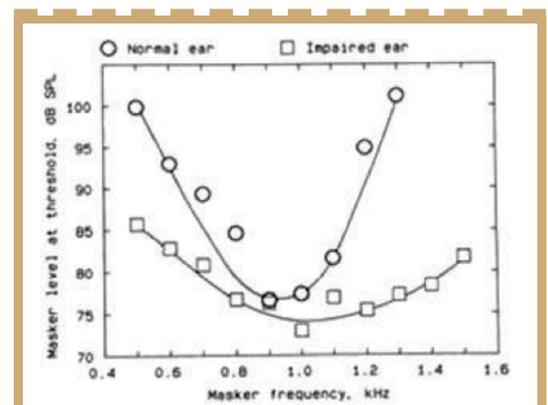


Figure 1 : CPA d'un normo-entendant et d'un malentendant (MOORE B.C.J., 1997)

Une fois la courbe mesurée, il est possible de quantifier les capacités à sélectionner en fréquence par le biais d'une valeur de référence : le coefficient Q10. Ce dernier s'obtient à partir du degré d'évasement de la courbe, selon la formule suivante :

$Q10 = \frac{\text{Fréquence caractéristique (Hz)}}{\text{Largeur de la bande 10 dB au-dessus de la pointe (Hz)}}$

Ainsi, un Q10 supérieur à 4,3 indique une sélectivité fréquentielle normale, tandis qu'un Q10 inférieur à 4,3 indique une sélectivité fréquentielle mauvaise.

Communications présentées lors du Congrès des Audioprothésistes 2017

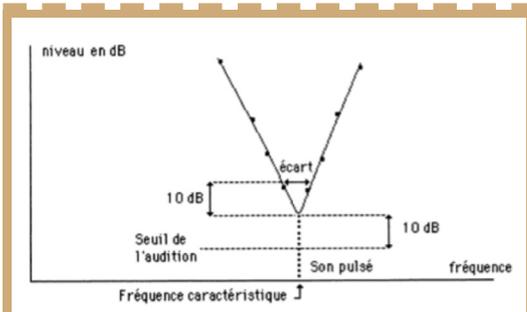


Figure 2 : Détermination du Q10 à partir d'une CPA (GELIS C., 1993)

Cependant, l'inconvénient des courbes d'accord traditionnelles est qu'elles sont trop longues à mesurer pour être utilisées quotidiennement par l'audioprothésiste. Aleksander SEK estime qu'il faut environ 2 heures pour déterminer une courbe d'accord basée sur 5 fréquences différentes de son masquant (SEK A., 2014).

En 2005, Aleksander SEK, Brian MOORE et al. avaient commencé à décrire une méthode d'obtention rapide des CPA (SEK A., MOORE B.C.J., al., 2005), qui a été par la suite approfondie par Aleksander SEK et Brian MOORE afin de concevoir le logiciel informatique SWPTC pour Sweeping Psychophysical Tuning Curve (ou courbe d'accord psychoacoustique par balayage) (SEK A., MOORE B.C.J., 2011). Ce logiciel téléchargeable gratuitement sur ordinateur permet, à partir de l'utilisation du balayage fréquentiel, de mesurer des courbes d'accord psychoacoustique rapides (CPAR) en seulement 3 minutes, soit un examen d'une durée beaucoup plus accessible pour le patient et l'audioprothésiste.

Le logiciel présente au sujet deux sons : un son test pulsé (FT) fixe en fréquence et en intensité et un son masquant continu (FM) variable en fréquence par balayage fréquentiel et en intensité selon la réponse du patient. La consigne

donnée au patient est de maintenir la touche espace du clavier enfoncée lorsqu'il entend le son pulsé et de relâcher la touche lorsqu'il ne l'entend plus. Le logiciel ajuste alors automatiquement l'intensité du son masquant pour chaque bande de fréquence.

SEK A. et MOORE B.C.J ont montré que les résultats obtenus avec leur méthode correspondent à ceux obtenus par la méthode traditionnelle. Toutefois, ce logiciel prometteur est actuellement très peu connu des audioprothésistes et le manque d'études concernant ce logiciel ne nous permet pas une utilisation éclairée.

Les objectifs de cette étude sont donc de rechercher à savoir si le logiciel SWPTC peut être exploité dans la pratique quotidienne de l'audioprothèse et comment. Ainsi, nous avons scindé en deux parties notre étude.

La première partie consiste à vérifier que les résultats obtenus sont identiques quand l'opérateur reste le même et que le test est réalisable dans la pratique quotidienne.

La deuxième partie a pour objectif de donner des renseignements sur les informations que l'audioprothésiste pourrait tirer des mesures des courbes d'accord rapides. Notre choix a donc été de comparer les résultats du test SWPTC aux tests quotidiennement utilisés dans la pratique de l'audioprothèse : l'audiométrie tonale et l'audiométrie vocale.

2

Matériel et méthode

Cette étude est issue d'un mémoire inter-école auquel Stéphanie LESCAILLIER, ancienne étudiante de l'école de Fougères, et moi-même, ancienne étudiante de l'école de Cahors, avons participé. Lors de cette étude, nous nous sommes accordées sur la thématique et avons élaboré

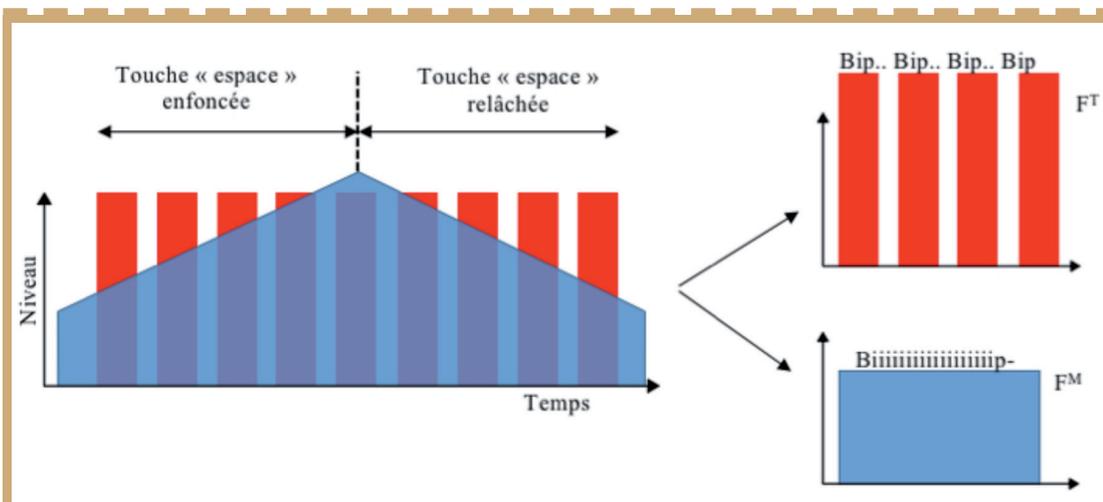


Figure 3 : Schématisation du test SWPTC



ensemble un protocole commun, qui fut par la suite utilisé pour recueillir nos données au sein de nos deux lieux de stage. Ainsi, l'ensemble des résultats recueillis a été mis en commun et nous a permis de mener nos mémoires respectifs.

La population testée

Cette étude regroupe les données de 296 oreilles, parmi lesquelles 122 oreilles normo-entendantes et 174 oreilles malentendantes. Ces oreilles ont été testées sur 167 sujets, dont 106 femmes et 61 hommes âgés de 14 ans à 84 ans, pour une moyenne de 59,8 ans.

Afin de faciliter la réalisation des tests et leur analyse, nous avons fait le choix d'intégrer dans notre étude des patients ayant des capacités mémorielles et de concentration ainsi que des seuils auditifs et d'intelligibilité suffisamment importants pour réaliser l'ensemble des tests. Nous avons également recherché à limiter notre projet à l'étude des surdités de perception. Les critères d'inclusion que nous avons mis en place étaient les suivants : le patient devait avoir un score supérieur à 5 au test de SPAN, une perte auditive moyenne inférieure à 60 dB HL et une intelligibilité comprise entre 96% et 100% à l'audiométrie vocale dans le silence. Nous avons exclu les oreilles ayant un audiogramme prédictif d'une zone morte cochléaire, des antécédents médicaux et chirurgicaux de nature otologique et/ou des acouphènes.

La passation des tests

Dans l'objectif de sélectionner les oreilles que nous allions intégrer à notre étude, chaque patient a été soumis à une anamnèse, une otoscopie au vidéo-otoscope, un test de SPAN en champ libre, une audiométrie tonale au casque, un test de phrase de Combesure au casque, une audiométrie vocale au casque dans le silence avec les listes cochléaires de Lafon.

Les oreilles respectant l'ensemble de nos critères d'inclusion ont ensuite été soumises à une audiométrie vocale au casque dans le bruit avec les listes cochléaires de Lafon selon trois conditions de RSB (-5 ; 0 ; +5). La parole a été fixée à l'intensité pour laquelle l'intelligibilité du patient est comprise entre 96 et 100% à l'audiométrie vocale dans le silence précédemment obtenue, tandis que l'intensité du bruit a été fixée à intensité variable en fonction du RSB.

Ensuite, un seuil absolu à 3000 Hz et 750 Hz a été réalisé à partir du logiciel SWPTC afin de fixer l'intensité du son test 10 dB au-dessus du seuil d'audition du patient comme préconisé par SEK A. et MOORE B.C.J. Puis, deux CPAR ont été mesurées à 3000 Hz afin de tester la répétabilité du test, ainsi qu'une CPAR à 750 Hz afin d'avoir une représentation des courbes d'accord à la fois dans les basses fréquences, et les hautes fréquences.

Les paramètres sonores utilisés dans le logiciel sont les suivants :

Son test (FT)				Bruit masquant (FM)						
Fréquence	Durée	Intervalle de temps entre deux sons tests	Intensité	Fréquence centrale minimale	Fréquence centrale maximale	Durée de présentation du masque	Bande passante du masque	Sens de balayage du masque	Vitesse de variation de l'intensité du masque	Intensité initiale du masque
3000 Hz	0,2s	0,2s	10 dB SL1	1500 Hz	4500 Hz	180s	320 Hz	Forward2	2 dB/s	50dB SPL
750 Hz	0,2s	0,2s	10 dB SL	375 Hz	1125 Hz	180s	150 Hz	Forward	2 dB/s	50 dB SPL

1. dB SL : (Sensati on Level) dB au-dessus du seuil d'audition.

2. Forward : Balayage fréquentiel allant des basses fréquences vers les hautes fréquences.

Tableau 1 : Paramètres sonores du son test et du bruit masquant

Pour finir, dans le but d'évaluer la faisabilité du test, nous avons demandé aux patients de bien vouloir quantifier le niveau subjectif de difficulté ressenti lors de la réalisation du test par le biais d'une échelle visuelle analogique.

Lors de ce protocole, les tests ont été réalisés oreilles nues séparées. A la suite de l'explication des consignes des différents tests (test de SPAN, audiométrie vocale et test SWPTC) les patients ont été soumis à une courbe d'entraînement. L'ordre de passation des tests vocaux dans le bruit à différents RSB (+5 ; 0 ; -5), ainsi que celui de l'oreille testée en premier ont été systématiquement randomisés. Toutes les oreilles ont été testées avec les mêmes listes cochléaires de Lafon afin d'éviter d'éventuels biais liés aux listes utilisées. Dans le cas des patients testés sur leurs deux oreilles, celles-ci ont été testées séparément sur deux rendez-vous différents. Pour les patients testés sur une unique oreille un seul rendez-vous fut suffisant.

3

Résultats

Répétabilité du test

Afin d'évaluer la répétabilité du test nous avons établi la relation entre le premier Q10 (Q10 n°1) et le deuxième Q10 (Q10 n°2) mesuré à 3000 Hz d'une part sur l'ensemble des oreilles testées, et d'autre part selon les différents degrés de surdité des oreilles (audition normale, surdité légère, surdité moyenne).

Pour ce faire, deux tests ont été utilisés selon la distribution de l'échantillon. L'échantillon correspondant à l'ensemble des oreilles testées ne suivait pas une distribution normale, nous avons donc utilisé le test non paramétrique de Wilcoxon-Man-Whitney. A l'inverse, les échantillons dissociant les oreilles selon leurs différents degrés de surdité suivaient une distribution normale et nous avons utilisé le test paramétrique « t de Student ».

Test utilisé	Echantillon	p-value
Test de Wilcoxon-Man-Whitney	Ensemble des oreilles testées	0,04115
	Oreilles regroupées selon leurs différents degrés de surdité	Audition normale Surdité légère Surdité moyenne

Tableau 2 : p-value correspondant à la différence entre les deux mesures de Q10 obtenues, selon différents échantillons testés

A partir des résultats obtenus, on peut dire que lorsqu'on s'intéresse à l'ensemble des oreilles testées, la p-value est inférieure à 0,05, les deux valeurs de Q10 peuvent donc être considérées comme statistiquement différentes. Tandis que pour les oreilles regroupées selon



différents degrés de surdité, la p-value est supérieure à 0,05, les deux Q10 peuvent donc être considérés comme non statistiquement différents.

Difficulté subjective ressentie par les patients

Nous avons ensuite cherché à estimer la faisabilité du test chez un sujet. Pour y parvenir, nous avons recueilli le niveau de difficulté subjectif ressenti par les patients à la suite du test. Nous pouvons ainsi à partir du tableau 3 en apprécier la répartition.

	Moyenne	Médiane	Ecart-type	Minimum	Maximum
Difficulté subjective	5,006	5	1,95	0	9

Tableau 3 : Répartition du niveau de difficulté subjectif ressenti par les patients lors du test SWPTC

Pour tenter d'en savoir davantage sur ce ressenti, nous avons également établi sous forme de « nuage de points » la relation entre le niveau de difficulté subjectif et le Q10 n°1 à 3000 Hz du patient, de même que la relation entre le niveau de difficulté subjectif et l'âge du patient, tel illustré (figures 4 et 5). Des droites de régression y ont été associées afin de constater les tendances générales, ainsi qu'un coefficient de corrélation R afin d'estimer le niveau de corrélation entre les deux paramètres.

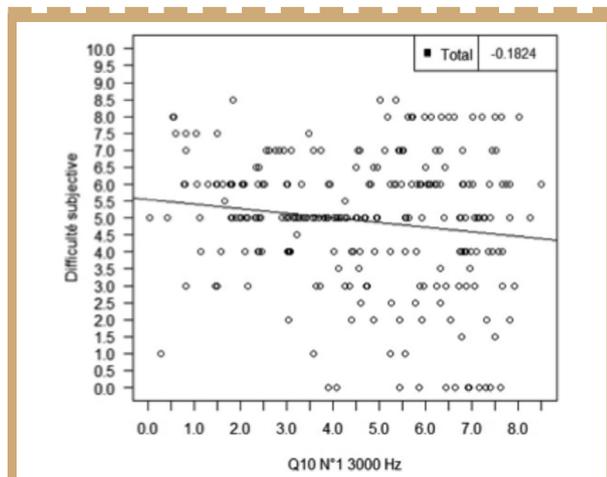


Figure 4 : Relation entre le Q10 n°1 à 3000 Hz et la difficulté subjective pour les premières oreilles testées (R = -0,1824)

Dans les deux cas, nous pouvons voir qu'il n'y a pas de relation étroite entre les variables comparées. En effet, la corrélation peut être considérée comme quasiment nulle comme en témoigne les « nuages de points » très diffus et les coefficients de corrélation R proche de 0.

Comparaison du test SWPTC à l'audiométrie tonale

Dans le but de comparer le test SWPTC et l'audiométrie tonale, nous avons regroupé les Q10 obtenus aux fréquences 3000 Hz et 750 Hz selon le degré de perte auditive moyenne leur correspondant, comme représenté dans le tableau 4.

Nous avons également déterminé sous forme de « nuage de points » la relation entre le Q10 aux fréquences 3000 Hz et 750 Hz et la perte auditive du patient à la même fréquence, illustré figures 6 et 7.

Tels en témoignent les « nuages de points » et les droites de régression associées, nous constatons que, plus la perte auditive à la fréquence testée est importante plus le Q10 est faible. L'observation est d'autant plus significative que le coefficient de corrélation R impliquant les deux paramètres est fort.

De la même façon, à partir du tableau on peut dire que plus la perte auditive moyenne est importante plus le Q10 est faible. On peut également ajouter que les résultats des Q10 obtenus sont globalement meilleurs à 3000 Hz qu'à 750 Hz.

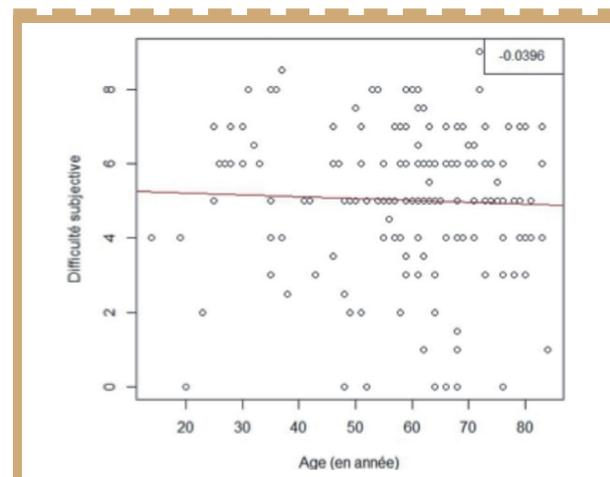


Figure 5 : Relation entre le niveau de difficulté subjectif et l'âge du patient (R = -0,0396)

Q10 n°1 à 3000 Hz					
Perte auditive moyenne	Moyenne	Médiane	Ecart-type	Minimum	Maximum
Audition normale	6,24	6,31	1,09	3,32	8,5
Surdité légère	4,55	4,43	1,81	0,27	7,65
Surdité moyenne	2,43	2,34	1,21	0,03	5,56
Q10 à 750 Hz					
Perte auditive moyenne	Moyenne	Médiane	Ecart-type	Minimum	Maximum
Audition normale	4,58	4,7	1,09	1,6	6,55
Surdité légère	4,03	4,15	1,19	0,94	6,25
Surdité moyenne	2,83	2,85	1,08	0,63	5,23

Tableau 4 : Résultats des Q10 n°1 à 3000 Hz et Q10 à 750 Hz en fonction de la perte auditive moyenne

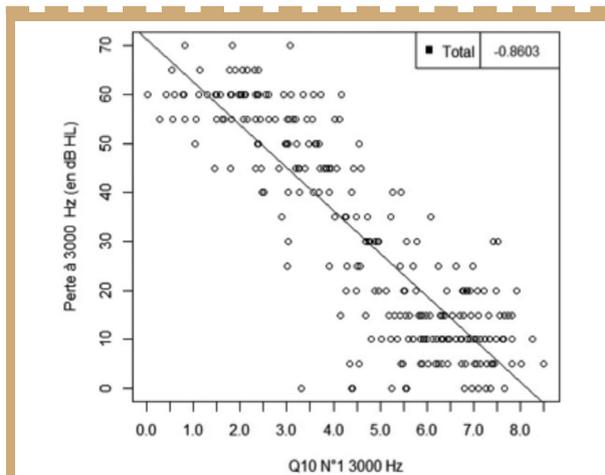


Figure 6 : Relation entre la perte auditive à 3000 Hz et le Q10 n°1 à 3000 Hz (R = -0,8603)

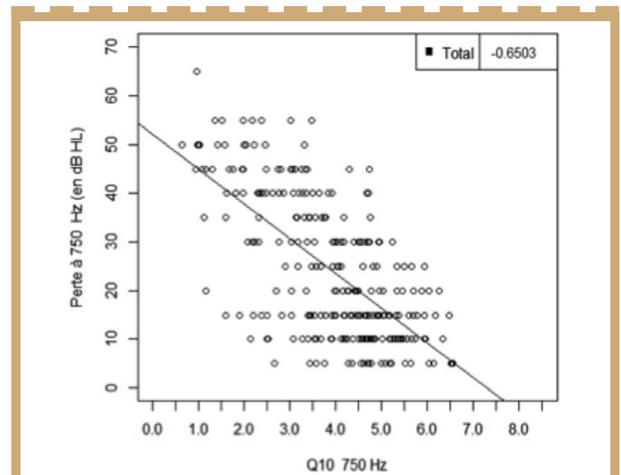


Figure 7 : Relation entre la perte auditive à 750 Hz et le Q10 à 750 Hz (R = -0,6503)

Comparaison du test SWPTC à l'audiométrie vocale

Pour exemple, le graphique de la figure 8 représente sous forme de « nuage de points » l'intelligibilité obtenue lors de l'audiométrie vocale dans le bruit en fonction du Q10 obtenu pour chacune des oreilles. Une droite de régression ainsi qu'un coefficient de corrélation R lui a été associé.

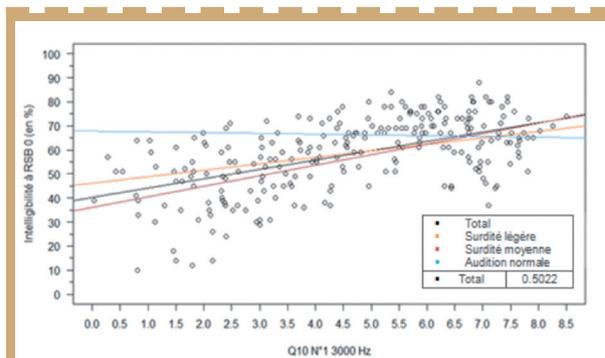


Figure 8 : Relation entre l'intelligibilité à RSB 0 et le Q10 n°1 à 3000 Hz (R = 0,5022)

Ici, la relation représentée correspond à l'intelligibilité à RSB 0 et au Q10 n°1 à 3000 Hz. De la même manière, lors de l'étude, nous avons évalué la relation entre le Q10 à 3000 et 750 Hz et l'intelligibilité du patient dans trois conditions de RSB (+5, 0, -5). Au travers de ces différentes relations, nous avons pu mettre en évidence que, plus l'intelligibilité est dégradée plus le résultat du Q10 n°1 à 3000 Hz ou du Q10 à 750 Hz est faible.

4

Discussion

Les résultats obtenus lors de l'évaluation de la répétabilité des mesures du test SWPTC sont controversés. En effet, lors de l'utilisation du test « t de Student » appliqué sur les différents groupes de surdité la p-value obtenue indique que les deux valeurs de Q10 mesurées ne sont pas statistiquement différentes, à l'inverse du test de Wilcoxon-Man-Whitney employé sur l'ensemble des oreilles testées.

Notre but étant de vérifier que le test soit répétable à surdité identique, il me semble correct de retenir qu'il n'y a pas de différence significative ainsi que le révèle le test paramétrique « t de Student ». En effet, nous pouvons imaginer que les difficultés rencontrées lors de la réalisation de ce test sont propres à chaque niveau de perte auditive, c'est pourquoi il paraît préférable d'homogénéiser ces résultats quelque peu disparates sous forme de groupes aux valeurs comparables.

Selon Brian MOORE, le test produit des mesures fiables et identiques aux courbes d'accord psychoacoustiques classiques. Donc nous pouvons en conclure que le logiciel permet d'augmenter de manière fiable la vitesse d'acquisition du Q10.

L'analyse des résultats nous permet de dire également que le niveau de difficulté subjectif peut être classifié comme moyen. Le test peut être considéré comme globalement abordable pour la population cible.

Aucun lien n'a été retrouvé entre la difficulté subjective et les résultats au Q10, de même qu'entre la difficulté subjective et l'âge. Toutefois, il existe des facteurs de confusion autres que le Q10 et l'âge que nous n'avons pas étudié qui pourrait éventuellement influencer sur le niveau de difficulté subjectif.

Lors de l'étude, nous avons pu nous rendre compte que le test demande une grande concentration, d'où la nécessité d'espacer les rendez-vous. De plus, une absence de résultats lors de l'entraînement a fréquemment été retrouvé, mettant l'accent sur l'intérêt de celui-ci pour la compréhension et l'intégration des consignes. En réalisant davantage d'investigations, nous n'avons retrouvé aucun profil de personnes n'ayant obtenu aucun résultat au test.

On a également pu noter que le Q10 a tendance à diminuer quand l'âge augmente. Cependant, cette constatation est à nuancer puisque l'âge peut être lui-même en relation avec la perte auditive.

Dans une deuxième partie, les résultats nous ont permis de constater que, plus la perte auditive est importante plus le Q10 est faible. Les résultats des Q10 obtenus semblaient être en concordance avec la perte auditive associée et comme on pouvait s'y attendre les oreilles normo-entendantes ont obtenu des résultats relativement bons. En effet, la moyenne du Q10 à 3000 Hz est de 6.24 et de 4.7 à 750Hz.

De la même manière, on a pu mettre en évidence que plus l'intelligibilité de la parole dans le bruit est mauvaise plus le Q10 est faible. A savoir si la relation observée pourrait permettre la création d'abaques.



5 Conclusion

Le logiciel SWPTC inventé par Aleksander SEK et Brian MOORE est un outil qui semble prometteur puisqu'il permet à l'audioprothésiste de mesurer rapidement les CPA et ainsi de pouvoir quantifier les capacités de sélectivité fréquentielle pour un individu. On pourrait notamment envisager les répercussions que ces dernières peuvent avoir sur la discrimination de la parole dans le bruit. Le logiciel est facile d'accès pour l'audioprothésiste. Il ne nécessite aucun équipement spécifique : seul un PC équipé d'une carte son et d'un casque de bonne qualité est requis. Il permet à l'examineur d'avoir accès à un très grand choix de paramètres concernant le son masquant et le son test.

On peut ajouter que le Q10 peut donner des informations permettant à l'audioprothésiste de présager des difficultés à appareiller un patient, mais aussi d'adapter son discours vis-à-vis du patient et de son entourage, ou encore d'orienter le patient vers des aides complémentaires.

Pour conclure, le logiciel SWPTC semble être un bon outil à développer au profit de l'audioprothésiste. Des études complémentaires permettraient de connaître l'influence de ce test sur la prise en charge prothétique, toujours dans l'objectif d'améliorer la satisfaction du patient.

6 Bibliographie

Gelis, C. (1993). Bases techniques et principes d'application de la prothèse auditive. Montpellier : Sauramps Médical.

Kluk, K., Moore, B.C.J. (2005). Factors affecting psychophysical tuning curves for hearing-impaired subjects with high-frequency dead regions. *Hearing research*, 200, 115-131.

Moore, B.C.J. (1997). *An introduction to the psychology of hearing (4th edition)*. London: Academic press.

Sek, A. (2014). Sweeping noise method for psychophysical tuning curves determination: updated implementation on a PC. *Forum Acusticum*.

Sek, A., Alcántara, J.I., Moore, B.C.J., Kluk, K. & Wicher, A. (2005). Development of a fast method for determining psychophysical tuning curves. *International journal of audiology*, 44 (7), 408-420.

Sek, A., Moore, B.C.J. (2011). Implementation of a fast method for measuring psychophysical tuning curves. *International journal of audiology*, 50 (4), 237-242.

ASSURANCES
aides auditives

Cabinet
BAILLY

Fondé en 1907 – 52600 HORTES

Des garanties complètes :

PERTE (toutes causes)
VOL
CASSE
PANNE

Des durées au choix :
1 an ou 4 ans
Appareils assurés pendant le prêt

Audioprothésistes,
économisez jusqu'à 40% sur
votre multirisque professionnelle !

Tél : 03.25.87.57.22
Fax : 03.25.84.93.34
Courriel : ab2a.bailly@orange.fr
Site internet : www.ab2a.fr

**A partir de 25€/an
CONTRAT
PARTENAIRES***

* Pour vous : notre contrat multipro
Pour vos clients : des garanties et tarifs revus
CONTACTEZ NOUS !!!

SARL au capital de 1.800.000 € RCS Chaumont 451 620 298
N° ORIAS : 07013032 <http://www.orias.fr>



> Dossier

Communications présentées lors du Congrès des Audioprothésistes 2017

Capucine ROBIN



Audioprothésiste D.E.
École d'audioprothèse
de Lyon
Capucine.robin@yahoo.fr

Mémoire réalisé sous la
direction de Monsieur
Frank Lefèvre

La perception des traits de voisement et de non voisement des consonnes chez les patients implantés cochléaires purement électriques versus électro-acoustiques

1 Introduction

Les informations liées à la hauteur tonale ne sont pas bien perçues par les sujets implantés cochléaire (IC).

Or c'est un élément qui joue un rôle majeur pour différents mécanismes tels que la distinction des consonnes non-voisées avec leurs homologues voisés, la séparation d'événements sonores simultanés, le démasquage, l'identification du genre de locuteurs ou encore l'identification de l'intonation.

Nous supposons qu'en rendant disponible les informations en acoustique liées au fondamental laryngé avec l'implant électro-acoustique (EAS), nous devrions augmenter certaines de ces capacités.

Nous avons cherché à savoir si la perception des traits voisés et non voisés des consonnes pouvait être améliorée par l'ajout des basses fréquences par une stimulation acoustique, ou bien, si les informations transmises par l'implant permettaient d'atteindre des niveaux équivalents.

Nous voulions aussi étudier s'il existait une différence de performance pour la reconnaissance du voisement des consonnes entre les sujets IC et les sujets EAS.

2 Partie théorique

2.1. Le fondamental laryngé

Lors de la production acoustique de la parole, un flux d'air issu des poumons est modulé par les vibrations des cordes vocales au niveau glottique. Le flux d'air est converti en impulsions acoustiques lors de son passage par les cordes vocales. La parole est la résultante du filtrage de ce flux d'air par le tractus vocal, constitué de cavités de résonance, lesquelles construisent le spectre du flux d'air modulé (Drugman et al, 2014). Le nombre d'impulsions acoustiques par seconde, ou cycle glottique périodique, caractérise la fréquence fondamentale (F0). L'excitation des cavités supra-glottales filtre la source vocale et produit les composants d'harmoniques qui sont des multiples entiers de la F0 (Boe et al, 1975). L'aspect perceptif de la F0 réfère à la notion de hauteur tonale (HT).

2.2. Traitement du fondamental laryngé au niveau périphérique chez le normo-entendant

Le spectre d'un son complexe est composé d'harmoniques. Les filtres auditifs de la cochlée s'élargissent avec l'augmentation de la fréquence centrale. À chaque fois qu'une harmonique correspond à la fréquence centrale d'un filtre auditif, le pattern d'excitation affiche un pic d'activité le long de la membrane basilaire. Les harmoniques qui suscitent de tels pics dans le pattern d'excitation sont dits résolus (Walker et al, 2011).

Pour les fréquences les plus élevées, la largeur des bandes passantes des filtres commence à excéder l'espace interharmonique, alors, plusieurs harmoniques commencent à interagir au sein d'un même filtre. À ce stade, les pics en réponse aux harmoniques individuels deviennent beaucoup moins distincts et finissent par disparaître. De tels harmoniques sont dits non résolus (Walker et al, 2011).

Pour chaque harmonique résolu, le filtre auditif centré sur la fréquence de l'harmonique répond principalement et engendre une réponse qui se rapproche d'un son pur. Lorsque les harmoniques deviennent non résolus, ils interagissent dans un même filtre auditif, constituant une forme d'onde complexe avec une enveloppe temporelle dont la modulation en amplitude correspond à la fréquence fondamentale.

L'extraction des informations de périodicité se base sur la structure fine temporelle (TFS) des harmoniques résolus, mais aussi, sur des informations d'enveloppe temporelle provenant des hauts harmoniques non résolus. La mise en commun des informations temporelles de chaque filtre permettrait de déduire la périodicité la plus dominante, qui, dans la plupart des cas, correspond à la F0. La présence d'harmoniques résolus déterminée grâce aux informations de la TFS, produit une perception de la HT dite « saillante ». Dans le cas d'un son complexe avec des harmoniques non résolus, la HT semble être déterminée par les informations d'enveloppe temporelle plutôt qu'avec celles de la TFS. Celui-ci procurerait une sensation de HT relativement faible (Bernstein et al 2003).

La F0 ne doit pas nécessairement être physiquement présente pour être perçue. En effet, par l'évaluation du

Communications présentées lors du Congrès des Audioprothésistes 2017



plus grand diviseur commun des harmoniques, la F0 sous-jacente peut être déduite. Ce phénomène est connu sous le nom de « hauteur du fondamental absent » (Plack et al, 2006). Celui-ci permet de préserver l'identité des sons lorsqu'ils sont partiellement masqués (Oxenham 2008). En présence de bruit de fond fluctuant, ce sont donc les fluctuations d'enveloppe temporelle issues des harmoniques non résolus qui transmettent les informations de la HT (Burns et al, 1981). Ainsi, plusieurs aspects de la HT sont déduits à partir des informations temporelles dans le nerf auditif, en plus des

informations issues de la tonotopie. Les normo-entendants possèdent donc une redondance d'informations qu'ils peuvent utiliser à différents degrés.

2.3. Rôle du fondamental laryngé dans la distinction des consonnes occlusives et fricatives avec leurs homologues voisés

La présence ou l'absence du fondamental laryngé est un indice distinctif entre les consonnes partageant le même mode et le même lieu d'articulation. Acoustiquement, le voisement est matérialisé par une bande d'énergie dans les basses fréquences sur un spectrogramme. Articulairement, le voisement est principalement produit par la vibration périodique des cordes vocales. Les consonnes concernées sont les occlusives /p/ /b/, /t/ /d/ et /k/ /g/, ainsi que les fricatives /f/ /v/, /s/ /z/, et /ʃ/ /ʒ/.

Dans le cas des occlusives en position initiale de syllabe, l'indice dominant est le « voice onset time » (VOT), il représente l'intervalle de temps entre le relâchement de l'occlusion et l'apparition du signal glottal engendré par des voyelles consécutives (Quatieri 2008). Nous distinguons dans la langue française :

Le « Lead VOT » : le voisement apparaît pendant la constriction totale avant le relâchement de l'occlusion. Il engendre la perception d'une consonne voisée.

Le « short lag VOT » : le voisement apparaît avec le relâchement de l'occlusion (ou légèrement décalé). Il procure la perception d'une consonne non voisée.

Dans le cas des consonnes non-voisées, la durée du bruit de désocclusion ou du bruit de friction est plus longue et plus intense que pour ses homologues voisés ; en effet, les consonnes non voisés ont plus d'énergie que celles voisés en raison des vibrations des cordes vocales qui participent à la diminution de la pression sous glottique, et donc à la diminution de l'intensité acoustique (Williams et al, 1984).

Lorsque la consonne se trouve en position intervocalique ou en position finale d'une syllabe, deux indices temporels entrent en jeu pour distinguer le trait voisé du non voisé : la durée de la voyelle précédente (plus brève chez

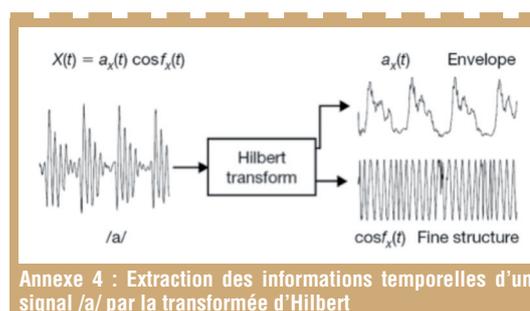
les occlusives non voisés) et la durée d'occlusion ou de silence (lors de la constriction totale, le flux d'air est bloqué et une période de silence se produit ; cette période est plus brève pour les occlusives voisés que pour les occlusives sourdes).

2.4. Les différentes stratégies de codage des implants Med-el et leurs implications dans la perception de HT

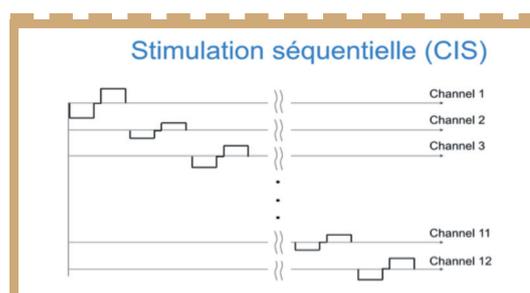
2.4.1. La stratégie HDCIS : High-Definition Continuous Interleaved Sampling

Le signal d'entrée est fractionné en 12 bandes de fréquence, au moyen de filtres passe-bande. Pour chacune de ces bandes, les informations d'enveloppe temporelle sont extraites par la transformée d'Hilbert [Annexe 4]. Les variations d'enveloppe subissent une compression non linéaire, afin d'adapter la dynamique acoustique à la dynamique électrique définie par les réglages du patient. Ces variations d'enveloppe sont utilisées pour moduler l'amplitude des trains d'impulsions électriques biphasiques délivrées aux électrodes correspondantes.

Ces impulsions sont présentées à une vitesse fixe élevée (autour de 1500 Hz) sur chaque électrode. Elles sont ordonnées afin d'éviter le chevauchement des séquences d'impulsions, et afin de limiter les phénomènes d'interaction. Le mode de stimulation est dit séquentiel (Magnusson 2011) [Annexe 5].



Annexe 4 : Extraction des informations temporelles d'un signal /a/ par la transformée d'Hilbert



Annexe 5 : Représentation de la stimulation séquentielle (support fourni par med-el)



2.4.1.1. Implication pour la HT

La stratégie HDCIS présente une bande passante de 250-300 Hz à 8500 Hz. La HT y est difficilement représentée (pour des HT supérieures à 250 Hz) et de façon rudimentaire par le codage spatial.

2.4.2. La stratégie FSP : Fine Structure Processing

La stratégie FSP imite le mécanisme de phase-locking, qui code l'information temporelle, notamment dans les basses et moyennes fréquences, par l'utilisation de « Channel-Specific Sampling Sequences » (CSSS). Ces CSSS représentent une série d'impulsions émises par l'implant à chaque passage à zéro lors de la phase descendante du signal de la structure fine [Annexe 6]. La longueur de ces séquences est relative à chaque canal et la vitesse de répétition de ces séquences correspond à la TFS du signal dans la bande de fréquence correspondante. Chaque canal possède la même vitesse de stimulation, en conséquence, les CSSS peuvent représenter la TFS sur 1 à 3 électrodes selon les réglages du patient. La plage de fréquence couverte par le codage de la TFS est de 70 Hz à 198 Hz avec une électrode et de 70 Hz à 492 Hz avec trois électrodes (Riss et al, 2014). La représentation spatiale est améliorée par un système de canaux virtuels.

En effet, à l'aide de filtres ayant des courbes de réponse en fréquence triangulaire [Annexe 7], l'excitation pondérée simultanée de deux électrodes adjacentes peut produire une sensation de HT qui est intermédiaire à celle qui aurait été perçue lorsque l'on stimule ces deux mêmes électrodes individuellement (Choi et al, 2009).

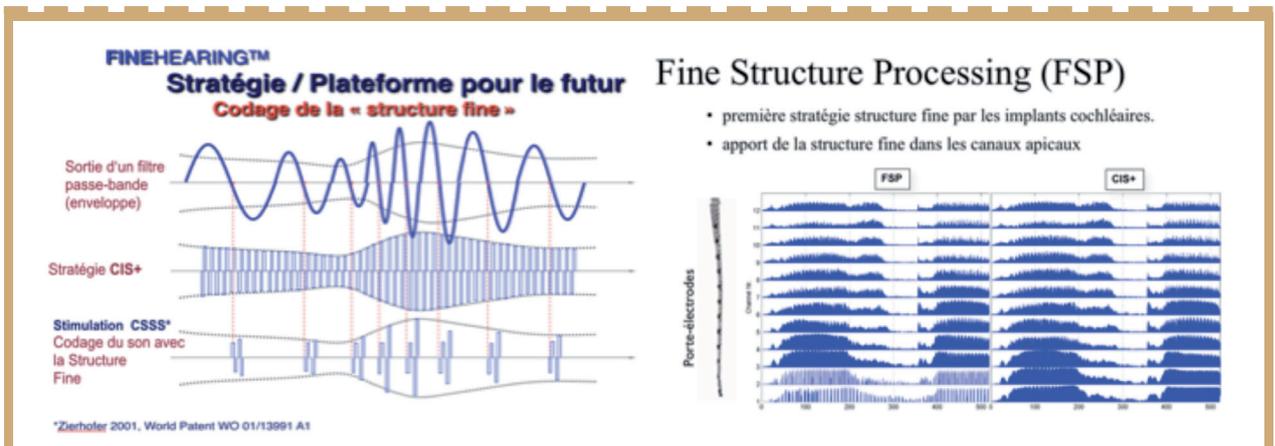
2.4.2.1. Implication pour la HT

En rendant possible une représentation à la fois temporelle (jusqu'à 500 Hz suivant le nombre d'électrodes stimulées au moyen des CSSS) et à la fois spatiale (au moyen des canaux virtuels), le codage fréquentiel devrait être plus robuste qu'avec la stratégie HDCIS. De plus, la stratégie FSP présente une bande passante plus étendue allant de 70-100 Hz jusqu'à 8500 Hz par rapport à la stratégie HDCIS (Riss et al, 2014).

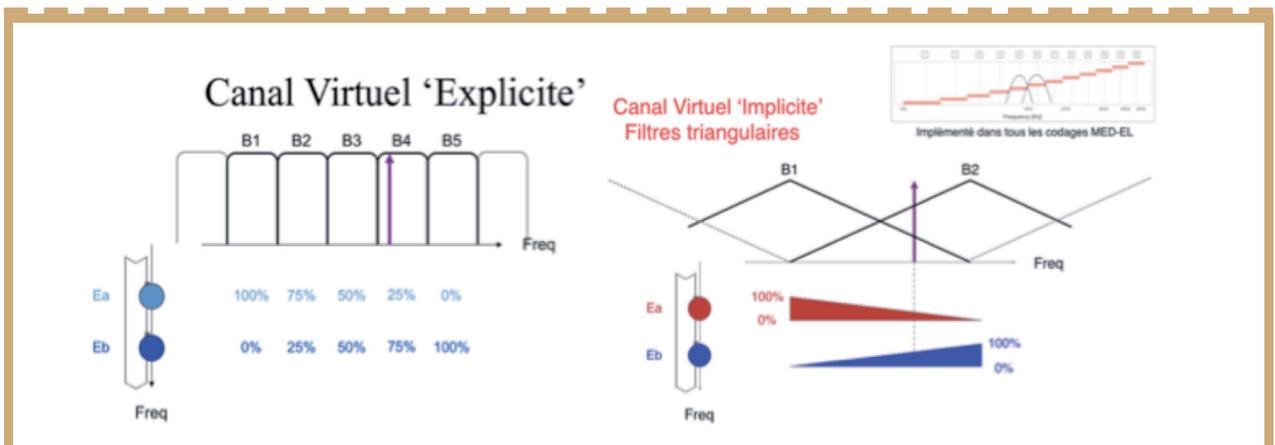
2.4.3. La stratégie FS4

La stratégie tend à étendre les informations de TFS sur les 4 électrodes les plus apicales. Celle-ci permet de représenter ces informations jusqu'à environ 950 Hz. Il est devenu possible de représenter la TFS sur les 4 premiers canaux en répartissant la vitesse d'impulsion ; une vitesse très élevée de 6000 pps est présentée sur les 4 premiers canaux et le reste des électrodes possède une vitesse de 750 pps.

De façon similaire à la stratégie FSP, les canaux spécifiques à la TFS analysent chaque passage à zéro de chaque bande de fréquences, mais à une vitesse d'échantillonnage supérieure, conduisant à une résolution temporelle plus fine [Annexe 8]. Dans le cas où un passage à zéro est détecté simultanément sur plusieurs de ces 4 canaux, seul le canal avec la plus grande amplitude permet à l'électrode correspondante d'envoyer une stimulation.



Annexe 6 : Représentation du processus de codage de la structure fine (support fourni par med-el)

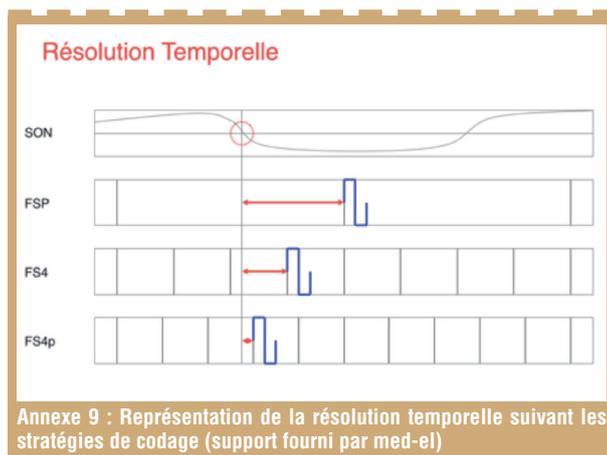
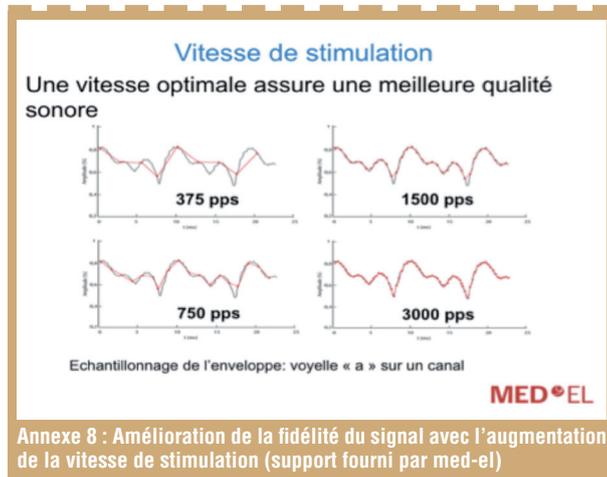


Annexe 7 : Représentation du mécanisme des « virtual channels » (support fourni par med-el)



2.4.3.1. Implication pour la HT

L'amélioration de la résolution temporelle permet d'être plus précis pour les détections de passage à zéro (le but étant de coder le domaine temporel de la HT). [Annexe 9]

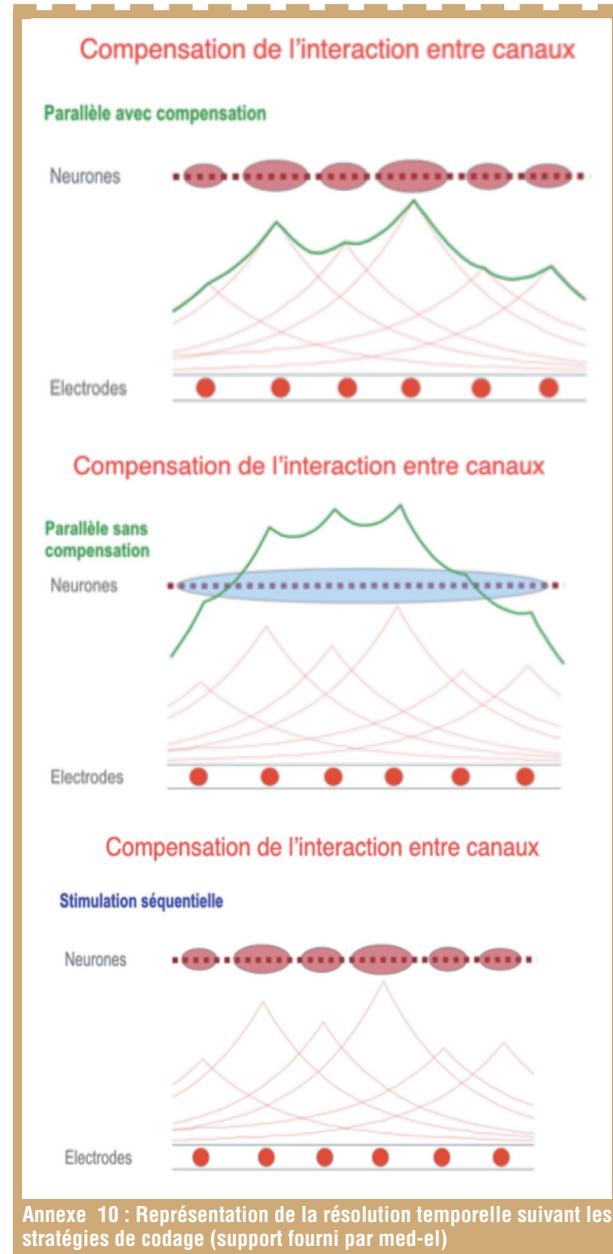


2.4.4. La stratégie FS4p

Le « p » signifie parallèle et implique, qu'au maximum, deux canaux peuvent être stimulés simultanément, dans le cas où les CSSS coïncident temporellement. De ce fait, les informations de la TFS peuvent être représentées encore plus précisément. En effet, pratiquement chaque passage à zéro dans les canaux spécifiques à la TFS amène une stimulation synchronisée des électrodes correspondantes (Riss et al, 2014). La stimulation simultanée engendre une sommation des potentiels électriques car les fluides de la rampe tympanique ont un caractère hautement conducteur. Cependant, cet effet est compensé par la réduction des amplitudes de stimulation [Annexe 10].

2.4.4.1. Implication pour la HT

Comme représenté sur l'annexe 8, plus le système possède une répétitivité temporelle élevée (ou nombre d'observations par seconde), plus le codage de la structure fine sera fidèle en déchargeant, pour chaque passage à 0, lors de la phase descendante du signal de la structure fine. La HT devrait être codée plus précisément dans le domaine temporel. La HT est donc codée dans le domaine spectral avec la stratégie HDCIS, et est codée dans le domaine temporel et spectral avec les stratégies FSP, FS4 et FS4p.



2.5. Restitution de l'information imparfaite du fondamental laryngé

2.5.1. La résolution fréquentielle

La résolution fréquentielle est attribuée à la capacité du système auditif à séparer des sons en se basant sur leur fréquence. La représentation de la HT ne peut pas être basée sur le modèle de déduction relatif aux harmoniques résolus, existant chez le NE. En effet, en raison des limitations liées à la résolution fréquentielle, les harmoniques des sons complexes ne peuvent être résolus par les filtres des implants cochléaires. La HT pourrait donc être représentée par la fréquence fondamentale en elle-même.

Les informations fréquentielles de la F0 peuvent être représentées, de façon limitée, par le codage spatial. Cependant, la limite du nombre d'électrodes ainsi que leur profondeur d'insertion rendent ce codage très rudimentaire et peuvent engendrer un décalage entre l'information temporelle et fréquentielle. Actuellement, la résolution spectrale disponible chez les patients implantés est influencée



par le nombre d'électrodes implantées, par la quantité de neurones indemnes au voisinage des électrodes et par la quantité de courant s'étendant autour de l'électrode stimulée (Fu et al, 2005).

2.5.2. La perception du fondamental laryngé chez les patients implantés électro-acoustiques (EAS)

2.5.2.1. Effet synergique de la stimulation mixte

Actuellement, il est admis que la combinaison d'une stimulation électrique et d'une stimulation acoustique, soit dans la même oreille (stimulation mixte), soit dans les oreilles opposées (stimulation bimodale), améliore les scores relatifs à la compréhension de la parole, et notamment, en présence de bruit de fond concurrent, par rapport aux scores obtenus sous stimulation électrique seule (Gfeller et al, 2002). Les informations basses fréquences transmises par stimulation acoustique sont pratiquement inintelligibles en tant que telles. Cependant, en les additionnant au signal électrique, les scores de compréhension de la parole augmentent considérablement. Cette amélioration peut être qualifiée de synergique ; en effet, le bénéfice engendré est supérieur à la sommation des performances en condition de stimulation acoustique seule et en condition de stimulation électrique seule (SE) (Turner et al, 2008).

En présence de bruit fluctuant, l'apport acoustique des basses fréquences améliore les performances. Ainsi, on suggère que cette amélioration est liée à la disponibilité des informations de la FO, restituées par la stimulation acoustique des basses fréquences (Hartmut et al, 2009).

2.5.2.2. La perception de la HT avec une disparité entre son codage acoustique et son codage électrique

D'après Lee et al, 2010 la profondeur d'insertion du porte électrode s'étend de 8 à 21 mm, ce qui correspond à des lieux cochléaires allant respectivement de 1500 Hz à 500 Hz environ. Par conséquent, une discordance spectrale est introduite au niveau des fibres du nerf auditif, entre l'amplification acoustique et la stimulation électrique. Cette discordance engendre donc des distorsions puisque la fréquence centrale et les fréquences de coupure des filtres auditifs de la cochlée ne concordent pas avec la banque de filtres attribués par l'implant lors d'une stimulation mixte. Il existerait donc deux représentations pour une HT provenant de la même source. Cependant, le système auditif semble être capable d'intégrer ces informations de la HT acoustique et électrique pour ne créer qu'une seule perception de la HT (Reiss et al, 2014).

Selon les études de Reiss et al (2008) & Lee et al (2010) la majorité des patients ayant une stimulation mixte développent, avec l'expérience, une perception de HT qui tend à être plus grave avec le temps, permettant de réduire le décalage spatial électro-acoustique après plusieurs mois d'expérience. Dans leurs études, la perception de la HT pouvait diminuer jusqu'à 2-3 octaves, en comparaison à la HT initialement perçue.

2.5.2.3. Application à la perception des consonnes

Les indices d'enveloppe qui sont présents dans les basses fréquences, entre 2 et 50 Hz, fourniraient les informations relatives au temps de voisement utile à la discrimination de certaines consonnes. Quant aux indices de périodicité, présents entre 50 et 500 Hz, ils offrent des informations sur le mode d'articulation, sur le voisement des consonnes et sur l'intonation. La TFS, présente pour des fréquences de 600 à 10000 Hz, transporterait des informations sur le lieu d'articulation des consonnes (Inverso et al, 2010).

Toutes ces informations sont utilisées comme des repères pour l'amorce du voisement et sa durée. Ces indices devraient donc donner accès aux informations du VOT. Le codage temporel des implants devrait permettre aux sujets IC d'accéder à suffisamment d'informations pour la perception du voisement des consonnes, ainsi qu'à son mode articulaire. Si tel est le cas, on peut s'interroger sur l'intérêt d'ajouter des informations acoustiques, transportant des informations sur le voisement (FO). Selon Zhang et al (2010) les patients IC recevraient relativement bien ces informations, mais de manière imparfaite.

3

Partie expérimentale : étude rétrospective et prospective

3.1. Introduction

L'étude rétrospective porte sur l'analyse des confusions phonétiques recueillies dans les travaux du Dr JS.Henry (2014). Lors de cette étude, il s'est intéressé à l'incidence de la stimulation mixte des zones de recouvrement électrique et acoustique sur l'intelligibilité. Ses études cliniques ont montré une amélioration de l'intelligibilité pour la stimulation mixte de ces zones de recouvrement et ont aussi mis en évidence une amélioration significative sur le nombre d'erreurs concernant les indices temporels dans ces zones lorsque l'on passe d'une stimulation électrique (SE) à une stimulation mixte (SM). Il conclut sur l'intérêt de ne pas nécessairement chercher à limiter l'importance de l'étendue de ces zones et qu'il serait judicieux, en vue d'une probable dégradation future de l'audition, de préconiser l'insertion d'un porte électrode long et atraumatique, tout en activant les électrodes les plus apicales.

3.2. Objectifs des études

La vocation de l'étude rétrospective est d'étudier la contribution des informations portées par les basses fréquences, stimulées acoustiquement, sur la perception du voisement des consonnes. Nous nous intéressons donc aux scores de reconnaissance du trait sonore (ou voisé) et du trait sourd (ou non voisé) des consonnes au sein d'une même population implantée cochléaire, testée en condition purement électrique, par rapport à la condition mixte.

La vocation de l'étude prospective est de vérifier s'il existe ou non une différence entre la perception du voisement des consonnes entre les sujets implantés cochléaires et les sujets EAS.

3.3. Population 1

Cette étude clinique comprend 12 patients implantés cochléaires Med-el âgés de 13 à 80 ans (en moyenne 53,1 ans +/- 23,9) dont 7 femmes et 5 hommes. L'échantillon comprend 6 patients acclimatés à la stimulation mixte et 6 patients implantés cochléaires stimulés purement électriquement et possédant des restes auditifs dans les basses fréquences sur la même oreille. Une audition résiduelle pour cette étude était définie comme la persistance en audiométrie au casque d'un seuil tonal minimum de 90 dB sur la fréquence 250 Hz et de 110 dB sur la fréquence 500 Hz.

3.4. Population 2

Cette étude clinique comprend 24 patients implantés cochléaires Med-el âgés de 8 à 82 ans (en moyenne 33,16 ans +/- 23,86) dont 12 femmes et 12 hommes.



3.5. Procédure

Une audiométrie vocale était réalisée grâce au test syllabique. Les confusions phonétiques étaient relevées pour les listes 3 et 4 sous 3 conditions pour chaque patient : sous stimulation électrique (SE) puis sous stimulation mixte (SM) pour la population 1, et, sous SE pour la population 2. L'oreille controlatérale était obturée par de la pâte à empreinte ou alors masquée. Le signal était envoyé à 65 dB SPL à un azimut de 0° et le patient était placé à 1,50 m du haut-parleur. La consigne donnée au patient était la suivante « Je vais vous faire entendre des syllabes. À chaque fois, la syllabe est prononcée trois fois à l'identique, par exemple ta-ta-ta. C'est toujours une consonne suivie d'un son de voyelle. Vous répétez la syllabe que vous croyez entendre. »

3.6. Le test syllabique

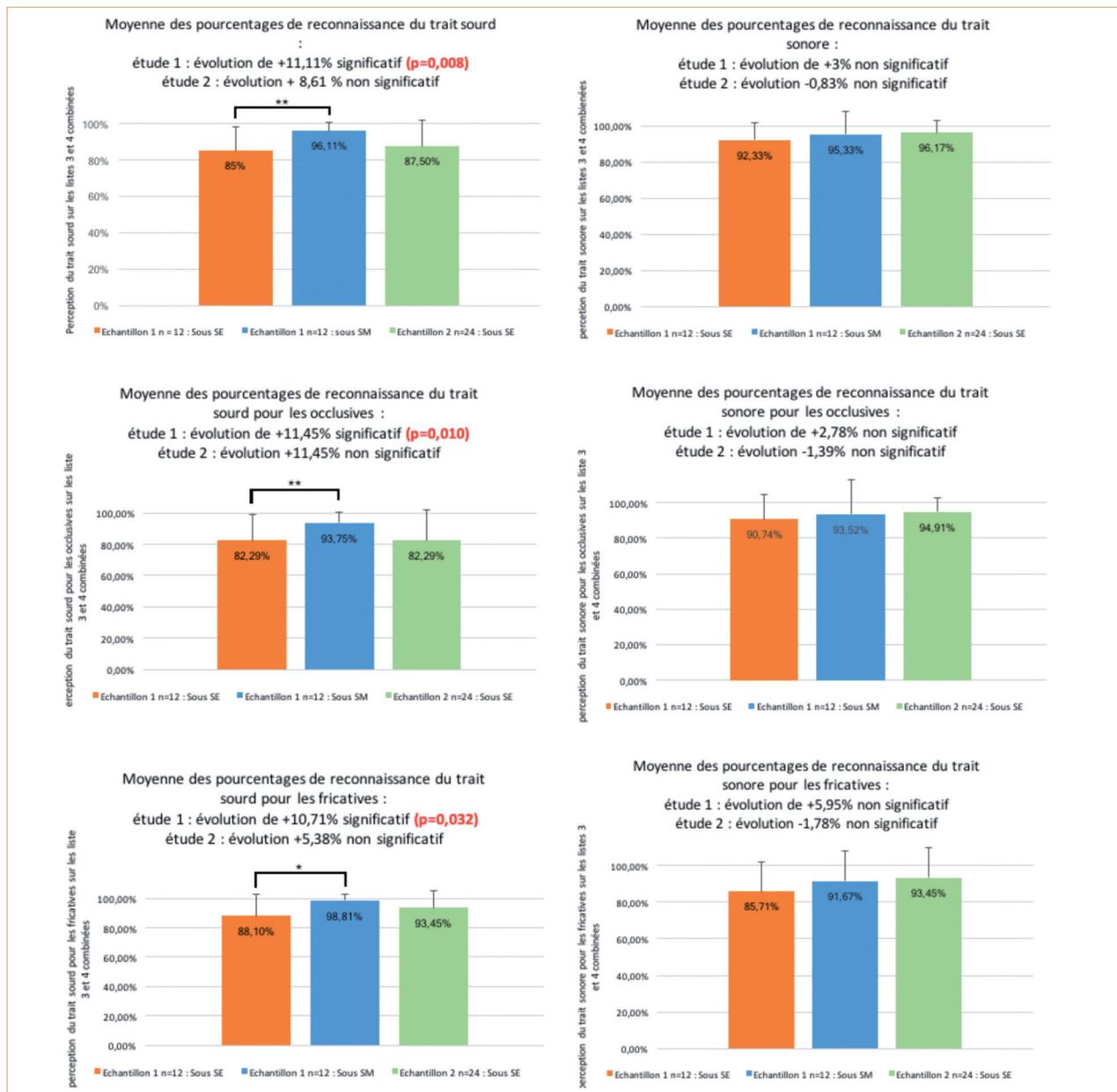
Le Test syllabique a été conçu par Monsieur Frank Lefèvre, ce test

est reproductible et sensible. Il s'agit de 7 listes de tri-syllabes identiques (T.S.I.), équilibrées en terme de représentativité des phonèmes du français et surtout en terme de degré de difficulté perceptive.

4

Résultats

Nous avons donc étudié les TSI perçues pour chaque TSI erronées. Les résultats représentent le nombre moyen de transformation du trait sourd et du trait sonore et inversement. Les scores sont exprimés en pourcentages de reconnaissance en fonction du nombre d'erreurs qu'il était possible de faire dans les listes 3 et 4 combinées. La comparaison statistique des données a été étudiée avec le test de Wilcoxon pour l'étude rétrospective et avec le test U de Mann et Whitney pour l'étude prospective.





5.1. Perception du trait sourd

5.1.1. Cas de l'étude rétrospective

Les données mettent en évidence une meilleure perception du trait sourd chez les sujets sous SM que sous SE. En effet, les résultats indiquent qu'il existe une différence significative ($p=0,008$) au test de Wilcoxon entre la condition sous SM de +11,11% par rapport à la condition sous SE.

L'analyse des transformations du trait sourd a été divisée suivant le mode articulaire. Il est intéressant de noter que le trait sourd dans le cas des occlusives a été moins bien perçu sous SE ($p=0,010$) de 11,45% que sous SM. Le trait sourd dans le cas des fricatives a également été moins bien perçu sous SE ($p=0,032$) de 10,71% que sous SM. Les proportions étant équivalentes, cela signifie que l'apport des informations acoustiques est équivalent, que ce soit pour la perception des occlusives ou des fricatives.

5.1.2. Cas de l'étude prospective

Nous n'observons pas de différences significatives entre les performances des sujets sous SE de l'échantillon 2 ($n=24$) et les performances des sujets sous SM de l'échantillon 1 ($n=12$). Il existe bien un écart entre les performances des deux groupes, en faveur de la stimulation mixte (+8,61%), cependant celui-ci n'est pas significatif. On peut assigner ces résultats aux différentes performances initiales des deux populations indépendantes, mais aussi, à l'influence du petit nombre de patients dans les échantillons.

5.2. Perception du trait sonore

5.2.1. Cas de l'étude rétrospective et prospective

Les données ne mettent pas en évidence une meilleure perception du trait sonore quelles que soient les conditions d'écoute. Il convient de noter que les scores de reconnaissance sous SE de l'échantillon 1 ($n=12$) et de l'échantillon 2 ($n=24$) sont très élevés. Ils sont en moyenne de 92,33% et 96,17% respectivement. Par conséquent, une contribution significative de l'apport des basses fréquences acoustiques est difficile à démontrer. Il aurait fallu utiliser une épreuve de difficulté supérieure (un test vocal dans le bruit par exemple) afin d'observer un éventuel apport. Cependant, pour comparer nos résultats à ceux de la population 1 ($n=12$), nous devons suivre un protocole identique à l'étude rétrospective.

5.3. Discussion générale

Une question émerge de ces résultats, comment peut-on expliquer que les sujets sous SE perçoivent moins bien le trait sourd que sous SM ? Pour quelles raisons les sujets sous SE transforment-ils plus le trait sourd en un trait sonore ?

Un premier élément de réponse pourrait être la fréquence d'occurrence des consonnes du français. En effet, dans la langue française, on dénombre 6 consonnes sourdes et 12 consonnes sonores. On peut imaginer, dans une certaine mesure, que pour une tâche d'identification de logatomes, le cerveau ne soit pas en capacité d'accéder à d'autre stratégie (telle que la suppléance mentale) et qu'il soit plus facilement attiré vers l'item le plus fréquent. Autrement dit, le sujet sous SE pourrait avoir davantage d'incertitude quant à l'identification des consonnes et, s'il se hasarde à répondre,

il a statistiquement 2/3 de chances de répondre par une consonne sonore et 1/3 de chances de répondre par une consonne sourde.

Trois sujets de l'échantillon 1 possèdent une bande passante ne démarrant qu'à partir de 250 ou 300 Hz. Il est possible que ces trois sujets puissent, en condition électrique seule, faire baisser les scores de perception du trait sourd. Nous avons donc calculé à nouveau les scores sans les données de ces trois sujets. Cependant, une différence significative de 11,85 % ($p=0,021$) entre la perception du trait sourd sous SE et sous SM persiste. Cette hypothèse est donc rejetée.

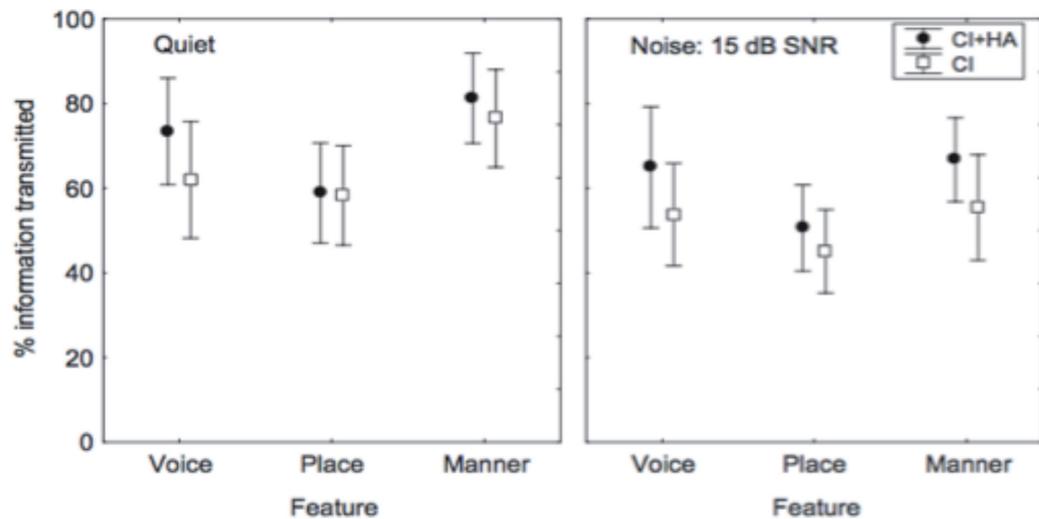
Enfin, nous avons un effet plafond des scores de reconnaissance du trait sonore des consonnes. Nous n'avons pas réussi à mettre en évidence de différence significative de ce trait, cependant l'absence de preuve ne veut pas dire preuve d'absence. L'apport des basses fréquences acoustique pourrait améliorer la perception du trait sonore également, mais, nous n'avons pas pu le mettre en évidence puisque nous étions limités par l'effet plafond.

Nous n'avons pas eu connaissance d'études, dans la littérature, s'intéressant spécifiquement à la perception du voisement des consonnes en stimulation mixte, cependant, certains auteurs l'ont étudié en condition de stimulation bimodale (c'est-à-dire une stimulation électrique dans une oreille et une stimulation acoustique dans l'oreille controlatérale). Leurs résultats ne semblent pas toujours s'accorder.

Most et al (2011) ont testé l'hypothèse selon laquelle l'addition des informations acoustiques dans les basses fréquences fournit une meilleure perception du voisement des consonnes pour des sujets sous stimulation bimodale par rapport aux sujets sous stimulation électrique seulement. L'étude comportait 25 sujets en stimulation bimodale. Le test utilisé était constitué de 12 paires minimales de structure Consonne-Voyelle-Consonne (CVC). Les sujets étaient testés sous 3 conditions ; sous stimulation acoustique uniquement (HA), sous stimulation électrique uniquement (IC) et sous stimulation bimodale (IC+HA). Dans cette étude, les données ont révélé une différence significative des scores de perception du voisement des consonnes initiales en condition IC+HA (96,33 % de réussite) et la perception sous HA (77,33 % de réussite) mais aucune amélioration significative entre la perception IC+HA (96,33%) et la perception IC (90%). L'étude n'a pas mis en évidence de différence de score de reconnaissance des items voisés ou non voisés.

Bien que les études ne soient pas comparables, les tendances des scores avec l'étude rétrospective s'opposent. En effet, en rassemblant les scores de perception des traits sourds et sonores, on obtient une différence significative de 7,06% ($p=0,0109$) entre la condition électrique seule et la condition mixte alors que l'étude de Most ne met pas en évidence de différence significative de score entre la condition IC et la condition IC+HA. Nous pouvons constater que les scores sous stimulation IC seule obtenus sont élevés (90%), et, tout comme notre étude prospective, une contribution significative de l'apport des basses fréquences acoustiques est difficile à faire émerger.

Incerti et al (2011), dans un de leurs axes de recherche, ont évalué la perception du voisement des consonnes en condition de stimulation électrique (IC) et en condition de stimulation bimodale (CI+HA), dans le silence, puis dans un bruit de fond fluctuant ($SNR=+15$ dB). L'étude a été réalisée sur une population de 15 adultes implantés cochléaires avec des restes auditifs dans les basses fréquences dans l'oreille controlatérale. Le matériel vocal utilisé était des logatomes de structure /a/-Consonne-/a/ et le bruit utilisé était composé de 8 voix concurrentes. Les résultats sont représentés sur le graphique suivant :



Graphique représentant les pourcentages d'informations correctement perçus

Les auteurs ont trouvé que les scores de perception du voisement des sujets en condition CI+HA étaient significativement plus élevés que les scores obtenus en condition CI, à la fois dans le silence ($p=0,0002$) et dans le bruit ($p=0,0002$). La tendance de ces résultats concorde avec ceux de notre étude rétrospective. Cependant, il existe des limites à cette comparaison liées à divers paramètres (courbes audiométriques, compétences, mode de stimulation, matériel vocal et tests statistiques).

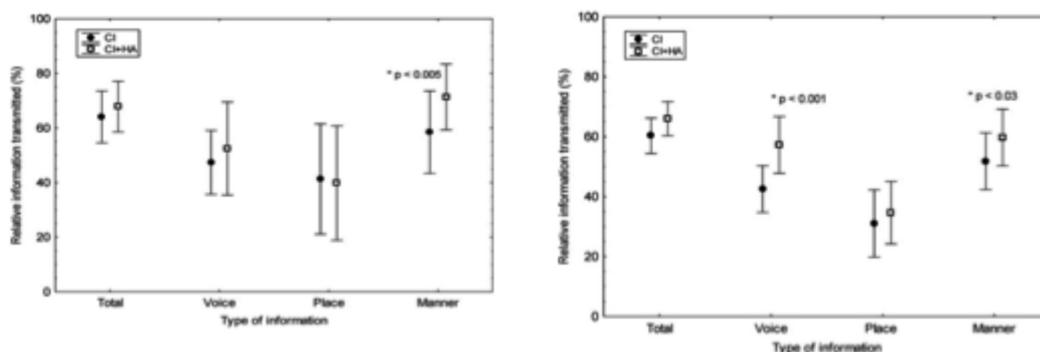
En effet, en regroupant les scores de perception des traits sourds et des traits sonores combinés, nous trouvons 88,66% de réussite sous SE et 95,72 % de réussite sous SM, avec une différence significative ($p=0,0109$) au test de Wilcoxon, ce qui confirme une performance en terme de perception du voisement supérieure en SM qu'en SE (les items sourds et sonores confondus).

L'étude d'Incerti met aussi en évidence de meilleurs scores de reconnaissance du mode d'articulation des consonnes en condition CI+HA plutôt qu'en condition CI, dans un environnement bruyant ($p=0,0002$), mais pas dans le silence ($p>0,05$). Concernant le lieu d'articulation de la consonne, les auteurs ne trouvent pas de différence significative entre la condition d'écoute CI+HA par rapport à CI, ni dans le silence, ni en présence de bruit fluctuant. Cette étude montre donc qu'il existe une augmentation significative de la

perception des informations relatives au voisement dans le calme et une augmentation significative de la perception des informations relatives au voisement et au mode articulaire de la consonne dans le bruit. Il n'y a aucune différence de perception entre la condition IC+HA et la condition IC pour les informations relatives au lieu d'articulation.

Ching et al (2011), ont aussi étudié par perception du voisement des consonnes entre la condition CI+HA et la condition CI, dans le silence et en présence de bruit de fond (SNR=+10 dB) chez une population de 16 enfants en stimulation bimodale. Le matériel vocal était de structure /a/Consonne/a/.

Dans le silence, les auteurs montrent que ce sont les informations relatives au mode articulaire qui sont significativement ($p<0,005$) mieux perçues en condition CI+HA, comparé à la condition CI. Alors qu'en présence de bruit fluctuant, ce sont les informations relatives au voisement et au mode articulaire qui sont significativement mieux perçues en condition CI+HA par rapport à la condition CI. Cette étude montre donc qu'il existe, en moyenne, une augmentation significative de la perception des informations relatives au mode d'articulation des consonnes dans le calme et une augmentation significative de la perception des informations relatives au voisement et au mode d'articulation dans le bruit. Il n'y a aucune



Graphique représentant les pourcentages d'informations correctement perçues dans le silence (à gauche) et en présence de bruit de fond (à droite)



différence de perception entre la condition IC+HA et la condition IC pour les informations relatives au lieu d'articulation. Cette étude ne montre donc pas, dans le silence, de différence liée au voisement des consonnes entre les deux conditions d'écoute. Cette tendance s'oppose aux résultats de notre étude rétrospective.

6

Conclusion

À la question : la perception des traits voisés et non voisés des consonnes est-elle améliorée par l'ajout des basses fréquences par une stimulation acoustique, ou bien, les informations transmises par l'implant permettent-elles d'atteindre des niveaux équivalents ?

Nous avons trouvé une amélioration des scores pour la perception des traits non-voisés en faveur de la stimulation mixte. En revanche pour la perception des traits voisés nous n'avons pas réussi à mettre en évidence d'amélioration significative, cependant, ceci est imputable à l'effet plafond des performances.

À la question : existe-t-il une différence de performance pour la reconnaissance du voisement des consonnes entre les sujets IC et les sujets EAS ?

Nous n'avons pas réussi à mettre en évidence de différence significative entre les deux populations. Ces résultats sont à prendre avec précaution puisque nous étudions deux populations différentes avec des performances de départ très disparates et avec des tailles d'échantillon trop petites pour pouvoir catégoriser leurs performances. Pour minimiser la variabilité des résultats, il aurait fallu apparier un à un les sujets des deux populations avec un maximum d'éléments (étiologie de la surdité, durée d'expérience avec l'implant...). Il aurait été intéressant d'étudier la perception du voisement des consonnes dans le bruit, entre les sujets implantés cochléaires purs et les sujets EAS. Selon Incerti (2011) il semblerait que l'augmentation de la perception des indices concernant la F0 (identification correcte du voisement et du mode articulatoire des consonnes) conduise à des restrictions linguistiques et donc réduise le nombre de « mots candidats » du lexique, permettant une meilleure compréhension dans un milieu avec un bruit de fond fluctuant. De plus, il aurait été intéressant de comparer les performances des deux échantillons dans des tâches liées à l'identification d'intonation, afin de pouvoir cibler les différences de capacités entre les deux modes de stimulation, dans une plage d'application plus large de la perception des informations liées au voisement.

7

Bibliographie

Bernstein JG, Oxenham AJ (2003) Pitch discrimination of diotic and dichotic tone complexes : Harmonic resolvability or harmonic number ? *J Acoust Soc Am* 113 : 3323-3334.

BOE, Louis-Jean et RAKOTOFIRINGA, Hippolyte. A statistical analysis of laryngeal frequency: Its relationship to intensity level and duration. *Language and speech*, 1975, vol. 18, no 1, p. 1-13.

BURNS, Edward M. et VIEMEISTER, Neal F. Played-again SAM: Further observations on the pitch of amplitude-modulated noise. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 1981, vol. 70, no 6, p. 1655-1660.

CHING, Teresa YC. Acoustic Cues for Consonant Perception with Combined Acoustic and Electric Hearing in Children. In : *Seminars in hearing*. Thieme, 2011. p. 032-041.

CHOI, Charles TM et HSU, Chien-Hua. Conditions for generating virtual

channels in cochlear prosthesis systems. *Annals of biomedical engineering*, 2009, vol. 37, no 3, p. 614-624.

FU, Qian-Jie et NOGAKI, Geraldine. Noise susceptibility of cochlear implant users: the role of spectral resolution and smearing. *Journal of the Association for Research in Otolaryngology*, 2005, vol. 6, no 1, p. 19-27.

Gfeller KE, Turner C, Woodworth G, et al. Recognition of familiar melodies by adult cochlear implant recipients and normal hearing adults. *Cochlear Implants Int* 2002;3: 29-53.

Hartmut Meister, Markus Landwehr, Verena Pyschny, Martin Walger & Hasso von Wedel (2009) The perception of prosody and speaker gender in normal-hearing listeners and cochlear implant recipients, *International Journal of Audiology*, 48:1, 38-48.

INCERTI, Paola V., CHING, Teresa YC, et HILL, Amanda. Consonant perception by adults with bimodal fitting. In : *Seminars in hearing*. Thieme, 2011. p. 090-102.

INVERSO, Yell et LIMB, Charles J. Cochlear implant-mediated perception of nonlinguistic sounds. *Ear and hearing*, 2010, vol. 31, no 4, p. 505-514.

J. Lee, J.B. Nadol Jr., D.K. Eddington, Depth of electrode insertion and postoperative performance in humans with cochlear implants, a histopathologic study *Audiol. Neurootol.*, 15 (5) (2010), pp. 323-331.

Jean-Sébastien HENRY, sous la direction de Benoît GODEY. Incidence de la stimulation bimodale de la zone de recouvrement fréquentielle électrique et acoustique chez les patients implantés cochléaires avec fréquences graves préservées. 80 p. Thèse en médecine. Rennes: Université de Rennes 1, 2014.

MAGNUSSON, Lennart. Comparison of the fine structure processing (FSP) strategy and the CIS strategy used in the MED-EL cochlear implant system: speech intelligibility and music sound quality. *International Journal of Audiology*, 2011, vol. 50, no 4, p. 279-287.

MOST Tova, SIVAN, Gal G., SHPAK, Talma, et al. Contribution of a contralateral hearing aid to perception of consonant voicing, intonation, and emotional state in adult cochlear implantees. *Journal of deaf studies and deaf education*, 2011, p. enr046.

OXENHAM, Andrew J. Pitch perception and auditory stream segregation : implications for hearing loss and cochlear implants. *Trends in amplification*, 2008, vol. 12, no 4, p. 316-331.

PLACK, Christopher J., OXENHAM, Andrew J., et FAY, Richard R. *Pitch: neural coding and perception*. Springer Science & Business Media, 2006.

QUATIERI, Thomas F. *Discrete-Time Speech Signal Processing: Principles and Practice*. Pearson Education, 2008.

REISS, L. A. J., TURNER, C. W., KARSTEN, S. A., et al. Plasticity in human pitch perception induced by tonotopically mismatched electro-acoustic stimulation. *Neuroscience*, 2014, vol. 256, p. 43-52.

RISS, Dominik, HAMZAVI, Jafar-Sasan, BLINEDER, Michaela, et al. FS4, FS4-p, and FSP: A 4-Month Crossover Study of 3 Fine Structure Sound-Coding Strategies. *Ear and hearing*, 2014, vol. 35, no 6, p. e272-e281.

Thomas Drugman, Paavo Alku, Abeer Alwan, Bayya Yegnanarayana, "Glottal Source Processing: from Analysis to Applications", *Computer Speech and Language, Special Issue on Glottal Source Processing* 28 (5), 1117-1138, 2014.

TURNER, Christopher W., REISS, Lina AJ, et GANTZ, Bruce J. Combined acoustic and electric hearing: preserving residual acoustic hearing. *Hearing research*, 2008, vol. 242, no 1, p. 164-171.

WALKER, Kerry MM, BIZLEY, Jennifer K., KING, Andrew J., et al. Cortical encoding of pitch: recent results and open questions. *Hearing research*, 2011, vol. 271, no 1, p. 74-87.

WILLIAMS, David R. et REPP, Bruno H. Influence of following context on perception of the voiced-voiceless distinction in syllable-final stop consonants. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 1984, vol. 75, no S1, p. S65-S65.

ZHANG, Ting, DORMAN, Michael F., et SPAHR, Anthony J. Information from the voice fundamental frequency (F0) region accounts for the majority of the benefit when acoustic stimulation is added to electric stimulation. *Ear and hearing*, 2010, vol. 31, no 1, p. 63.

Ce n'est pas votre premier débat animé,
mais votre première aide auditive.

Soyez convaincant avec Phonak Virto™ B-Titanium,
véritablement discrète.



- L'aide auditive Phonak sur-mesure la plus petite.
- Augmentation du taux d'appareillage IIC de 64 %*.
- Conçue en titane de qualité médicale
- Excellentes performances auditives avec AutoSense OS.

* vs Phonak Virto™ V-nano



Lorsqu'une aide auditive aussi discrète offre
la solidité du titane, la vie s'exprime.



> Congrès 2017

Prix du Poster

Anaïs
ETOURNEUX^{1,2,3}
Caroline
Dryburgh^{1,2,3}
Jean-Luc PUEL^{2,3}
Jérôme
BOURIEN^{2,3}

1. Audioprothésiste DE et Master « Neuroprothèses sensorielles et motrices »
2. Institut des Neurosciences de Montpellier, Inserm U1051, Hôpital Saint-Eloi, 80 rue Augustin Fliche 34295 Montpellier
3. Université de Montpellier, 163 rue Auguste Broussonnet, 34090 Montpellier

Un mécanisme cochléaire de codage des scènes auditives

1 Introduction

L'environnement sonore est composé de sons récurrents et de signaux plus rares comme les signaux d'alerte par exemple. Le système auditif a la capacité de s'adapter à son environnement afin de privilégier la détection des sons rares. Ce processus d'adaptation est induit par une modification de la réponse d'un neurone ou d'une population de neurones durant la stimulation et peut se manifester de différentes manières¹. Movshon et Lennie² ont été les premiers en 1979 à introduire le terme « d'adaptation spécifique au stimulus » (stimulus-specific adaptation en anglais -SSA). Le SSA est défini comme étant la réduction de la réponse à un stimulus standard qui ne s'applique pas aux stimuli qualifiés de rares. De nombreuses études indiquent que ce phénomène a plutôt une origine centrale³.

Le but de ce mémoire a été d'évaluer la présence de ce mécanisme d'adaptation au niveau cochléaire. Pour cela nous avons enregistré et analysé le potentiel d'action composite (PAC) du nerf auditif chez la gerbille. Nous avons utilisé un protocole de surprise⁴ (ou oddball en anglais) qui consiste à envoyer aléatoirement deux bouffées tonales de fréquences différentes. Nous avons pu mettre en évidence que le phénomène d'adaptation était présent au niveau cochléaire. Les résultats montrent que ce mécanisme trouverait son origine dans la première synapse de la voie auditive ascendante. Ainsi, le mécanisme d'adaptation pourrait avoir des conséquences perceptuelles dans le traitement des scènes auditives complexes.

2 Approche expérimentale

Le potentiel d'action composite (PAC) du nerf auditif a été enregistré à l'aide d'une électrode en platine implantée dans la niche de la fenêtre ronde de gerbilles de Mongolie femelles normo-entendantes. Afin de quantifier l'effet d'adaptation, nous avons mesuré l'amplitude de l'onde N1-P1 pour chacune des conditions tests. Les différentes mesures de PAC ont été obtenues suite à la présentation de bouffées tonales modulées en amplitudes par une enveloppe trapézoïdale de 0,5 ms de temps de montée et de descente avec un temps total de stimulation de 5 ms.

Afin d'étudier le mécanisme d'adaptation, nous avons utilisé un protocole de surprise (ou oddball). Ce protocole consiste

à envoyer deux bouffées tonales de fréquence 4 et 16 kHz, de manière aléatoire. Entre chaque condition, nous faisons varier, le pourcentage de présentation de chacune des fréquences afin de créer des conditions standards (bleue) et des conditions déviantes (rouge). Une condition contrôle (noire : 50% vs 50%) était réalisée en début d'enregistrement, puis au milieu et en fin de test. Lorsque le son est répétitif (condition standard) on obtient une réponse neurale réduite et inversement en présence d'un son rare (condition déviante) la réponse neurale est augmentée (Figure 1). Avec l'aide d'un script Matlab, nous vérifions la superposition des conditions contrôles et nous validons ainsi la qualité des enregistrements.

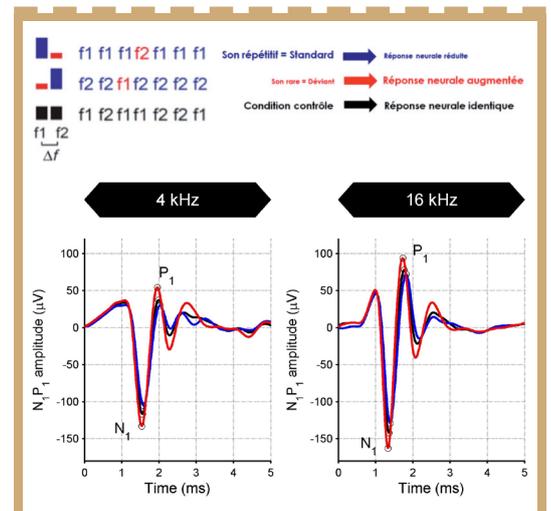


Figure 1 : Influence du paradigme de stimulation oddball sur l'amplitude du potentiel d'action composite du nerf auditif. Amplitude N1-P1 pour la condition contrôle (noir), condition standard (bleu) et condition déviante (rouge) pour la fréquence de 4 kHz et 16 kHz sur une gerbille.

3 Résultats

3.1. Potentiel d'action composite

Nous avons appliqué le protocole oddball expliqué précédemment sur 10 gerbilles. L'ensemble des enregistrements a été réalisé pour un niveau d'intensité fixe à 70 dB SPL et pour un intervalle inter-stimulation de 28 ms. L'amplitude N1-P1 moyenne pour les 10 animaux a été représentée sur la Figure 2 en fonction des pourcentages de présentation des signaux. L'analyse statistique montre qu'il existe des



différences statistiques ($p < 0,001$, ANOVA ou Kruskal-Wallis) entre les différents pourcentages de présentation des signaux). Cet effet est très marqué entre les conditions extrêmes (10% vs 90% par exemple). Ces premières mesures semblent donc indiquer l'existence d'un mécanisme d'adaptation présent au sein de la cochlée.

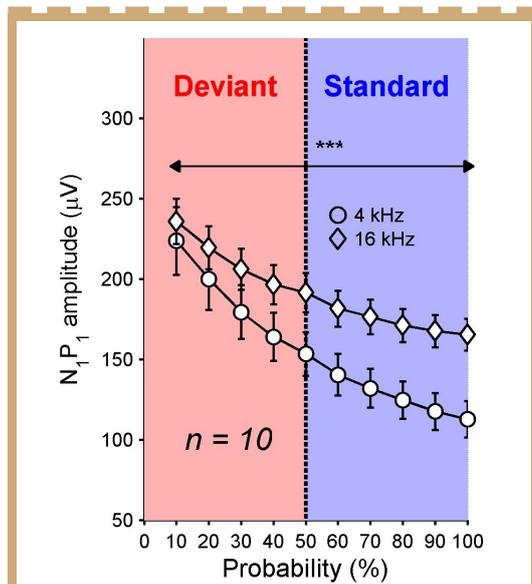


Figure 2 : Influence d'un paradigme de stimulation oddball sur l'amplitude du potentiel d'action composite du nerf auditif. Amplitude moyenne N1-P1 du 4 kHz et 16 kHz en fonction des 10 probabilités de présentation, différences significatives ($p < 0,001$, ANOVA ou Kruskal-Wallis), $n = 10$.

3.2. Influence de l'intervalle inter-stimulation

Nous avons ensuite postulé que le mécanisme d'adaptation pourrait être une conséquence de la période de récupération post-stimulation des fibres du nerf auditif qui est d'environ 50 ms (effet de forward-masking[®]). Afin de valider cette hypothèse, nous avons renouvelé les mêmes expériences mais cette fois-ci en utilisant un intervalle inter-stimulation plus ou moins long (IIS compris entre 14 et 200 ms). Dans le cas où notre hypothèse serait juste, l'utilisation d'un IIS plus long que la constante de temps de récupération des fibres, devrait faire disparaître l'effet d'adaptation. A l'inverse, l'utilisation d'un intervalle inter-stimulation inférieur à 50 ms devrait accentuer l'effet d'adaptation.

Nous avons donc testé ce protocole sur huit gerbilles avec les intervalles inter-stimulation suivants: 14, 28, 56, 100 et 200 ms et les résultats obtenus vérifient parfaitement notre hypothèse (Figure 3). On observe clairement que pour un intervalle inter-stimulation court (14 ms, noir) l'amplitude des PAC exprimée en % est très importante dans les conditions déviantes comparées aux conditions standards.

3.3. Surreprésentation et sous-représentation du champ auditif

Nous avons reproduit la même expérience que précédemment mais en stimulant cette fois-ci le champ auditif complet de la gerbille. Six fréquences (1, 2, 4, 8, 16 et 32 kHz) et cinq niveaux d'intensité (0, 20, 40, 60 et 80 dB SPL) ont été testés aléatoirement. Les zones surreprésentées et sous-représentées ont été déplacées dans le champ auditif afin d'observer s'il y avait une adaptation

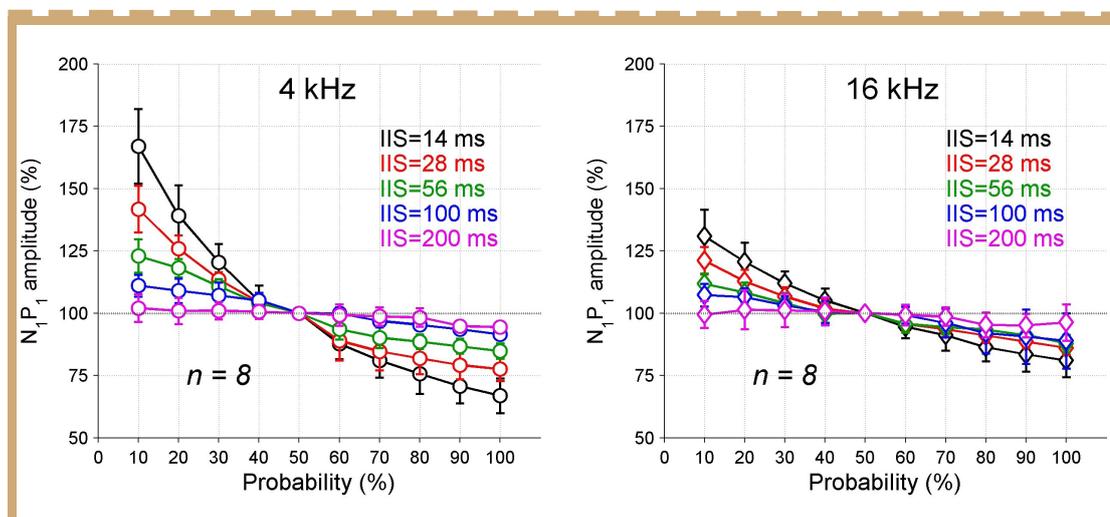


Figure 3 : Influence de l'intervalle inter-stimulation sur l'effet d'adaptation. Amplitude N1-P1 normalisée (%) pour différents IIS : IIS=14 ms (noir), IIS=28 ms (rouge), IIS=56 ms (vert), IIS=100 ms (bleu), IIS=200 ms (violet) chez 8 gerbilles pour le 4 kHz et le 16 kHz.

du système auditif. Pour contrôler la stabilité de l'expérience une condition contrôle était systématiquement réalisée en début, en fin de tests et entre les deux conditions sur- et sous-représentée. Une moyenne des contrôles était ensuite calculée et servait de référence pour la suite de l'analyse. Lors de la réalisation des conditions contrôles, chaque point (1 fréquence donnée et un niveau donné) du champ auditif était stimulé aléatoirement 300 fois (Figure 4A). Lors de la condition de surreprésentation, le couple de fréquences 4-8 kHz à 60 dB SPL était émis 3000 fois tandis que l'ensemble des autres fréquences et niveaux étaient diffusés 300 fois (Figure 4B). Enfin lors de la mesure de la condition sous-représentée, le couple de fréquences 4-8 kHz à 60 dB SPL était présenté 200 fois et le

reste du champ auditif stimulé 2000 fois (Figure 4C). Pour illustrer facilement l'effet d'adaptation, nous avons visualisé l'amplitude du PAC sous la forme d'une image dans laquelle la couleur d'un pixel traduit l'amplitude du PAC (exprimé en % par rapport au contrôle) pour une fréquence et un niveau de stimulation. Plus la couleur se rapproche du rouge, plus l'augmentation du PAC est importante ; À l'inverse, plus la couleur se rapproche du bleu, plus l'amplitude du PAC diminue.

L'ensemble de ces résultats montre que l'amplitude du PAC du nerf auditif est sensible à des protocoles de stimulation de type oddball. Ce mécanisme pourrait s'expliquer par l'effet de récupération post-stimulation des fibres du nerf auditif. En effet les fibres voisines qui

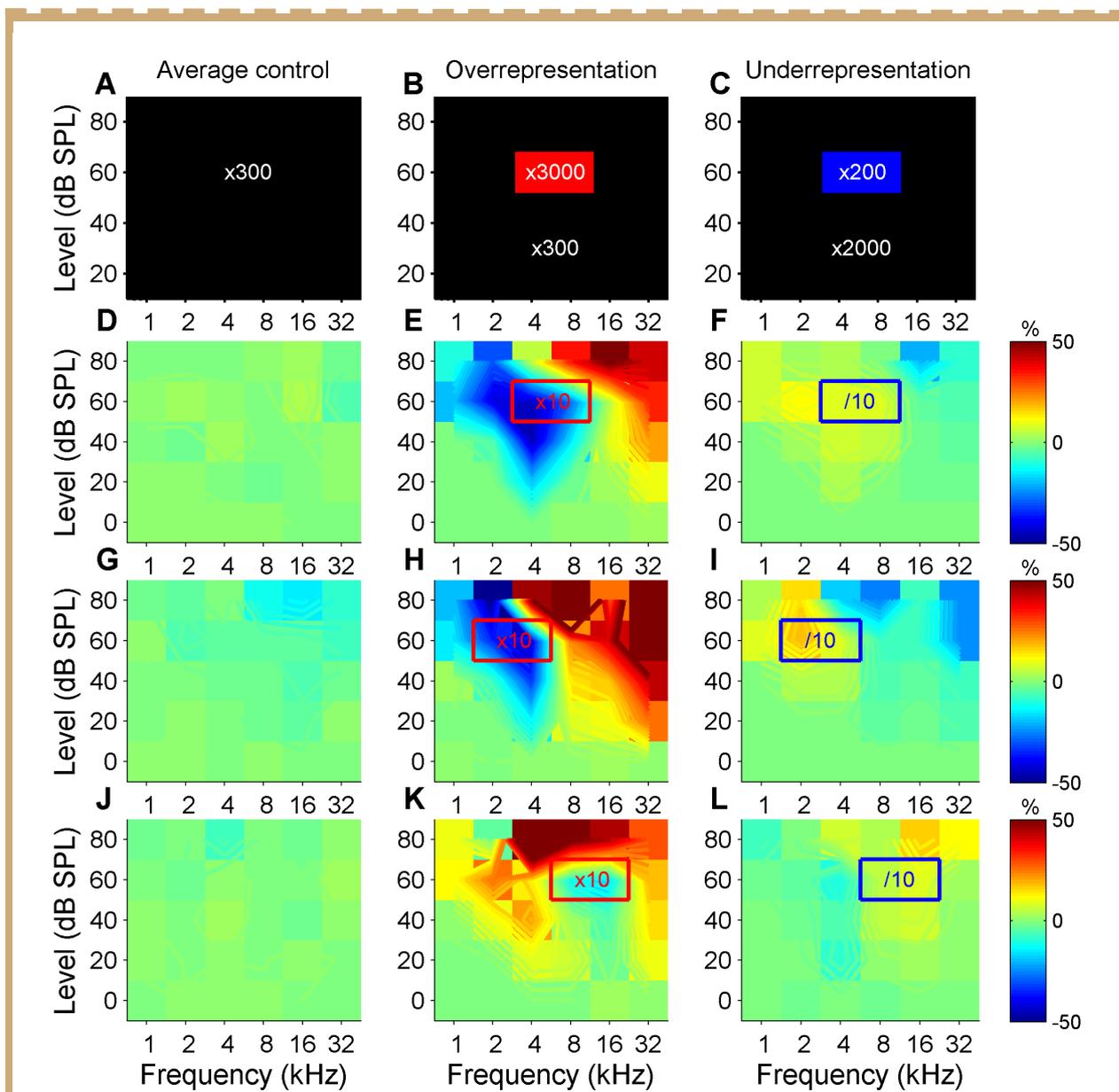


Figure 4 : Effet d'une surreprésentation et sous-représentation sur le champ auditif. A. Paradigme de stimulation du champ auditif en condition contrôle. 300 itérations de toutes les fréquences (1, 2, 4, 8, 16, 32 kHz) et niveaux (0, 20, 40, 60 et 80 dB SPL). B. Surreprésentation du couple 4-8 kHz (x3000). C. Sous-représentation du couple 4-8 kHz (x200). D, G, J. Différence d'amplitude entre les trois conditions contrôle. E, H, K. Différence d'amplitude entre la condition surreprésentée et la moyenne des contrôles. Surreprésentation du couple 4-8 kHz (E), 2-4 kHz (H), 8-16 kHz (K). F, I, L. Différence d'amplitude entre la condition sous-représentée et la moyenne des contrôles. Sous-représentation du couple 4-8 kHz (F), 2-4 kHz (I), 8-16 kHz (L).



sont moins stimulées que les fibres surreprésentées sont soumises à l'effet du forward masking (figures 4E, H, K). Elles possèdent plus de temps pour récupérer et donc l'amplitude des PAC est plus importante. Le phénomène inverse se produit lorsque l'on sous-représente une zone (figures 4F, I, L). L'amplitude des PAC est plus importante dans la zone sous-stimulée. Il apparaît dans la zone adjacente une diminution de l'amplitude des PAC pour les zones plus souvent stimulées.

4 Conclusion

Cette étude a permis de mettre en évidence l'existence du phénomène d'adaptation au niveau périphérique et plus précisément au niveau cochléaire. Lorsqu'un stimulus est présenté de manière répétitive (son standard), l'amplitude du PAC va alors diminuer. A contrario, lorsqu'un signal apparaît de manière plus ponctuelle (son déviant), l'amplitude du PAC va augmenter et favoriser ainsi le codage de ce signal rare. Les différentes mesures électrophysiologiques menées ont pu montrer que le mécanisme d'adaptation se produisait au niveau de la première synapse de la voie auditive ascendante. En utilisant des intervalles inter-stimulation plus longs, nous avons pu montrer que ce phénomène d'adaptation était probablement une conséquence inattendue de la récupération post-stimulation des fibres du nerf auditif (forward masking). L'utilisation de protocoles de stimulation plus élaborés qui stimulent aléatoirement tout le champ auditif conforte ces résultats et suggèrent que ce mécanisme pourrait avoir des conséquences importantes sur le traitement des scènes auditives.

5 Remerciements

Nous souhaitons remercier les membres de l'équipe du Professeur Jean-Luc Puel et plus particulièrement : Florian Hasselmann, Gilles Desmadryl, et Antoine Huet.

6 Bibliographie

1. Pérez-González, D., Malmierca, M. S. Adaptation in the auditory system : an overview. *Front Integr Neurosci.* 8 :19, 2014.
2. Movshon, J. A., Lennie, P. Pattern-selective adaptation in visual cortical neurones. *Nature.* 278, pp. 850–852. 1979.
3. Nelken, I. Stimulus-specific adaptation and deviance detection in the auditory system: experiments and models. *Biol Cybern.* 108(5), pp. 655-63. 2014.
4. Ulanovsky, N., Las, L., Nelken, I. Processing of low-probability sounds by cortical neurons. *Nat Neurosci.*, 6(4) : pp. 391-8. 2003.
5. Harris, D. M., & Dallos, P. Forward masking of auditory nerve fiber responses. *J Neurophysiol.*, 42(4), pp. 1083-1107. 1979.

Recevez Les Cahiers de l'Audition !

Afin de pouvoir continuer de vous adresser efficacement Les Cahiers de l'Audition, la revue du Collège National d'Audioprothèse, merci de bien vouloir nous confirmer votre adresse postale et votre adresse mail soit directement à l'adresse :

 cna.paris@orange.fr

Soit en nous retournant le coupon détachable ci-dessous.

En cas de changement d'adresse postale ou mail, pensez à nous communiquer vos nouvelles coordonnées.



Je souhaite recevoir les Cahiers de l'Audition

Nom

Prénom

Adresse d'envoi des Cahiers de l'Audition

.....

.....

.....

Pays

Code postal

Ville

.....

Adresse mail

.....

A retourner par courrier à :

Collège National d'Audioprothèse
Séverine Fau - 20 rue Thérèse - 75001 Paris





Cas clinique pédiatrique

La surdité fluctuante

Natalie LOUNDON

Professeur
Associé du CMHP
Service ORL
Hôpital Necker-Enfants
Malades



Camille COURTOIS

Interne d'ORL et
chirurgie cervico-
faciale

9^{ème} semestre,
CHRU Besançon

8^{ème} semestre
Audiophonologie
Hopital Necker
enfants malades



Eva, 6 ans est adressée en consultation ORL pour retard de parole et de langage.

Elle est scolarisée en CP en intégration et présente des difficultés.

On retient des antécédents familiaux de surdité chez la mère et le grand-père paternel.

Eva a marché à l'âge de 13 mois.

L'audiogramme est présenté à l'iconographie 1. Comment l'interprétez-vous ?

L'audiogramme retrouve une surdité de perception mixte légère à moyenne droite ainsi qu'une surdité mixte légère gauche.

La vocale avec les mots en liste Boorsma enregistrée est décalée, avec une intelligibilité à 40 dB à droite et 100% à gauche. L'audiométrie en champ libre montre des seuils aux alentours de 40 dB sur les fréquences 500 à 2000Hz.

Quelle prise en charge proposez-vous ?

Du fait de la répercussion sur la parole et le langage, on propose :

- un appareillage auditif bilatéral
- Un bilan et une prise en charge orthophonique.

Que recherchez-vous à l'interrogatoire et à l'examen clinique ?

- Il faut rechercher des facteurs de risque de surdité : des antécédents périnataux, une dysmorphie crano faciale, d'autres pathologies familiales.
- Ne pas oublier de proposer des tests auditifs des parents et de la fratrie.

A l'examen clinique, on constate une rétrusion du massif facial, un hypertélorisme.

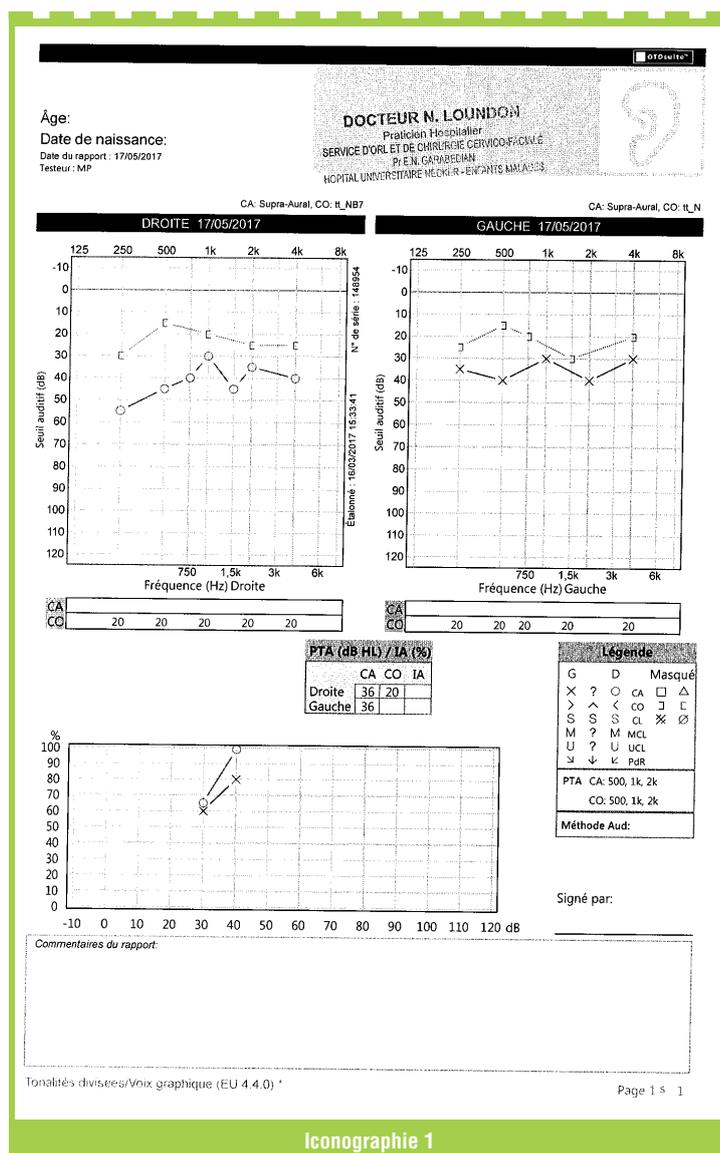
Ces particularités sont également présentes chez la mère. Le frère d'Eva est décrit comme ayant un retard de parole et de langage.

Eva est revue six mois plus tard en consultation, elle a bénéficié d'un appareillage auditif qu'elle a bien porté, mais récemment ses parents signalent qu'elle ne met plus son appareil auditif.

Un nouvel audiogramme est réalisé, il est présenté à l'iconographie 2.

Comment interprétez-vous ce nouvel audiogramme ?

L'audiométrie est subnormale en tonale avec des seuils à 20 dB en moyenne à droite et 25dB à gauche. Le seuil d'intelligibilité en vocale (mots Boorsma sur CD) est à 25 dB à droite et à 30 à gauche.



Iconographie 1

CAS CLINIQUE ◀



Quel(s) diagnostic(s) pourriez vous discuter?

- Une surdité psychogène : mais il existe un retard de parole et de langage, et des facteurs de risque auditifs qui ne sont pas en faveur d'un trouble d'ordre psychogène.
- Une fluctuation de l'audition : c'est le diagnostic le plus probable en tenant compte du contexte et des résultats cohérents entre les différents examens. Des tests objectifs seraient utiles en cas de nouvelle aggravation.

Quel(s) examen(s) complémentaire(s) demandez-vous ?

Une imagerie est indispensable à ce stade. On peut proposer un scanner des rochers et/ou une IRM des conduits auditifs internes à la recherche d'une malformation d'oreille interne pouvant expliquer la fluctuation de l'audition.

Comment interprétez-vous ces clichés de scanner ?

- On constate :
- Une dilatation du vestibule bilatérale, sans dilatation de l'aqueduc du vestibule.
 - Une dilatation du canal semi-circulaire latéral bilatérale, avec une réduction de l'aire sous canal semi-circulaire latéral.
 - La cochlée présente un aspect normal, avec 2 tours et demi de spires et un modiolus bien individualisé de manière bilatérale.

Quel bilan supplémentaire pouvez-vous demander ? Quelle surveillance ?

Un bilan vestibulaire serait intéressant pour savoir s'il existe un

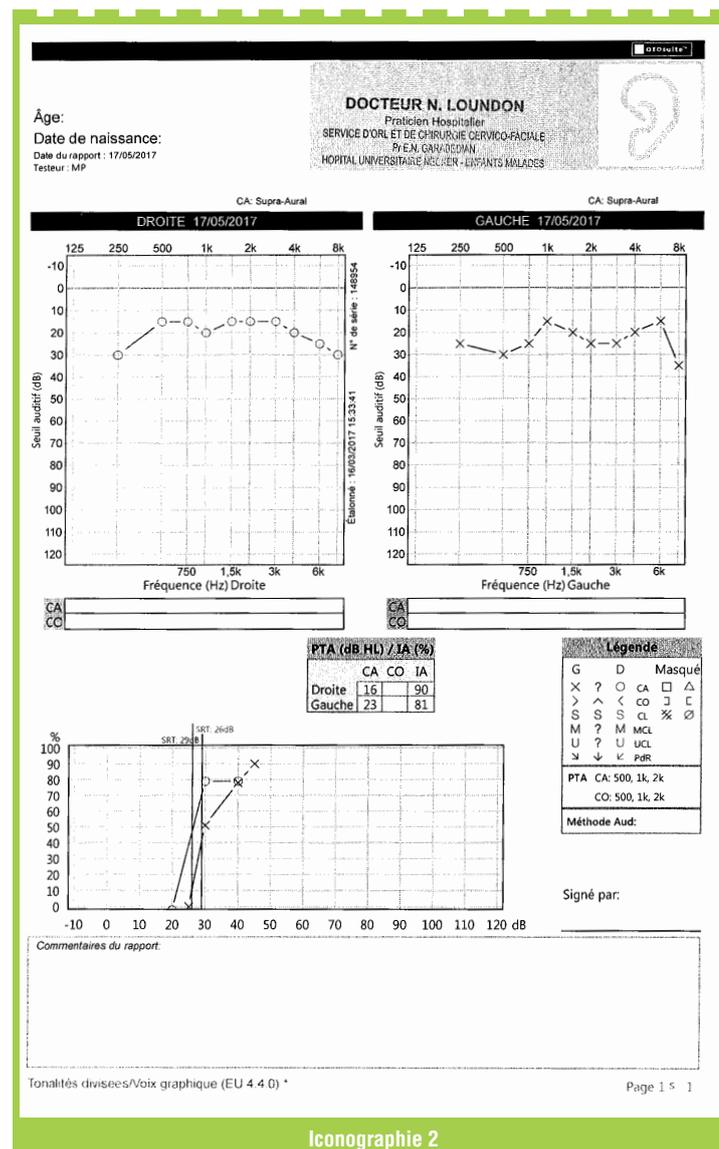
retentissement sur l'équilibre de la malformation vestibulaire.

Il faut surveiller cette audition régulièrement, en cas de nouvelle aggravation, réaliser des tests objectifs pour affirmer ces fluctuations.

Il est utile de proposer aux parents une consultation en génétique du fait du caractère familial et malformatif de la surdité.

Points clés concernant les surdités fluctuantes avec malformation de l'oreille interne :

- Informer les parents sur les risques d'évolutivité et d'aggravation de la surdité.
- Prévoir la vaccination anti-pneumococcique du fait du risque de méningite.
- Éviter les sports à risque de chutes, traumatismes crâniens, plongée sous-marine, toutes les situations à risque de variations importantes de pression.



Iconographie 2



➤ CAS CLINIQUE

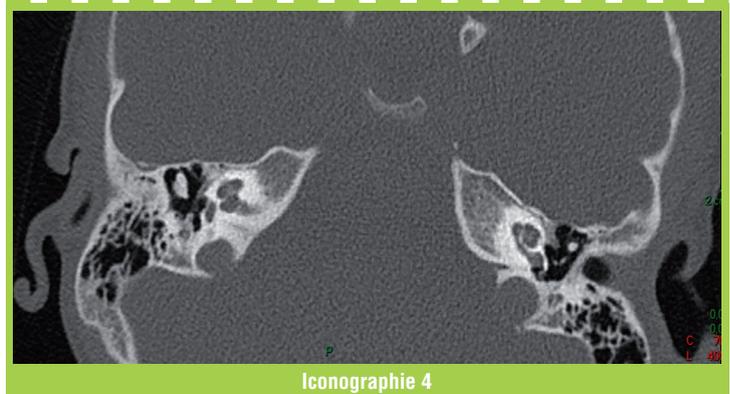
- Associer un bilan vestibulaire et proposer une consultation en génétique

Parmi les causes de surdités fluctuantes avec malformation vestibulaire, on peut citer les deux plus fréquentes : la mutation de la pendrine_SLC26A4 (comprenant le syndrome de Pendred) et le syndrome de Waardenburg.

Les images du scanner sont présentées aux iconographies 3, 4.



Iconographie 3



Iconographie 4

Bibliographie

1. Ito T, Li X, Kurima K, Choi BY, Wangemann P, Griffith AJ. Slc26a4-insufficiency causes fluctuating hearing loss and stria vascularis dysfunction. *Neurobiol Dis.* 2014 Jun;66:53-65. doi: 10.1016/j.nbd.2014.02.002. Epub 2014 Feb 19.

Les Cahiers de *l'Audition*

La Revue du Collège National d'Audioprothèse



Déposez vos petites annonces

dans la revue incontournable **distribuée gratuitement à tous les audioprothésistes français** et aux étudiants de 2ème et 3ème année en faculté d'audioprothèse

La mise en ligne est offerte sur www.lescahiersdelaudition.fr
pour toute parution au sein de la revue

Pour tout renseignement, contactez le Collège National d'Audioprothèse
01.42.96.87.77 ou cna.paris@orange.fr



Mesures et usages du RECD par l'audioprothésiste. Nouvelles normes et futur des mesures.

Analyse et implications des normes ANSI S3.46-2013 et IEC 61669:2015.

Il existe plusieurs méthodes pour tenter de passer d'un niveau d'émission en dB HL à son équivalent au tympan en dB SPL (S. Scollie et al., 2005; S. D. Scollie, Seewald, Cornelisse, & Jenstad, 1998). La plus simple, si l'on pouvait totalement masquer l'oreille opposée, serait de mesurer les seuils en champ libre, puis de mesurer la « fonction de transfert » du champ libre au tympan (le REUG ou amplification naturelle du torse, de la tête et de l'oreille externe) afin d'obtenir la pression au tympan déclenchant le seuil d'audition. Cette méthode reste délicate pour des raisons évidentes de masquage contro-latéral, d'isolation et de correction acoustique de la cabine de test.

Tester les seuils au casque s'avère être la méthode « prédictive au tympan », la moins robuste pour un audioprothésiste (Keller, 2006; Saunders & Morgan, 2003), avec un risque d'extrapolation des seuils HL en dB SPL au tympan allant jusqu'à plus de 20dB chez l'adulte.

La mesure des seuils aux écouteurs insérés (inserts) a donc été très tôt jugée idéale pour les audiologistes (Clemis, Ballad, & Killion, 1986). Cependant, les seuils d'audition obtenus aux inserts sont toujours en dB HL ; il va donc falloir utiliser un « pont » entre l'audiométrie et la mesure in vivo : la mesure du RECD.

Le RECD est une mesure décrite dès 1992 (Zelisko, Seewald, & Gagné, 1992) associée de manière étroite à la mesure in vivo (Seewald, Moodie, & Zelisko, 1993) afin de travailler dès le départ sur des bases audiométriques « au tympan » ou « SPL-o-Gramme » fiables.

En effet, la mesure in vivo est vaine si elle se base sur la perception du patient en réaction à un niveau d'émission en dB HL, au lieu de se baser sur sa réaction à un stimulus audiométrique dont la pression aurait été mesurée en dB SPL au niveau de son tympan.

Jusqu'à 2013 (norme ANSI S3.46-2013) et 2015 (norme IEC 61669:2015), la mesure du RECD n'était pas normalisée. Il existait de multiples méthodes de mesures, rendant difficile la compréhension du processus et son utilité. Egalement, au moins deux de ces méthodes de mesure étaient entachées d'erreurs rendant peu précise la transformation HL en SPL au tympan. Ces deux normes (américaine en 2013 puis transposée en Europe en 2015) ont précisé et simplifié la méthode de mesure du RECD. Nous allons voir comment.

Rappels

- Le RECD (Real Ear to Coupler Difference) est une mesure en deux étapes, permettant de comparer le niveau sonore atteint dans l'oreille et le niveau atteint dans un coupleur quasiment identique à celui de l'étalonnage.
- Le RECD est une mesure exclusivement utile aux audioprothésistes travaillant aux inserts, éventuellement possible avec quelques rares modèles d'aides auditives le permettant.

Le RECD va permettre deux choses :

1. Estimer le « seuil au tympan », pression acoustique en dB SPL

déclenchant la sensation sonore d'un patient, après que son audiométrie ait été mesurée aux inserts, en dB HL. Dans ce cas, le but est d'estimer un « SPLoGramme » pour un réglage de son appareillage auditif avec mesure in vivo.

2. Simuler le comportement in vivo de l'appareil auditif dans un coupleur de mesure. Dans ce cas, à chaque mesure au coupleur sera ajoutée la valeur du RECD pour simuler l'énergie arrivant au tympan ; il faudra également simuler l'emplacement du microphone de l'aide auditive (le MLE) et éventuellement simuler un effet d'évent.

Mesure normalisée du RECD dans le but d'estimer le seuil au tympan Coupleurs d'étalonnage et coupleurs de mesure du RECD

Plaçons-nous dans le cas de figure d'un audioprothésiste mesurant les seuils de ses patients aux inserts ; les inserts sont calibrés dans des coupleurs de 2cc (ici le coupleur de 2cc HA1/intra, figure 1) :

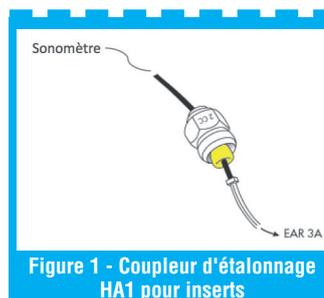


Figure 1 - Coupleur d'étalonnage HA1 pour inserts

Xavier DELERCE



Audioprothésiste D.E.

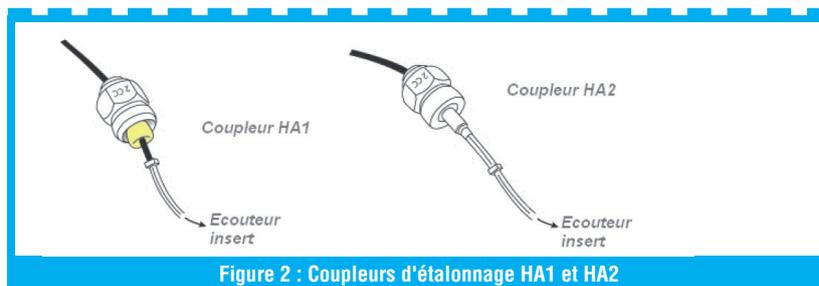


Figure 2 : Coupleurs d'étalonnage HA1 et HA2

Exemple : si l'audiomètre, correctement calibré, affiche 80dB HL @ 2kHz, on mesurera dans le coupleur HA1 une pression acoustique de $80 + 2,5\text{dB} = 82,5\text{dB SPL}$. La valeur de 2,5dB correspondant au RETSPL (valeur de calibration = Reference Threshold in dB SPL ou Seuil d'Audition de Référence dans le coupleur, en dB SPL), propre à chaque fréquence et chaque coupleur. Le RETSPL est défini par la norme ISO 389-2 pour les inserts.

Il existe deux coupleurs de calibration des inserts et de mesure du RECD (figure 2) :

- Le coupleur HA1 ou « intra » est censé représenter le volume résiduel du conduit auditif et de l'oreille moyenne.
- Le coupleur HA2 ou « contour » a un volume identique au HA1 (2cc) mais est censé simuler le conduit auditif fermé par un embout, avec sa longueur de tube (18mm selon la norme américaine ANSI).

Le volume résiduel du conduit auditif fermé par la mousse ou l'embout ne fait cependant pas 2cc. Il est différent pour chaque individu, et très dépendant de l'âge également. On l'estime à +/- 0,4cc chez l'adulte.

Afin d'estimer d'une manière indirecte le volume résiduel de chaque patient, et l'énergie résultante au tympan, on peut utiliser la formule de Boyle-Mariotte $PV=nRT$. Si on considère nRT fixe entre deux mesures, lorsque le volume V diminue d'un facteur x , la pression P (en Pascal ou Pa) augmente d'autant.

Ainsi, lorsque le volume diminue d'un facteur 2, la pression acoustique augmente de 6dB.

Dans le cas du conduit auditif, et en prenant, par exemple, la valeur de 94dB SPL (= 1Pa) @ 1kHz, le RETSPL étant égal à 0dB à cette fréquence, alors 94dB HL émis par l'audiomètre avec un insert = 94dB SPL dans un coupleur HA1 ou HA2 de 2cc (les coupleurs HA1 et HA2 ont le même RETSPL à cette fréquence).

Si le conduit d'un sujet a un volume résiduel (« résiduel » = une fois la mousse insérée) de 0,4cc, la pression acoustique

sera 5 fois plus grande dans le conduit que dans un coupleur de 2cc, soit 5Pa, donc $P = 20\log_{10}(5/2 \cdot 10^{-9}) = 108\text{dB SPL}$ environ, soient environ 14dB de plus dans le conduit auditif que dans le coupleur d'étalonnage.

Cette différence, en dB, entre le coupleur de 2cc et le volume réel du conduit d'un sujet est le RECD (Real Ear to Coupler Difference) ou ECLD (Ear_{canal} to Coupler Level Difference)

Du seuil en dB HL à l'estimation de la pression au tympan

Si l'on a mesuré l'audiométrie aux inserts (en dB HL donc), et que le RECD du sujet a été mesuré, on peut évaluer indirectement la pression au tympan nécessaire pour déclencher la sensation sonore :

$$\text{SPL au tympan} = \text{dB HL} + \text{RETSPL} + \text{RECD}$$

Qu'un sujet soit testé en champ libre, au casque, aux inserts ou avec une aide auditive :

- Son audiométrie en dB HL sera peut-être différente d'un transducteur à l'autre
- Son seuil au tympan ou SPLoGramme (en dB SPL) sera toujours le même : quel que soit le moyen utilisé pour le tester, la pression acoustique nécessaire au niveau du tympan pour déclencher sa sensation auditive sera toujours la même

Mesure du RECD

La mesure du RECD se fait toujours en 2 étapes :

1. L'étape « oreille » : un son est envoyé dans le conduit auditif et mesuré au niveau du tympan.
2. L'étape « coupleur » : le même signal, au même niveau, est envoyé dans le coupleur et mesuré par le microphone du coupleur.

En pratique quotidienne pour l'audioprothésiste, l'étape « coupleur » est toujours la même. Elle est donc enregistrée par les chaînes de mesure une fois pour toutes. L'audioprothésiste mesurant le RECD ne fait donc que l'étape « oreille », la chaîne

de mesure se chargeant ensuite de la soustraction « Oreille » - « Coupleur ».

Il existe (ou existait) en théorie au moins 5 façons (!) de mesurer le RECD :

1. RECD HA1 « mousse » : L'audiométrie a été réalisée avec insert + mousse. Un signal est envoyé dans le coupleur HA1, puis dans l'oreille via la mousse de l'insert (figure 3)

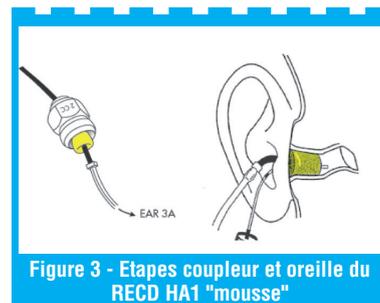


Figure 3 - Etapes coupleur et oreille du RECD HA1 "mousse"

2. RECD HA1 « embout » : un signal est envoyé dans le coupleur HA1, puis dans l'oreille via l'embout du patient. Cela suppose que l'audiométrie ait été réalisée par l'embout couplé à l'insert (avec son effet d'évent), puis que le RECD soit mesuré avec l'embout, afin d'en mesurer l'effet d'évent et la longueur du tube de l'embout. Cette méthode est utilisée chez l'enfant le plus souvent.
3. RECD HA2 « mousse » : l'audiométrie est réalisée avec insert + mousse. Le RECD « étape oreille » est réalisé en envoyant un signal dans l'oreille via la mousse, l'étape coupleur en envoyant le même signal dans le coupleur de 2cc censé représenter un embout (le coupleur HA2) (figure 4) :

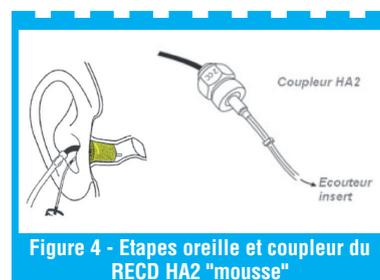


Figure 4 - Etapes oreille et coupleur du RECD HA2 "mousse"

4. RECD HA2 « embout » : suppose que l'audiométrie a été réalisée avec l'embout du patient. L'étape oreille du RECD envoie un signal dans le CAE via l'embout ; l'étape coupleur envoie le même signal dans le coupleur HA2 censé représenter l'embout.



5. RECD par l'appareil auditif : l'audiométrie est réalisée par l'appareil auditif, avec embout du patient. Il n'y a pas d'étape coupleur : le fabricant a déjà réalisé cette étape en usine. L'étape oreille consiste à brancher une sonde sur le micro de l'appareil, qui va ensuite, par l'écouteur, générer un signal que mesure le micro via la sonde positionnée en fond de conduit. On citera pour les fabricants ayant proposé ce système : PHONAK sur les Supero, WIDEX sur les séries Mind 9 et m et STARKEY sur ses contours et intra-auriculaires Destiny. Tous l'ont abandonné à l'heure actuelle.

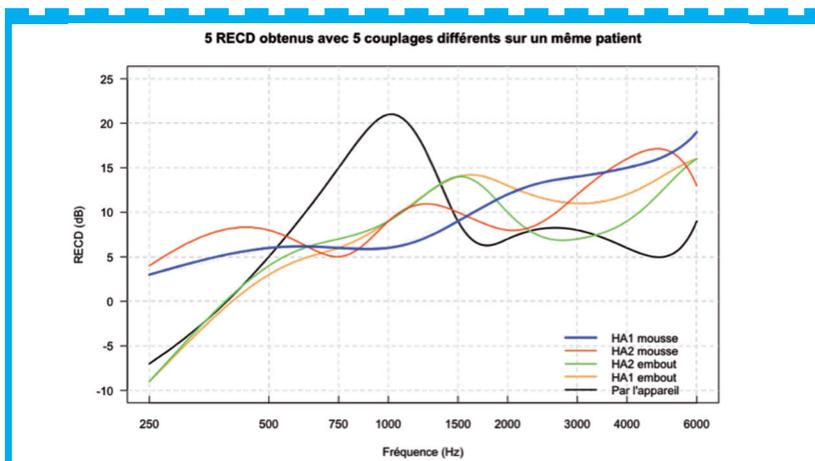


Figure 5 : 5 RECD mesurés sur un même patient par 5 méthodes différentes

Visualisation des résultats (figure 5) :

- Les RECD HA1 « embout », RECD HA2 « embout » et RECD par l'appareil sont négatifs jusqu'à 350Hz : ceci est dû à l'effet d'évent de l'embout du patient laissant fuir les BF. L'audiométrie HL sera donc « moins bonne » avec ces deux couplages, mais le RECD corrigera cette baisse artificielle des seuils en mesurant la fuite.
- Le RECD par l'appareil présente un pic à 1000Hz : ceci est dû à une résonance provoquée par longueur cumulée du coude et du tube de l'appareil auditif.
- Le RECD HA2 « mousse » présente de nombreux pics de résonance : ceci est dû à la longueur du tube du coupleur du HA2 ainsi que d'une discordance d'impédance acoustique entre l'étape oreille (mousse) et l'étape coupleur (avec son tube).

- Le RECD HA1 « mousse » (en bleu) est le plus régulier : ceci est dû à une bonne correspondance d'impédance acoustique lors des deux étapes de la mesure. Ces deux étapes ont été réalisées avec le même couplage (la mousse), sans faire intervenir de résonance, lors de l'étape coupleur, liée à l'ajout d'un tube.

Audiométries HL du patient précédent, obtenues via 3 couplages et 2 transducteurs différents (figure 6) :

- On visualise bien à 250Hz la « baisse » du seuil liée à la fuite BF de l'embout.
- On retrouve un « meilleur » seuil à 750 et 1000Hz avec l'audiométrie par l'appareil + embout, liée à une résonance de l'ensemble coude + tube, ainsi qu'un affaiblissement dans les aigus.
- L'occlusion par la mousse entraîne une bonne perception des graves, mais aussi en général des aigus.

- Ce patient présente donc trois audiogrammes HL différents, en fonction des couplages (mousse ou embout), et des transducteurs (insert ou appareil) utilisés.
- Par contre, il n'a qu'un seul seuil « au tympan », pression nécessaire en dB SPL pour déclencher la perception sonore (figure 7) :

Quel est le « meilleur » RECD ?

L'ANSI (American National Standards Institute) a publié en 2013 la norme S3.46-2013, puis l'IEC (International Electrotechnical Commission) en 2015 la norme IEC 61669:2015 définissant les conditions idéales de mesure du RECD (American National Standards Institute, 2013). La mesure du RECD n'avait jamais été normalisée auparavant.

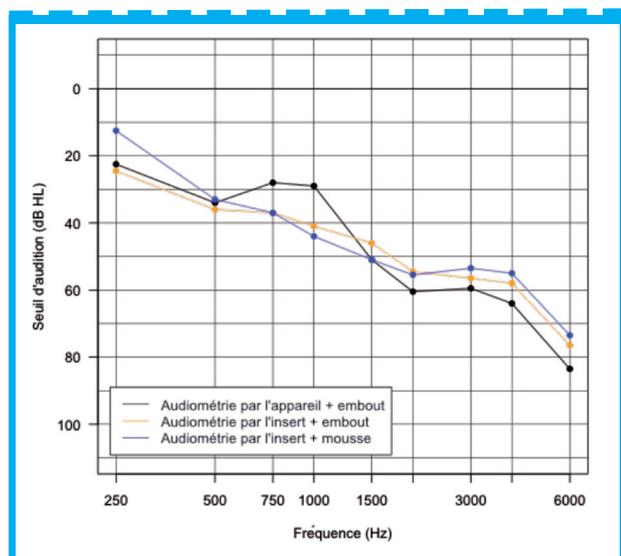


Figure 6 : Trois audiométries HL obtenues sur un même patient en fonction du couplage audiométrique

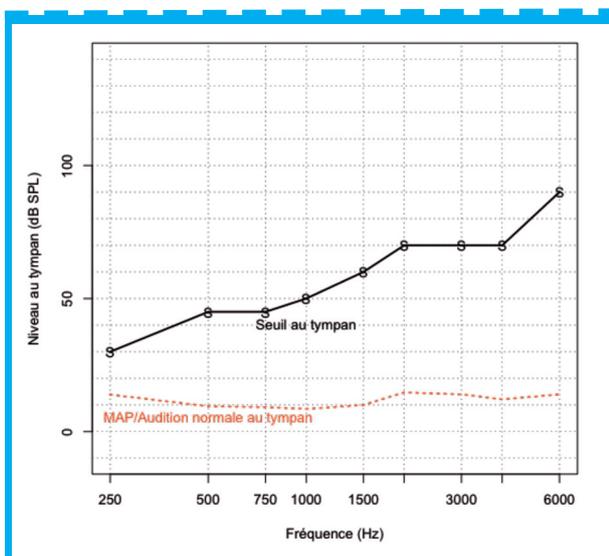


Figure 7 : Seuil "au tympan" ou SPL-o-Gramme de ce même patient

Nous allons détailler les différentes notions acoustiques abordées dans ces normes.

Notion de « source couplée »

La « source couplée » est le transducteur (l'écouteur) utilisé pour envoyer le signal dans le conduit et le coupleur :

- Cette source peut être, nous l'avons vu :
 - Un insert audiométrique (ou assimilé)
 - L'écouteur d'une aide auditive
- Cette source audiométrique est dite « couplée » car elle est reliée :
 - A la mousse de l'insert
 - A l'embout du patient
- Cette source :
 - Peut être couplée de la même manière lors de l'étape oreille et de l'étape coupleur (cas du RECD HA1 « mousse »)
 - Peut être couplée différemment lors de l'étape oreille et de l'étape coupleur (cas du RECD HA2 « embout » = étape oreille avec embout et étape coupleur dans le HA2 censé simuler l'embout)

Facteurs physiques en jeu lors de la mesure du RECD et risques d'erreurs

Voici comment l'ANSI et l'IEC modélisent mathématiquement la mesure du RECD (ou ECLD) :

$$ECLD = L_{pe} - L_{pc} = 20 \log |P_{se}/P_{sc}| + 20 \log |Z_e/Z_{cl}| + 20 \log |(Z_{sc}+Z_c)/(Z_{se}/Z_e)|$$

L_{pe} et L_{pc} sont respectivement les niveaux atteints dans l'oreille et dans le coupleur, en dB SPL, par l'émission du signal de la source couplée. Ces deux émissions font intervenir de nombreux termes acoustiques. Le premier terme de l'équation, $20 \log |P_{se}/P_{sc}|$, représente la pression sonore émise par la source couplée dans l'oreille (P_{se}) et dans le coupleur (P_{sc}). En général, on émet à même niveau dans l'oreille puis dans le coupleur, et s'il s'agit d'un seul et même transducteur pour les deux mesures, alors $P_{se} = P_{sc}$. Ce premier terme s'annule donc.

Il reste :

$$ECLD = 20 \log |Z_e/Z_{cl}| + 20 \log |(Z_{sc}+Z_c)/(Z_{se}/Z_e)|$$

Z_e est l'impédance acoustique complexe de l'oreille occluse

Z_c est l'impédance acoustique complexe du coupleur

Z_{sc} est l'impédance acoustique complexe de la source sonore couplée au coupleur

Z_{se} est l'impédance acoustique complexe de la source sonore couplée à l'oreille

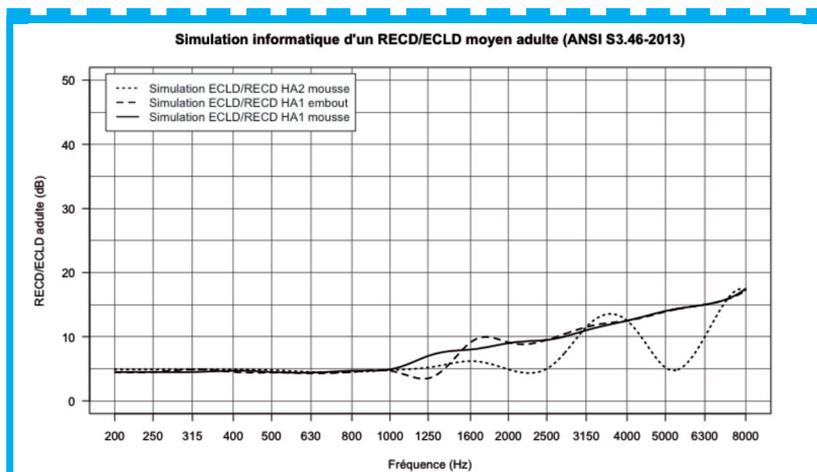


Figure 8 : Simulation informatique de trois méthodes de mesure du RECD par l'ANSI en 2013

Impédances complexes

Z_e est l'impédance acoustique dite « complexe » de l'oreille occluse car elle est la somme de multiples facteurs acoustiques : impédance de la portion du CAE occlus jusqu'au tympan, impédance de l'oreille moyenne, de la chaîne ossiculaire, etc.

Z_c est l'impédance acoustique dite « complexe » du coupleur car elle est la somme de multiples facteurs acoustiques : impédance dans le tube de l'insert ou de l'embout à l'extérieur du coupleur, impédance à l'intérieur du coupleur, impédance dans le tube du coupleur (cas du HA2), etc.

Z_{sc} et Z_{se} sont également dites « complexes » car elles sont les résultantes de l'association (la jonction physique) des deux précédentes Z_e et Z_c .

L'ANSI et l'IEC estiment que :

- Si la même source couplée est utilisée pour la mesure dans le coupleur et dans l'oreille, alors $Z_{sc} = Z_{se} = Z_s$, d'où l'importance d'utiliser la même source sonore avec le même couplage lors de l'étape oreille et lors de l'étape coupleur.
- Et si cette source couplée a une impédance acoustique très supérieure à celle du coupleur et de l'oreille, alors $Z_s \gg Z_c$ et $Z_s \gg Z_e$.
- Ce second terme devenant nul ou raisonnablement faible, s'annule donc aussi, et il reste, idéalement :

$$ECLD = 20 \log |Z_e/Z_{cl}|$$

Pour résumer et pour être la plus robuste possible, la mesure du RECD :

1. Doit utiliser le même niveau sonore d'émission (ce qui paraît logique...), et la même source sonore lors de la mesure dans l'oreille et dans le coupleur

2. Doit utiliser le même « couplage » de la source d'émission sonore lors des étapes oreille et coupleur (mousse/mousse ou embout/embout) sous peine d'introduire un terme d'erreur dans l'équation du RECD

3. Doit être réalisée avec le même couplage que l'audiométrie :

- a. Audiométrie aux inserts + mousses = RECD avec source couplée à la mousse
- b. Audiométrie inserts + embouts = RECD avec source couplée à l'embout
- c. Audiométrie par l'aide auditive = RECD par l'aide auditive si cette dernière le permet

Voici le risque d'erreurs dans la mesure du RECD lorsque le couplage n'est pas le même lors de l'étape « coupleur » et lors de l'étape « oreille », selon une simulation initiale de l'ANSI (figure 8) :

- Le RECD HA1 « mousse » est le plus régulier. La mesure du RECD par l'embout et le coupleur HA1 présente des risques d'erreurs minimales et acceptables selon l'ANSI et l'IEC.
- Le RECD HA2 « mousse » génère trop d'erreurs, essentiellement à cause d'une discordance de couplages entre l'étape oreille et l'étape coupleur : les termes Z_{sc} et Z_{se} décrits plus haut sont très différents, et ne s'annulent pas mutuellement lors de la soustraction « étape oreille » - « étape coupleur ». Ces erreurs, liées à la discordance de couplage de la source sonore entre l'étape coupleur et l'étape oreille peuvent atteindre plus de 10dB (Staab, 2014).



RECD chez l'enfant

Si l'on reprend la simulation ANSI du RECD idéal HA1 « mousse » chez un adulte et un enfant de 3 mois (figure 9) : Pour prendre deux exemples à 1000 et 6300Hz :

- **Chez l'adulte**, le RECD est respectivement à 5 et 15dB. Ce qui veut dire qu'à ces fréquences, le signal est 5 et 15dB plus fort dans l'oreille que dans le coupleur de 2cc HA1.
- **Chez l'enfant de 3 mois**, le RECD est respectivement à 12,5 et 24dB. Ce qui veut dire qu'à ces fréquences, le signal est 12,5 et 24dB plus fort dans l'oreille que dans le coupleur de 2cc HA1.

On comprend l'énorme importance de la mesure aux inserts chez l'enfant, seule méthode audiométrique permettant le calcul du seuil d'audition au tympan par mesure postérieure du RECD, ou utilisation du RECD théorique en fonction de l'âge si sa mesure directe n'est pas possible.

Conduite à tenir par l'audioprothésiste

1. Mesure du RECD idéale et recommandée : avec la mousse de couplage et le coupleur HA1 (RECD HA1 « mousse »).
2. Mesure du RECD possible : avec embout du patient (et son effet d'évent), à condition que l'étape coupleur se fasse avec l'embout, sur coupleur HA1 et l'étape « oreille » avec l'embout (RECD HA1 « embout »).
3. L'usage du coupleur « contour » ou HA2 est vivement déconseillé pour la mesure du RECD, notamment à cause de la discordance d'impédance acoustique qu'il introduit entre l'étape oreille et l'étape coupleur (RECD HA2 « mousse » ou HA2 « embout ») et donc de l'apparition d'un terme d'erreur dans la mesure.

Lien entre l'audiométrie et le RECD

En pratique, on mesurera toujours le RECD avec le même couplage que celui utilisé lors de l'audiométrie, de même que l'on

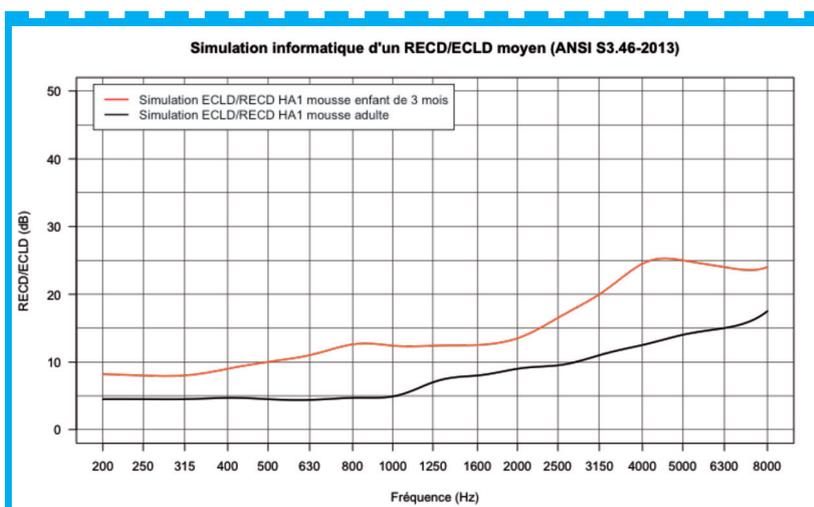


Figure 9 - Simulation du RECD chez l'adulte et l'enfant de 3 mois par l'ANSI S3.46-2013

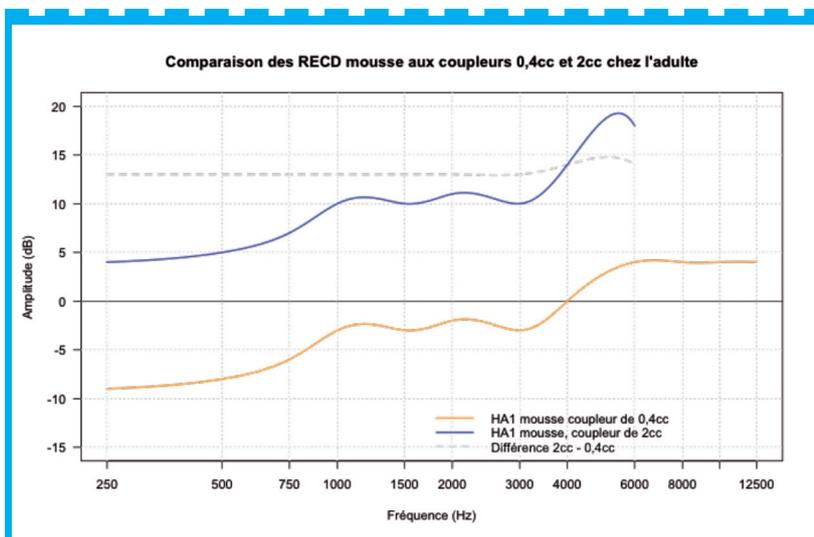


Figure 10 - RECD 2cc et 0,4cc

s'efforcera de conserver le même type de couplage de la source d'émission lors des étapes coupleur et oreille du RECD.

Evolution de la mesure du RECD : le coupleur de 0,4cc

Traditionnellement, la mesure du RECD s'effectue pour sa partie coupleur dans une cavité de 2cc.

Récemment, un fabricant de chaînes de mesures a mis sur le marché un coupleur

de mesure de 0,4cc pour la mesure du RECD : Audioscan™ avec le modèle Verifit2 (Jonkman, 2014).

Il est très probable que dans l'avenir, l'usage du coupleur de 0,4cc se généralise, pour plusieurs raisons :

- Meilleur comportement acoustique dans les hautes fréquences par rapport au 2cc,
- En conséquence, possibilité de tester la bande passante des aides auditives au-delà de 8kHz
- Volume résiduel plus proche de la réalité (= RECD de ± 0 dB chez l'adulte)

Voici les RECD d'un sujet obtenu dans un coupleur HA1 de 2cc (HA1 « mousse ») et celui obtenu avec étape coupleur sur cavité de 0,4cc (sur la chaîne de mesure Verifit2 d'Audioscan™) (figure 10) :

Source audiométrique HL couplée	RECD et couplage de la source d'émission sonore	
	Etape coupleur	Etape oreille
Insert + mousse	Coupleur HA1 avec mousse	Mousse dans l'oreille avec sonde
Insert + embout	Coupleur HA1 avec embout évent fermé	Embout dans l'oreille avec effet d'évent

On retrouve bien la différence mathématique de 14dB environ entre les deux mesures. L'avantage du coupleur de 0,4cc est de permettre la mesure au-delà de 8kHz avec précision.

Le RECD sur coupleur de 0,4cc est très proche de celui prévu en laboratoire et il existe peu différence entre le coupleur de Zwislocki (simulateur d'oreille) et le coupleur de 0,4cc (Popelka, Moore, Fay, & Poppers, 2016).

Questions bêtes... pas si bêtes :

La mesure du RECD dans un coupleur de 0,4cc est-elle plus précise dans un coupleur de 0,4cc par rapport à 2cc ?

Si l'on compare le RECD HA1 « mousse » 2cc obtenu sur 100 oreilles de 100 patients différents (données issues du fichier téléchargeable « 100RECDWRECD.txt ») à celui obtenu sur un même nombre de patients mais avec étape coupleur 0,4cc (figure 11) :

- Comme on peut le constater, la moyenne du RECD HA1 « mousse » sur 2cc est très proche de la simulation ANSI S3.46-2013, sauf en-dessous de 500Hz, très certainement à cause d'une perte d'étanchéité lié à la présence de la sonde in vivo (Bech, 2007). Les écarts types (1 écart type englobe environ 2/3 des mesures) sont de l'ordre de 5 à 8dB en fonction de fréquences, de 125 à 8000Hz.

- Dans le cas du RECD sur base coupleur de 0,4cc, on constate une moyenne des mesures légèrement inférieure à la moyenne attendue de DSL (voir, pour plus de détails, l'analyse statistique). Egalement, on note un écart type des mesures relativement important de 6 à 12,5kHz. Il est possible que les variations de placement de la sonde in vivo à proximité du tympan, pour les mesures à ces fréquences élevées, revête un caractère déterminant.

A quoi sert-il de mesurer le RECD jusqu'à 12500Hz si les seuils d'audition ne sont pas testés à ces fréquences ?

Effectivement, aucune norme ISO ne donne pour l'instant de RETSPL (valeurs d'étalonnage) pour les inserts au-delà de 8000Hz. Le coupleur d'étalonnage de 2cc

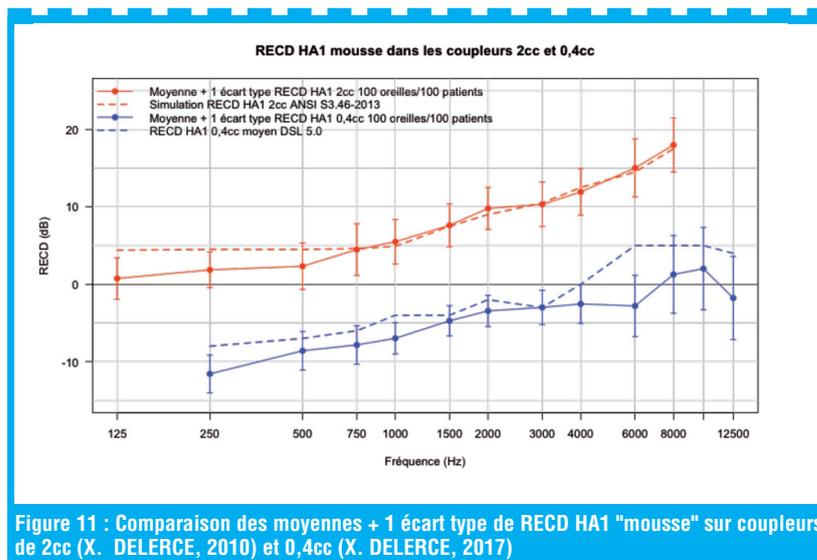


Figure 11 : Comparaison des moyennes + 1 écart type de RECD HA1 "mousse" sur coupleurs de 2cc (X. DELERCE, 2010) et 0,4cc (X. DELERCE, 2017)

ne permet pas la calibration après cette fréquence, à cause notamment d'une anti-résonance à 13kHz (Popelka et al., 2016).

C'est justement pour cette raison que l'ISO étudie actuellement une future norme d'étalonnage des inserts sur coupleur de 0,4cc qui permettra la calibration jusqu'à 16kHz.

Bien sûr, peu de patients seront susceptibles d'être testés à ces fréquences.

Pourquoi alors tester jusqu'à 16kHz ?

Beaucoup de fabricants d'aides auditives à l'heure actuelle mettent en avant les capacités « large bande passante » de leurs appareils (10, voire 12kHz). Ce n'est pas l'objet de cette communication, mais il est très intéressant de comparer les allégations de certains fabricants en la matière, et la réalité mesurée dans un coupleur de 0,4cc...

Cette future calibration des inserts dans 0,4cc présente-t-elle donc un intérêt pour l'audioprothésiste ?

Imaginons le monde de l'audiologie prothétique si, grossièrement, les dB HL émis étaient quasiment égaux aux dB SPL au niveau du tympan... Mais nous le verrons plus loin, la mesure du RECD dans un coupleur de 0,4cc pourrait réduire pas les disparités inter-individuelles (variances réduites par rapport au 2cc, de 500 à 6000Hz).

Cette calibration future des inserts, pour les audioprothésistes qui la souhaiteront, présentera l'avantage de tester des plus hautes fréquences et par conséquent, de vérifier au-delà de 8kHz la bande passante des aides auditives.

Les inserts sont calibrés encore à l'heure actuelle sur des coupleurs de 2cc. Comment une chaîne de mesure permettant le RECD avec étape coupleur sur 0,4cc convertit-elle les données HL issues du 2cc ?

La chaîne de mesure Verifit2 d'Audioscan utilise effectivement les données audiométriques issues des mesures aux inserts, calibrés dans 2cc et mesure le RECD (appelé Wideband RECD) dans 0,4cc. La différence de pression, donc de niveau sonore, entre les deux coupleurs est mathématique (environ 14,1dB).

La fonction de transfert utilisée par la chaîne de mesure, de 250 à 8000Hz afin de transformer les dB HL en SPL au tympan est :

$$dB\ HL_{\text{inserts}} + RETSPL_{2cc\ HA1} + WRECD_{0,4cc} + \text{Différence}_{0,4cc-2cc} = dB\ SPL_{\text{au tympan}}$$

Pourquoi le RECD n'est pas égal à toutes les fréquences, par exemple 12dB dans le coupleur 2cc et -2dB dans 0,4cc ?

Ceci est dû à l'impédance du tympan. Pour donner une image, le tympan est « invisible » aux basses fréquences ; la cavité de test est donc constituée du CAE occlus et de l'oreille moyenne. Dans les aigus, l'impédance du tympan crée une « barrière » ; la cavité résiduelle est donc la portion du CAE occluse uniquement (Chasin, 2015).



Conclusion

La mesure du RECD aura attendu 20 ans pour faire l'objet de normes internationales permettant de rationaliser sa mesure. Elle aura souffert pendant tout ce temps d'une réputation de complexité, sans que l'on sache toujours très bien à quoi elle servait (au coupleur ? à la mesure in vivo ?) et à qui elle s'adressait (aux enfants ?). La multiplicité de méthodes de mesure pouvait laisser perplexe l'audioprothésiste le plus motivé.

L'ANSI et l'IEC, en pointant les erreurs de mesure du RECD et en simplifiant les possibilités de mesure en font aujourd'hui une mesure extrêmement simple.

Ne boudons pas notre « plaisir » : cette mesure n'appartient qu'à l'audioprothésiste. C'est une spécificité professionnelle en quelque sorte, à l'heure où nous devons justifier de la spécificité de notre profession.

Les choses sont amenées à évoluer dans le futur pour toujours plus de précision et d'objectivité des mesures. Il faudra prouver ce que nous avançons.

Données et analyses

Toutes les données brutes et codes d'analyses ayant été utilisés dans cet article et l'analyse statistique suivante peuvent être

téléchargés à l'adresse de ce lien :

<https://drive.google.com/drive/folders/0B ykDqkML2u9hamN4NjZnSWHMaVE?usp=sharing>

Tous les graphiques et analyses ont été réalisés avec le logiciel R :

R Development Core Team (2008). R : A language and environment for statistical computing. R Foundation for Statistical Computing, Vienna, Austria. ISBN 3-900051-07-0, URL <http://www.R-project.org>.

Vous trouverez en partie 2 de cet article l'analyse statistique détaillée des variances des RECD sur 2cc et 0,4cc de deux groupes de 100 patients.

Bibliographie

American National Standards Institute. Methods of Measurement of Real-Ear Performance Characteristics of Hearing Aids. ANSI S3.46-2013. (2013).

Bech, B. (2007). Variables affecting the real ear to coupler difference. Technical University of Denmark.

Chasin, M. (2015). Back to Basics: A Primer on Equivalent Volume, Impedance, and Couplers for Hearing Aids. *Hearing Review*, 22(12).

Clemis, J. D., Ballard, W. J., & Killion, M. C. (1986). Clinical use of an insert earphone. *Annals of Otology, Rhinology and Laryngology*, 95(5), 520–524.

Jonkman, J. (2014). The Implications of ANSI RECD. *Audioscan Expert Insight*.

Keller, J. (2006). Loudness discomfort levels: A retrospective study comparing data from Pascoe (1988) and Washington University School of Medicine.

Popelka, G. R., Moore, B. C. J., Fay, R. R., & Poppers, A. N. (2016). *Hearing Aids*. (G. R. Popelka, B. C. J. Moore, R. R. Fay, & A. N. Popper, Eds.) (Vol. 56). Cham: Springer International Publishing. <http://doi.org/10.1007/978-3-319-33036-5>

Saunders, G. H., & Morgan, D. E. (2003). Impact on hearing aid targets of measuring thresholds in dB HL versus dB SPL. *International Journal of Audiology*, 42(6), 319–326. <http://doi.org/10.3109/14992020309101324>

Scollie, S. D., Seewald, R. C., Cornelisse, L. E., & Jenstad, L. M. (1998). Validity and repeatability of level-independent HL to SPL transforms. *Ear and Hearing*, 19(5), 407–13. <http://doi.org/10.1097/00003446-199810000-00007>

Scollie, S., Seewald, R., Cornelisse, L., Moodie, S., Bagatto, M., Launagaray, D., ... Pumford, J. (2005). The Desired Sensation Level Multistage Input/Output Algorithm. *Trends in Amplification*, 9(4), 159–197. <http://doi.org/10.1177/108471380500900403>

Seewald, R. C., Moodie, K. S., & Zelisko, D. L. (1993). Critique of Current Approaches to the Selection and Fitting of Hearing Aids. *Jslpa*, (1), 29–38.

Staab, W. (2014). Errors of the Acoustic Gain Prescribed Via Real-Ear-to-Coupler Differences (RECD). Retrieved from hearinghealthmatters.org

Zelisko, D. L., Seewald, R. C., & Gagné, J. P. (1992). Signal delivery/real ear measurement system for hearing aid selection and fitting. *Ear and Hearing*, 13(6), 460–3. Retrieved from http://journals.lww.com/ear-hearing/Abstract/1992/12000/Signal_Delivery_Real_Ear_Measurement_System_for.12.aspx

PARTIE 2

Analyse des variances du RECD sur base coupleur 2cc (F250 à F800) et du WRECD sur base coupleur 0,4cc (W250 à W8000) à l'aide du logiciel R

On pourrait s'interroger si le fait de mesurer le RECD sur base 0,4cc avec la chaîne de mesure Verifit2 réduit la variance par rapport à la base de mesure « traditionnelle » sur 2cc.

La variance, qui reflète en effet la « dispersion » de mesures, permettrait de donner une idée assez précise de la robustesse d'une mesure du RECD sur base 2cc par rapport à celui sur base 0,4cc que l'on pourrait penser (à tort ?) plus « fiable » car plus proche de la réalité du volume résiduel du CAE.

Bien qu'en première intention on puisse vouloir effectuer une ANOVA (ANalysis Of VAriance), ce test statistique analyse en fait les moyennes, mais par le biais de leurs variances. Les moyennes étant forcément

différentes dans le cas des RECD 2cc et 0,4cc, on préférera une analyse par paire des variances des mesures des RECD.

Nous allons d'abord analyser l'homogénéité des variances des mesures, puis les variances deux à deux pour chaque fréquence.

Tous les fichiers .txt et analyses cités dans cet article peuvent être téléchargés à l'adresse suivante :

<https://drive.google.com/drive/folders/0B ykDqkML2u9hamN4NjZnSWHMaVE?usp=sharing>

Base de travail sur le tableau de données « anovaRECDWRECD.txt » :

- Le facteur « score », noté SC dans le tableau représente le RECD, en dB

- Le facteur « groupe », noté GR dans le tableau représente la fréquence, de 250 à 8000Hz

- Pour le sous-groupe RECD 2cc : de F250 à F8000
- Pour le sous-groupe RECD 0,4cc : de W250 à W8000

Le tableau a deux colonnes, présentant sur chaque ligne un label définissant le groupe (ex : F500, W6000, etc.) et le « score » ou RECD correspondant.

Il y a 100 RECD mesurés à chaque fréquence en base 2cc et 100 RECD (appelés WRECD) en base 0,4cc, soient 100 RECD 2cc x 10 fréquences + 100 RECD 0,4cc x 10 fréquences = 2000 scores de RECD ou « SC » et 20 groupes fréquentiels ou « GR ».

Dans R, lire le tableau « anovaRECD-WRECD.txt » :

```
a<-read.table("anovaRECDWRECD.txt",
header=T)
attach(a)
```

Par exemple, pour avoir la moyenne à toutes les fréquences pour 2cc et 0,4cc :

```
tapply(SC, GR, mean)
F1000 F1500 F2000 F250 F3000
 5.49 7.61 9.80 1.86 10.32
F4000 F500 F6000 F750 F8000
11.93 2.33 15.02 4.48 18.00
W1000 W1500 W2000 W250
-6.98 -4.72 -3.44 -11.58
W3000 W4000 W500 W6000
-2.99 -2.54 -8.59 -2.80
W750 W8000
-7.84 1.27
```

Ou la variance :

```
tapply(SC, GR, var)
F1000 F1500 F2000
8.313030 7.654444 7.353535
F250 F3000 F4000
5.273131 8.260202 9.055657
F500 F6000 F750
8.890000 14.019798 11.100606
F8000
12.202020
W1000 W1500 W2000
4.100606 3.819798 4.067071
W250 W3000 W4000
5.922828 4.898889 6.291313
W500 W6000 W750
6.163535 15.636364 6.155960
W8000
25.209192
```

Il n'est pas possible (et souhaitable) de comparer directement les moyennes des RECD et WRECD : elles sont forcément différentes. Nous allons comparer les variances de ces deux mesures.

Le test de Bartlett permet de tester l'homogénéité (ou homoscedasticité) des variances. Il n'est utilisable que dans ce cas précis, car la distribution des RECD suit une loi normale (ou gaussienne) vérifiable par la commande `hist(SC)`.

Par exemple, pour avoir l'histogramme des RECD 0,4cc à 8000Hz :

```
hist(SC[GR=='W8000'])
```

Pour effectuer le test d'homogénéité des variances :

```
bartlett.test(SC, GR)
```

Bartlett test of homogeneity of variances

data: SC and GR

Bartlett's K-squared = 244.37, df = 19, p-value < 2.2e-16

L'hypothèse nulle (H0) du test de Bartlett est que les variances sont égales entre les échantillons. Une p-value inférieure à 0,05 permet de rejeter l'hypothèse d'une variance égale, d'au moins deux échantillons.

La p-value de 2.2e-16 permet donc de rejeter l'hypothèse d'une homogénéité des variances du RECD et WRECD, sans comparer cependant les groupes fréquentiels entre eux.

Pour aller plus loin, la fonction `hovPlot()` du package R `HH`, permet un test statistique ou graphique d'homogénéité des variances.

Pour installer ce package dans R :

```
install.packages("HH")
```

Pour le charger dans R :

```
library(package=HH)
```

- Test statistique, avec le test d'homogénéité de Brown-Forsythe :

```
hov(SC~GR)
```

hov: Brown-Forsyth

data: SC

F = 11.475, df:GR = 19, df:Residuals = 1980, p-value < 2.2e-16

alternative hypothesis: variances are not identical

Hypothèse nulle H0 : les variances sont identiques.

La p-value étant inférieure à 0,05, on rejette H0 : les variances ne sont pas identiques, sans détail en fréquence.

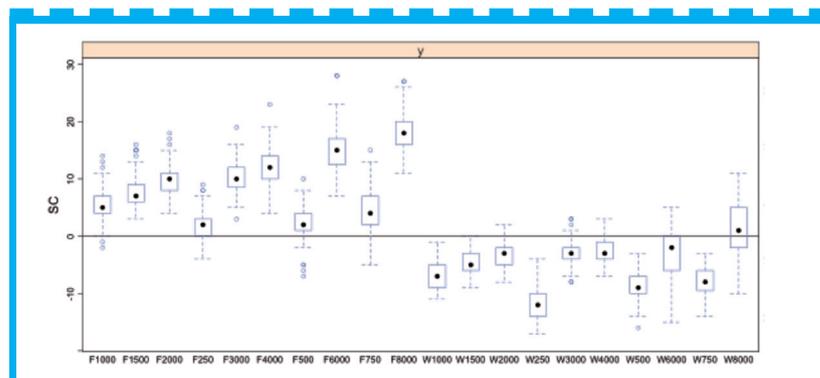
- Graphique, avec le même test :

```
hovPlot(SC~GR)
```

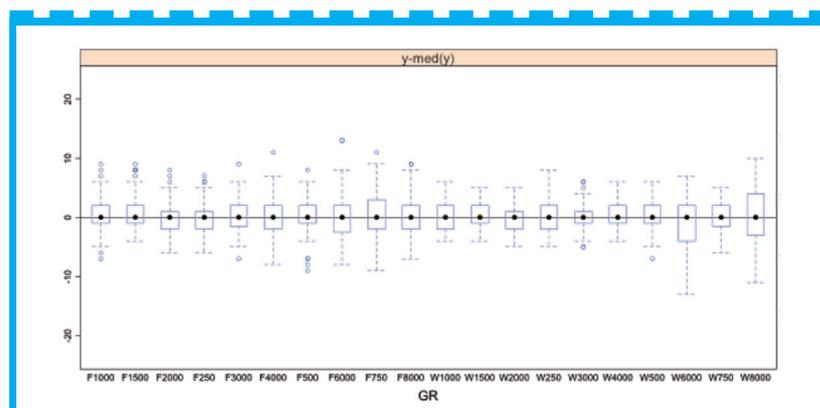
On obtient un graphique avec trois sous-graphiques :

1. Graphique des données observées ou « y » correspond aux RECD 2cc et 0,4cc en fonction de la fréquence
2. Graphique des données des groupes de RECD auxquelles on a soustrait leurs médianes : « y-med(y) »
3. Graphique des déviations absolues autour des médianes : « abs(y-med(y)) », qui sont donc toutes positives

Ce dernier graphique va permettre, visuellement, de rechercher d'éventuelles fréquences présentant des différences de variance entre les RECD mesurés sur base 2cc et base 0,4cc. Les variances ne semblent pas toutes homogènes = ne respectent le critère d'homoscedasticité ; on pourrait par exemple avoir des doutes à 1kHz, 1,5kHz et 3kHz.



Graphique 1 (données brutes)



Graphique 2 (données - valeurs des médianes)



Pour aller plus loin, nous allons comparer statistiquement deux à deux par fréquences les variances qui pourraient nous sembler différer à la vue du graphique précédent : il s'agit du test statistique F qui est un cas particulier (à deux échantillons) du test de Bartlett précédent.

- Par exemple à 8000Hz : nous allons copier les scores des groupes F8000 et W8000 dans deux variables, respectivement f8 et w8 :

```
w8<-SC[GR=='W8000']
```

```
f8<-SC[GR=='F8000']
```

Puis effectuer un test F :

```
var.test(f8, w8)
```

F test to compare two variances

data: f8 and w8

F = 0.48403, num df = 99,

denom df = 99, p-value = 0.0003674

alternative hypothesis: true ratio of variances is not equal to 1

95 percent confidence interval:

```
0.3256760 0.7193826
```

sample estimates:

ratio of variances

```
0.4840306
```

La p-value (0,003674) est < 0,05. La variance des deux échantillons du RECD 2cc et 0,4cc à 8000Hz **diffère donc significativement**.

- A 6000Hz :

```
f6<-SC[GR=='F6000']
```

```
w6<-SC[GR=='W6000']
```

```
var.test(f6, w6)
```

donne une p-value de 0,5882 = non significative = les variances à 6000Hz sont identiques.

- A 750Hz :

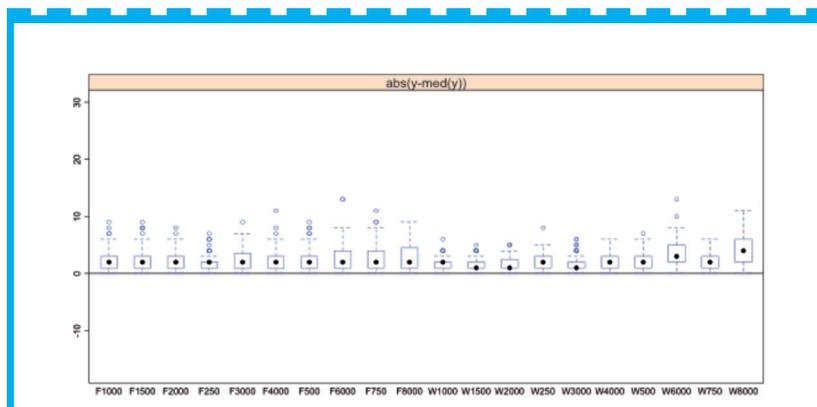
```
w7<-SC[GR=='W750']
```

```
f7<-SC[GR=='F750']
```

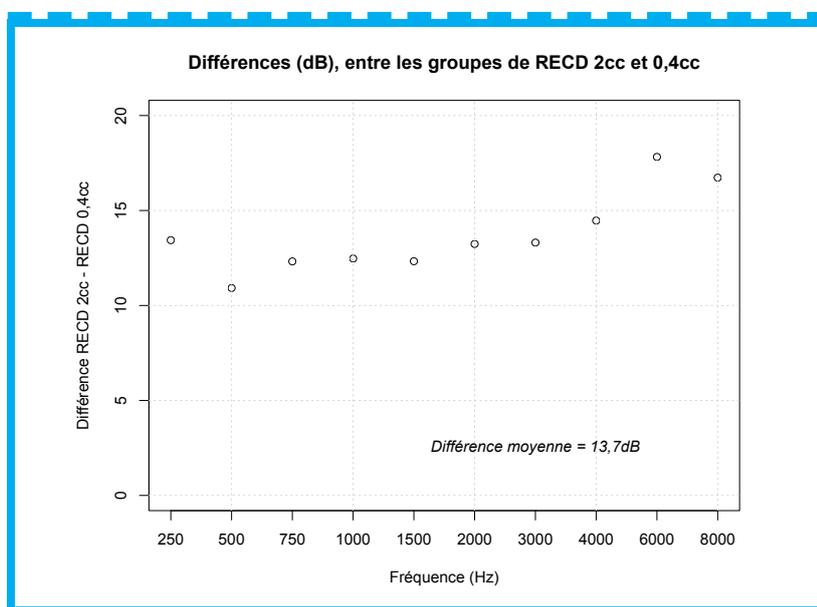
```
var.test(f7, w7)
```

donne une p-value de 0,003673 < 0,05 = significative = **les variances diffèrent**.

Les variances des mesures sur base coupleur 0,4cc sont en général plus faibles que celles sur base coupleur 2cc, jusqu'à 6kHz, et de manière significative de 750 à 3000Hz. A contrario, la variance des mesures du RECD sur base coupleur de 0,4cc augmente nettement à partir de 8000Hz, et au-delà (28dB² à 10 et 12,5kHz) ; on peut émettre l'hypothèse



Graphique 3 (données – valeurs des médianes, en valeurs absolues)



d'une très grande importance de l'emplacement de la sonde à proximité du tympan à ces fréquences, souvent peu testées en audiologie prothétique. Il est très probable que le placement de la sonde à des distances trop importantes du tympan, même faiblement, fasse courir le risque d'une mesure dans un nœud de pression à ces fréquences élevées (8kHz et plus).

En conclusion, on ne peut pas affirmer que la mesure du RECD HA1 2cc soit moins fiable que la mesure du RECD HA1 0,4cc, mais l'usage de ce dernier coupleur permet des mesures plus homogènes (moins de variance) d'un patient (adulte) à un autre.

La différence entre les RECD moyens 2cc – 0,4cc, sur les les deux groupes de 100 oreilles/100 patients, donne :

Cette différence expérimentale moyenne de 13,7dB est conforme à l'estimation physique, puisque la loi de Boyle-Mariotte ($PV=nRT$) donne 14,1dB d'écart de pression acoustique entre un volume de 2cc et un volume de 0,4cc.

Le RECD 0,4cc statistique de DSL semble donc surévalué de quelques dB (donc prévoit un volume résiduel moyen inférieur à 0,4cc). Ce point serait à confirmer sur un nombre plus important de sujets

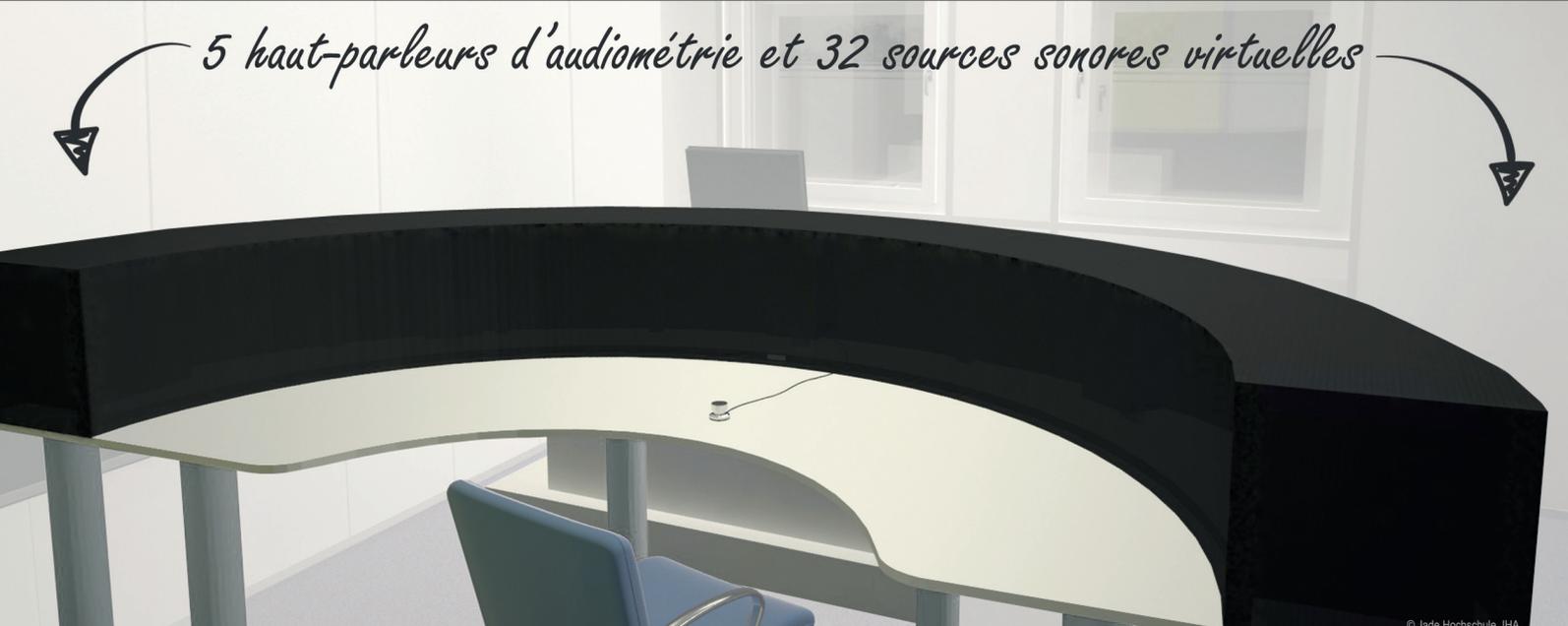
Fréq.	250	500	750	1000	1500	2000	3000	4000	6000	8000
Variances 2cc	5,27	8,89	11,10	8,31	7,65	7,35	8,26	9,06	14,02	12,20
Variances 0,4cc	5,92	6,16	6,15	4,10	3,81	4,06	4,89	6,29	15,63	25,20
p-value F TEST	0.5643	0.0699	0.003673	0.0005176	0.0006365	0.003523	0.009935	0.07147	0.5882	0.003674
SIGNIF.	NS	NS	**	***	***	**	**	NS	NS	**

ERKI

Le nouveau monde de la localisation

Pour l'audiomètre clinique AT1000

5 haut-parleurs d'audiométrie et 32 sources sonores virtuelles

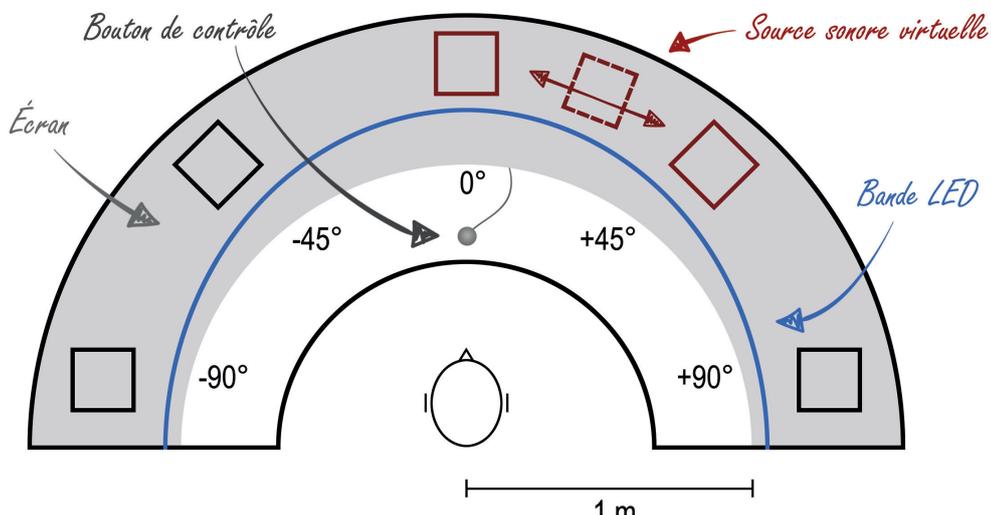


Installation :

- Entre 5 et 8 enceintes
- 4 stimuli larges bandes différents
- 32 sources sonores virtuelles
- Bouton patient
- Audiomètre clinique AT1000

Avantages pour :

- Le diagnostic des troubles d'audition centrale
- Le choix des meilleures aides auditives
- L'adaptation bilatérale ou binaurale des processeurs
- L'accompagnement post-réhabilitation



Veille acouphènes

Stress et acouphène - 1^{ère} partie



Définition

Le terme « stress » vient de l'anglais et signifie « tension, contrainte » plus exactement introduit par H. Selye pour exprimer « l'état réactionnel d'un organisme soumis à l'action d'un excitant quelconque ».

Certains considèrent le stress comme une émotion à part entière. [Lieuury 2015] C'est un phénomène de défense complexe de l'organisme face à un « agent stressant » qui lui permet de respecter son homéostasie par des mécanismes biologiques, psychiques et sociaux.

Ainsi, le stress sollicite différentes structures du corps humain : le système nerveux central, le système nerveux autonome, le système endocrinien, le système limbique, mais aussi la mémoire. Tous ces systèmes sont également impliqués dans la genèse de l'acouphène (Lurquin & Real 2012) et repris dans le modèle de Jastreboff (Jastreboff 2012).

La réaction au stress d'un individu va aussi dépendre de son vécu, de son âge mais aussi de son idiosyncrasie personnelle. [Thurin 2003] Grâce à diverses réactions métaboliques, le corps humain se prépare à régir à une menace. Il cherche donc à augmenter ses capacités, ou bien à puiser dans ses réserves.

Le stress est donc à l'origine un mécanisme de défense de l'organisme mais lorsque ce dernier est trop sollicité, il peut donner lieu à des pathologies. De nombreux patients acouphéniques rapportent cet état comme préalable à l'apparition de l'acouphène. Selon Thurin [2003], la durée du stress est très importante. Le stress peut être aigu, s'il dure moins d'une heure, court (moins d'un mois) et long (plus d'un mois). Ce dernier est aussi appelé stress chronique. Plus la réponse au stress sera longue, plus le sujet a de risques de développer une pathologie qui y sera liée. Les répercussions psychologiques et

physiques seront alors plus importantes (notamment au niveau des réponses immunitaires). Les effets les plus connus restent la fatigue chronique, les troubles anxieux, cognitifs et émotionnels, ainsi que la dépression et l'acouphène. De plus en ce qui concerne l'audioprothésiste, l'acouphène est un agent stressant c'est-à-dire « une demande qui bouleverse l'équilibre de l'organisme dont la restauration (le retour à la normale ou l'adaptation) n'est possible qu'au moyen d'une réponse spéciale et non plus de routine » Selye 19. Il devient dès lors difficile de distinguer cause et conséquence dans la relation « stress-acouphène » (Hébert 2016).

Réaction au stress

La réaction de stress permet le maintien de l'homéostasie chez le sujet, qui est « le maintien à leur valeur normale des différentes constantes physiologiques de l'individu (température, tonus cardiovasculaire, composition du sang...) » [Delamare 2009].

Quatre systèmes sont alors sollicités : le système nerveux central, le système nerveux autonome, le système endocrinien (en particulier l'axe hypothalamo-hypophyso-surrénalien) et le système immunitaire. Ils communiquent entre eux grâce aux hormones, neuromédiateurs ou autres neuropeptides. [Thurin 2003].

Lorsqu'une situation stressante se présente, le cerveau va analyser celle-ci afin de provoquer une réponse de l'organisme. La première réaction a lieu par le système nerveux sympathique. En même temps, mais plus lentement, le système endocrinien va induire la libération d'hormones spécifiques dans le sang vers le site de leur action. [Sherwood 2006].

Les principales hormones de stress

Les deux principales hormones connues pour leurs actions en cas de stress sont l'adrénaline et le cortisol. Un médiateur chimique associé à l'adrénaline, la noradrénaline complète le podium.

L'adrénaline

L'adrénaline et la noradrénaline appartiennent à la famille des catécholamines. Si la première est bien une hormone, la noradrénaline est un médiateur chimique. Au lieu d'être sécrétée par une glande endocrine, et amenée à un des organes ou à des tissus par le flux sanguin, elle est libérée à partir des terminaisons nerveuses et agit sur les synapses des neurones. Ses actions vasoconstrictrice et hypersensitivité restent toutefois plus importantes que celle-ci. L'adrénaline est sécrétée par la médullo-surrénale.

En temps normal, le sang contient 0.5 à 1mg d'adrénaline par litre, et l'élimination urinaire de l'adrénaline est inférieure à 20mg par 24h. [Delamare 2009].

Comme toutes les hormones, l'adrénaline circule dans le sang. Etant une hormone hydrophile, elle est peu soluble dans les lipides. Cette propriété l'empêche de traverser la membrane lipidique des cellules. Pour agir sur celles-ci, elle se fixe alors à un récepteur au niveau de la membrane cellulaire. [Sherwood 2006].

Le cortisol

Le cortisol est un glucocorticoïde et est l'hormone de stress la plus connue. Le cortisol est créé dans la zone réticulée du cortex des glandes surrénales. Différents processus enzymatiques modifient le cholestérol jusqu'à aboutir à la molécule de

Philippe LURQUIN

Audioprothésiste
Bruxelles-Charleroi

Chargé de cours,
membre du
Collège National
d'Audioprothèse



Chloë SOYER

Audioprothésiste





cortisol. Les stéroïdes ne sont pas stockés, ils sont synthétisés lorsque l'organisme en a besoin. Dès qu'elle est synthétisée, elle diffuse à travers la membrane de la cellule où ont eu lieu les réactions enzymatiques nécessaires à sa production afin de circuler dans le sang. [Sherwood 2006]. Le cortisol étant liposoluble, il est donc hydrophobe. Il ne peut pas se dissoudre dans le plasma (qui contient 83% d'eau). Il est donc transporté dans le sang vers ses cellule-cibles par des protéines plasmatiques. Il traverse ensuite les parois des vaisseaux sanguins et entraîne la synthèse des protéines en activant des gènes spécifiques. Ces protéines vont entraîner divers effets sur l'organisme.

Même en absence de stress, le cortisol est présent dans l'organisme. Sa sécrétion suit un rythme nyctéméral, ou circadien : elle varie périodiquement en vingt-quatre heures. Le taux de cortisol, ou cortisolémie est maximale le matin puisque sa sécrétion augmente la nuit. Et inversement : elle est minimale le soir puisque la concentration plasmatique du cortisol diminue pendant la journée (sauf si un évènement stressant intervient). [Sherwood 2006].

« L'épiphyse (glande pinéale) sécrète la mélatonine, qui contribue à la synchronisation des rythmes circadiens endogènes avec le cycle lumière/obscurité. » [Sherwood 2006]

Action des hormones de stress

La réponse hormonale est plus durable que la réponse nerveuse : une fois l'hormone détachée du récepteur, son action est encore présente.

L'adrénaline

L'adrénaline est la première réponse de l'organisme dans une phase d'alarme. Son action est très rapide, mais ne dure pas dans le temps. Les modifications qu'elle met en place permettent au sujet de combattre ou de fuir la situation, le prépare à un effort physique intense. Ainsi, elle :

- Accélère le rythme et augmente la force des battements du cœur [Delamare 2009]
- Renforce l'activité du système nerveux sympathique
- Augmente la pression artérielle
- Provoque une hyperventilation des bronches
- Dilate la pupille

- Contracte les vaisseaux sanguins, mais dilate ceux qui irriguent les muscles lisses
- Elève le taux de glycémie [Sherwood 2006]
- Induit une pilo-érection afin d'augmenter la sensibilité du toucher [Germain 2015]
- Contracte la rate [Dantzer 1988]

L'action de l'adrénaline, comme cité précédemment, reste très limitée dans le temps : quelques dizaines de minutes seulement. La noradrénaline a, elle, une action vaso-motrice. [Dantzer 1988]

Le cortisol

La réponse du cortisol est plus longue à se mettre en place (plusieurs minutes). Son but est aussi de permettre à l'organisme de mobiliser ses ressources, en prévision à un état de stress de durée plus longue. (Figure 1).

Le cortisol permet la libération de métabolites énergétiques : une fois libéré dans le sang depuis le cortex des glandes surrénales, il va agir sur le foie afin que celui-ci libère plus de glucose dans le sang. Ainsi,

les muscles pourront être mobilisés plus longtemps. (Fig 1)

Le modèle du Syndrome Général d'Adaptation

Le modèle du Syndrome Général d'Adaptation (SGA) (Selye 1956) décrit la réaction de l'organisme en cas de stress. Ce schéma comporte trois étapes : la réaction d'alarme, la phase de résistance et celle d'épuisement. (figure 2)

La réaction d'alarme

La réaction d'alarme est la première phase du SGA. Le cerveau analyse une situation comme stressante, le système nerveux sympathique est sollicité (noradrénaline) dans le but de stimuler le système endocriné (adrénaline et corticostéroïdes). La noradrénaline et l'adrénaline sont les premières substances à agir, en quelques secondes. Elles augmentent la rapidité des réflexes, l'acuité de certains sens et la force musculaire [Bruchon-Schweitzer

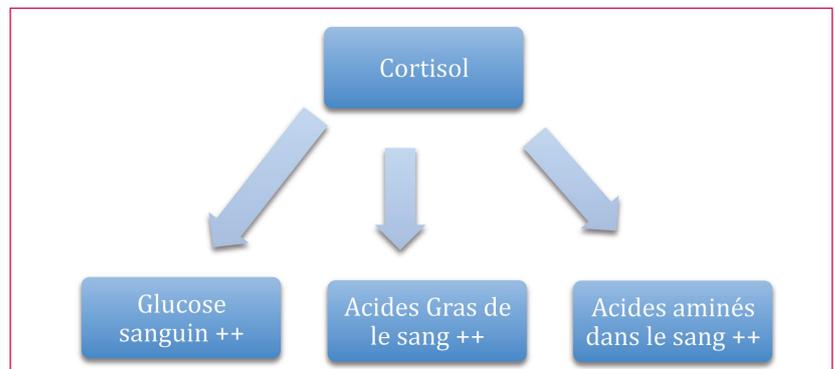


Figure 1 : Effets du cortisol sur l'organisme

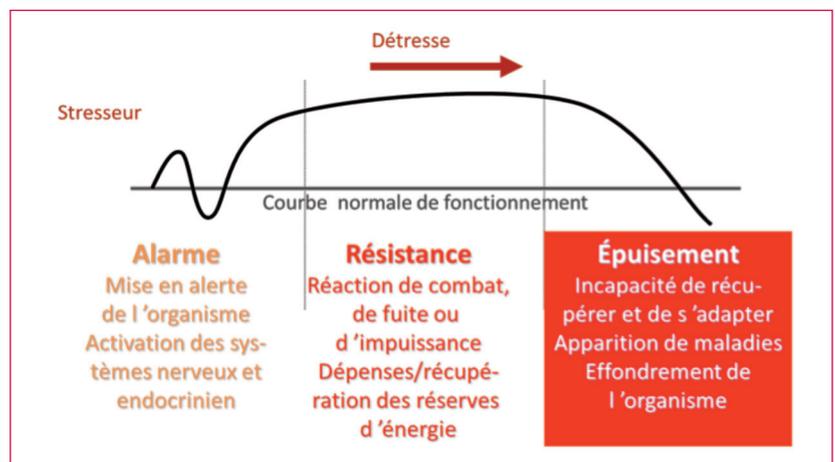
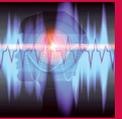


Figure 2 : Le syndrome général d'adaptation, d'après Selye



& Dantzer 1994] afin de combattre ou fuir la situation. [Lassarre 2002] La production de cortisol est également mise en marche.

L'étape de résistance

La phase de résistance, la plus longue, est l'étape pendant laquelle l'organisme va puiser dans ses réserves afin de réagir au stress, et de maintenir son homéostasie. Le corps doit être prêt si l'agression a lieu dans la durée. Il sollicite pleinement les muscles grâce aux glucocorticoïdes, et la réponse du système immunitaire se met en place. L'action des catécholamines, plutôt rapide, va s'estomper pendant cette étape. L'organisme est donc plus fort face au stress, au dépend d'autres agressions. [Thurin 2003]

La phase d'épuisement

Lorsque l'organisme ne sait plus répondre à la demande du cortex, la phase d'épuisement commence. L'énergie fournie est insuffisante, le système immunitaire perd de son efficacité. Si la phase d'épuisement dure trop longtemps, on parle de stress pathologique. Dans des cas extrêmes, la phase d'épuisement peut conduire au décès du sujet. [Germain 2015].

Le système limbique

Le système limbique est un ensemble de formations situées dans le cerveau et régissant en partie les émotions, la mémoire, l'apprentissage, la motivation, les comportements sociaux ou sexuels de base. [Sherwood 2006]. Il est composé du gyrus du cingulum, du fornix, du bulbe olfactif, du lobe temporal, de l'amygdale (siège des émotions négatives), de l'hippocampe (lieu principal de la mémoire), du corps calleux et du corps mamillaire. Toutefois, ses fonctions restent associées au cortex, au lobe frontal, au thalamus et à l'hypothalamus. C'est dans le système limbique que naissent nos émotions.

Les émotions

On l'a vu percevoir une émotion n'est pas qu'un sentiment ou un élément psychologique ; le système nerveux et endocrinien intervient sous forme de libération d'hormone de stress. Celle-ci est conditionnée par la pensée, et le stimulus. En soi cette libération hormonale est exprimée dans le modèle de Jastreboff sous forme de flèches liant les associations émotionnelles au système nerveux autonome

Les émotions sont donc composées d'un ressenti psychique et d'une expression de l'organisme. Le système limbique analyse une situation et en développe une émotion, un sentiment. L'hypothalamus va alors libérer les hormones et les neuro-médiateurs qui vont permettre au corps d'exprimer cette émotion. [Guenard 2009] Ce peut être sous la forme d'un rire, de pleurs, de sueurs, d'une intonation particulière de la voix, d'une modification de la face ou de la posture. [Croisille 2009] Parmi ces substances chimiques, nous retrouvons principalement les catécholamines et les glucocorticoïdes qui sont nos hormones de stress.

Pour analyser les émotions, plusieurs mesures somatiques peuvent être réalisées : l'expression faciale, la fréquence cardiaque ou encore la température cutanée. Par exemple, une fréquence cardiaque faible peut être caractéristique du bonheur ou du dégoût. Lorsqu'elle est élevée et associée à une température cutanée faible, le sujet ressent de la peur ou de la tristesse. Au contraire si cette dernière s'élève, on retrouvera le paradigme de la colère. [Dantzer 1988]

Les sentiments sont à distinguer des émotions : « Les sentiments naissent lorsque nous prenons conscience des émotions corporelles ». [Croisille 2009].

Evaluation du stress

Deux grandes méthodes sont aujourd'hui utilisées afin d'évaluer le stress vécu par un individu : les mesures physiologiques utilisant principalement le cortisol comme biomarqueur, et des questionnaires, ou échelles, qui sont des méthodes écrites.

Physiologique

La mesure de stress physiologique la plus courante est l'évaluation du taux de cortisol. La détermination de cette valeur peut être faite dans le sérum sanguin, l'urine, la salive, et les cheveux.

Toutefois, chaque échantillon et sa méthode de prélèvement ont leurs avantages et leurs inconvénients :

- **Sérum** : Donne une indication de la cortisolémie à court terme et à un moment donné [95], mais peut être faussée par le rythme circadien de l'hormone. C'est pourquoi la notation de l'heure du prélèvement est importante. Celui-ci peut également être une source de stress et modifier les résultats. Russel 2012

- **Urine** : Donne un aperçu de la concentration en cortisol à court terme (24 heures) mais peut être modifié par le rythme circadien [Russel 2012]. L'éventuel stress provoqué par la collecte de l'échantillon peut également modifier le résultat.

- **Salive** : Généralement prélevée par Salivette®, le taux de cortisol dans la salive donne un aperçu à court terme de la concentration de l'hormone [Goldberg 2014]. Il est souvent utilisée pour faire des comparaisons de niveaux de stress avant et après un événement particulier. Comme par exemple dans les travaux de S. Hébert où un prélèvement a lieu avant et après l'exposition à un bruit de forte intensité afin de démontrer si l'exposition sonore provoque un stress. [Russel 2012] Cette technique a aussi l'avantage de pouvoir être réalisée par les sujets chez eux. Elle reste toutefois invasive, bien qu'elle le soit moins que les techniques urinaires et plasmatisques. [Russel 2012]

- **Cheveux** : C'est l'échantillon le plus simple à prélever, très utilisé pour l'évaluation du stress chronique. Il donne une idée du taux de cortisol sur plusieurs semaines à plusieurs mois en un seul échantillon (les cheveux poussent d'environ un centimètre par mois) et est « Particulièrement utilisé pour étudier les changements affectifs à long terme » (Goldberg 2014). Une mèche d'un centimètre de diamètre est prélevée à l'arrière de la tête afin de ne pas augmenter le taux de cortisol de l'individu testé. Cet échantillon biologique est très facile à transporter et à conserver, pendant des années.

En 2012, Goldberg et col démontrent que l'analyse du taux de cortisol dans les cheveux est la méthode la plus pratique, en matière de conservation et de technique d'échantillonnage, mais dans l'étude du stress chronique. [Russel 2012] En effet, parmi les différents échantillons biologiques proposés, collecter une mèche de cheveux et la technique la moins invasive, et la moins stressante pour le sujet (elle n'aura donc pas pour conséquence d'augmenter le taux de cortisol avant le prélèvement).

La concentration du cortisol peut être faussée en cas de jeûne, de grossesse, de forte consommation d'alcool, ou dans certaines pathologies comme le syndrome de Cushing (hypercortisolisme) ou la maladie d'Addison (hypocortisolisme).



En 1971, John W Mason affirme que la variation du taux de cortisol dans le corps indiquerait plutôt l'intensité de l'activation émotionnelle plutôt que de l'état de stress. L'état de stress étant lié à l'état émotionnel, la mesure physiologique du cortisol serait donc une mesure subjective du stress vécu par un sujet.

Par questionnaire : échelles d'événements stressants

Echelles d'événements de vie majeurs

En 1967, Holmes et Rahe créent une première échelle d'évaluation du stress, l'Echelle de Réajustement Social (Social Readjustment Rating Scale, ou SRRS) en s'inspirant du Schedule of Recent Experience de Hawkins de Davies et Holmes (1957).

Ces premiers travaux ont été créés afin de mesurer l'impact induit par des événements majeurs de la vie, et l'effort qui est nécessaire pour y faire face. Le but étant de pouvoir mettre en relation ces événements, clairement identifiables (tout en réduisant « des biais subjectifs dans la perception et l'auto déclaration des événements » et l'apparition de pathologies ultérieures.

L'échelle de réajustement sociale été largement critiquée. Des chercheurs qualifient certains items comme trop vagues et sujets à l'interprétation (par exemple « changement dans les activités sociales »). D'autres estiment que les événements désagréables n'ont pas le même impact que les situations agréables, de même que celles qui sont désirées ou non. De plus, cette échelle ne prend pas en compte le fait que les individus ne vivent pas tous les événements de la même façon.

La pondération a pour but d'éliminer des biais liés à la perception du sujet mais peut elle-même en créer d'autres, et léser les résultats.

En 1979, Jenkins, Hurst et Rose mettent en évidence le « problème de l'évènement qui diminue » : selon eux, l'effort fournit afin d'affronter un événement de vie majeur diminue avec le temps. C'est-à-dire que lorsque l'évaluation porte sur les vingt-quatre derniers mois vécus par le sujet, certains événements très importants peuvent être relativisés, depuis l'instant où ils se sont produits. C'est en partie pourquoi Hobson & col proposent une nouvelle version de la SRRS en 1998, qui évaluent les événements de vie majeurs qui se sont produits dans les six derniers mois. [Hobson 1998] Elle donnerait ainsi de meilleurs résultats.

Après les travaux de Holmes et Rahe, d'autres échelles d'événements de vie majeurs ont été développées, afin de les compléter ou de les améliorer. Celles-ci comportent soit des pondérations préétablies soit les individus testés doivent eux-mêmes indiquer l'impact des situations citées sur leur vie.

- Life Event Record (Registre d'Événements de Vie) de Coddington (1972), adaptée aux enfants
- Life Events Inventory (Inventaire des Événements de la Vie), de Cochrane et Robertson (1973),
- Life Event Questionnaire (Questionnaire d'Événements de Vie), de Horowitz, Schaefer, Hiroto, Wilner et Levin (1977)
- Life Experience Survey (Inventaire des Expériences de Vie), de Sarason, Johnson et Siegel (1978)
- PERI Life Events Scale (Echelle PLES), de Dohrenwend, Krasnoff, Askenasy et Dohrenwend (1978)

- Impact of Events Scale (Echelle d'Impact des Événements), de Horowitz, Wilner et Alvarez (1979),

- Unpleasant Events Schedule (Inventaire d'Événements Déplaisants), de Lewinsohn, Mermelstein, Alexander et MacPhillamy (1985)

Grâce à ces échelles d'événements de vie majeurs, des relations ont été établies entre des réajustements mis en place et des pathologies : infarctus du myocarde, mort subite, arthrite, cancer, diabète et tuberculose ou encore névrose [Tennant 1978].

Nous poursuivrons cette analyse théorique indispensable par une analyse pratique des méthodes et moyens à utiliser tels l'utilisation de tests de mesure du stress perçu par questionnaire ainsi que la mise en place des stratégies de coping de l'acouphénique stressé.

Bibliographie

Bruchon-Schweitzer M, Dantzer R. *Introduction à la psychologie de la santé*. Presses Universitaires de France, 1994

Castelnaud D, Léo H. *Le stress, Monographies de l'encéphale – revue de psychiatrie clinique biologique et thérapeutique*, Doin Editeurs, 1993

Cochrane R, Robertson A. *The Life Events Inventory : a measure of the relative severity of psychosocial stressor*. *Journal of Psychosomatic Research*, vol 17, 135-139, 1973

Coddington R D. *The Significance of Life events as Etiologic Factors in the Diseases of Children : A Surevey of professional Workers*. *Journal of Psychosomatic Research*, vol 16, 7-18, 1972

Croisile B. *Tout sur la mémoire*. Editions Odile Jacob, 2009

Dantzer R. *Psychobiologie des émotions. Neurobiologie des comportements*, de J. Delacour. Editions Hermann, 1984

Dantzer R. *Les émotions*. Presses universitaires de France, 1988

Propriété	Sérum	Salive	Urine	Cheveux
Niveau subjectif d'invasion associée à la collecte d'échantillon	Elevée	Basse	Modérée	Basse
Niveau de cortisol affecté par le stress de la procédure d'échantillonnage ?	Probablement	Probablement	Probablement	Non
Exigences de stockage	Réfrigération suivie de congélation	Réfrigération ou congélation	Réfrigération ou congélation	Température ambiante : stable pendant des années
Périodes de temps que la production de cortisol représente	Point de mesure unique	Point de mesure unique	12-24h : exposition complète ?	Mois à années : exposition complète ?
Gammes de références pertinentes cliniquement établies	Oui ; cortisol total mesuré	Non ; Seulement cortisol libre mesuré	Non ; Seulement cortisol libre mesuré	Non ; Seulement cortisol libre mesuré

Tableau 1 : Comparaison des propriétés des différentes matrices de la mesure de cortisol, d'après Russe!



- Dantzer R. L'illusion psychosomatique. Paris, Odile Jacob, 1989
- Delamare G. Dictionnaire illustré des termes de médecine, Edition Maloine, 2009
- Dohrenwend B S, Krasnoff L, Askenasy A R, Dohrenwend B P. Exemplification of a Method for Scaling Life Event : the PERI Life Events Scale. *Journal of Health and Social Behavior*, vol 19, 205-229 1978
- Eggermont J J. Tinnitus and neural plasticity (Tonndorf lecture at XIth International Tinnitus Seminar, Berlin, 2014). *Hearing Research*, vol 319, p.1-11, 2015
- Germain M. Stress – Comment il modifie notre cerveau, La Recherche, Mars 2015, n°497
- Goldberg S B, Manley A R, Smith S S, Greeson J M, Russel E, Van Uum S, Koren G, Davis J M. Hair cortisol as a biomarker of stress in mindfulness training for smokers. *The Journal of Alternative and Complementary Medicine*, volume 20, number 8, 630-634, 2014
- Guénard H. Physiologie humaine, chapitre 10. Editions Pardel, 2009
- Guillet L. Le stress. Editions De Boeck, 2012
- Hébert S., Lupien S.J. The Sound of Stress : Blunted cortisol reactivity to psychosocial stress in tinnitus sufferers. *Neuroscience Letters* 411, 138-142. 2007
- Hébert S, Lupien S J. Salivary cortisol levels, subjective stress, and tinnitus intensity in tinnitus sufferers during noise exposure in the laboratory. *International Journal of Hygiene and Environmental Health*, 212, 37-44, 2009
- Hellhammer DH, Hellhammer J. Stress, the brain-body connection, Karger, 2008
- Hennen G. Endocrinologie. Editions De Boeck Université, 2001
- Hobson C J, Kamen J, Szostek J, nethercut C M, Tiedmann J W, Worjnarwicz S. Stressful life events : A revisions and update of the Social Readjustment Rating Scale. *International Journal of Stress Management*, vol 5, 1-23, 1998
- Holmes T H, Rahe R H. The social Readjustment scale. *Journal of Psychosomatic Research*, 11, 213-218, 1967
- Horner K C. The emotional ear in stress. *Neuroscience and Biobehavioral Reviews*, vol 27, 437-446, 2003
- Horowitz M J, Wilner N, Alvarez W. Impact of event Scale : A Measure of Subjective Stress. *Psychosomatic Medicine*, vol 41, 209-218, 1979
- Jastreboff P J. The neurophysiological model of tinnitus. *Tinnitus : Theory and Management*, Chapter 8, de James Bayron Snow, 96-106, 2012
- Lassarre D. Stress et société. Presses Universitaires de Reims, 2002
- Lewinsohn P M, Mermelstein R M, Alexander C, MacPhillamy D J. The Unpleasant Events Schedule : A Scale for the Measurement of Aversive Events. *Journal of Clinical Psychology*, vol 41, 483-498, 1985
- Lieury A. 35 grandes notions de psychologie cognitive, Editions Dunod, 2015
- Sherwood L.. Physiologie humaine, Edition De Boeck, 2006
- Lurquin P, Real M. Le modèle neurophysiologique de Jastreboff. *Les Cahiers de l'Audition*, vol 4, 2012
- Mason J W. A re-evaluation of the concept of 'non-specificity' in stress theory. *Journal of Psychiatric Research*, vol 8, 323-333, 1971
- Mahlke C, Wallhäusser-Franke E. Evidence for tinnitus-related plasticity in the auditory and limbic system, demonstrated by arg3.1 and c-fos immunocytochemistry. *Hearing Research*, vol 195, p. 17-34, 2004
- Rauschecker J P, Leaver A M, Mühlau M. Tuning Out the Noise: Limbic-Auditory Interactions in Tinnitus. *Neuron*, vol 66, p.819-826, 2010
- Richard D, Orsal D. Neurophysiologie – Organisation et fonctionnement du système nerveux, deuxième édition, Editions Dunod, 2001
- Rivolier J. L'homme stressé. Presses Universitaires de France. 1989
- Russel E, Koren G, Rieder M, Van Uum S. Hair cortisol as a biological marker of chronic stress: Current status, future directions and unanswered questions. *Psychoneuroendocrinology*, volume 37, issue 5, 589-601, 2012
- Sarason I G, Johnson J H, Siegel J M. Assessing the Impact of Life Changes : Development of the Life Experiences Survey. *Journal of Consulting and Clinical Psychology*, vol 46, 932-946, 1978
- Saunders J C. The role of central nervous system plasticity in tinnitus. *Journal of Communication Disorders*, vol 40, p. 313-334, 2007
- Selye H. The evolution of the stress concept. *American Scientist*, 1973, 61, 692-699
- Sherwood L. Chapitre 5 : Système nerveux central. Physiologie humaine, Edition De Boeck, 2006
- Simoens V L, Hébert S. Cortisol suppression and hearing thresholds in tinnitus after low-dose dexamethasone challenge. *BMC Ear, Nose and Throat Disorders*, 2012
- Theorell T. Life events before and after the onset of a premature myocardial infarction. In B S et B P Dohrenwend. *Stressful life events. Their nature and effects*. New York, John Wiley, 101-117, 1974
- Thurin JM, Baumann N. Stress, pathologies et immunité. Editions Flammarion, 2003



Veille Technique

Les innovations des industriels

AURITEC

Audiométrie clinique « made in Germany »

Forte de 40 ans d'expérience, la société AURITEC, leader technique dans le domaine de l'audiométrie clinique en Allemagne et basée à Hambourg, développe, fabrique et commercialise des systèmes de diagnostic auditif et de réglage d'aides auditives de haute gamme. Suite aux conclusions des récents congrès européens, AURITEC vous présente ses solutions cliniques, de dépistage, de diagnostic et de suivi après appareillage ou implant.

Audiométrie vocale dans le bruit

Cette procédure nécessite des tests modernes, adaptatifs, comparables, car disponibles dans différentes langues et validés en tant que produits médicaux pour une utilisation sans risque avec des patients, implantés ou non. Une expérience dont AURITEC dispose depuis des années.

- Test Framatrix

Name	Verb	Number	Noun	Adjective
Jean-Luc	ramasse	trois	classeurs	jaunes
Emile	voudrait	deux	livres	rouges
Agnès	attrape	quinze	crayons	verts
Julien	dessine	huit	piquets	bruns
Etienne	demande	douze	vélos	bleus
Michel	ramène	onze	jetons	mauves

- Test AAST



Les supports techniques (audiomètres) sont divers et adaptés aux exigences des utilisateurs.

Audiomètres

Depuis la mise sur le marché du premier audiomètre informatisé, AURITEC a

perfectionné ses technologies et complété sa gamme de produits, toujours à l'écoute des professionnels et dans le souci constant de répondre aux besoins individuels des utilisateurs.

- Audiomètre de diagnostic ear3.0



- Audiomètre de dépistage AuriCheck



- Audiomètres cliniques AT1000, AT700 ou AT700e



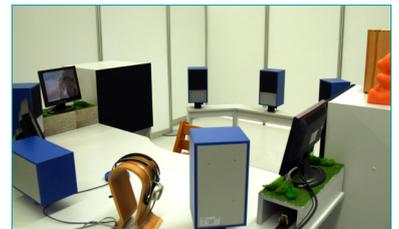
Localisation et audiométrie comportementale

Experts en audiologie infantile, AURITEC propose un éventail de solutions pour dans les CHU, les centres d'implants cochléaires, les audioprothésistes, etc.

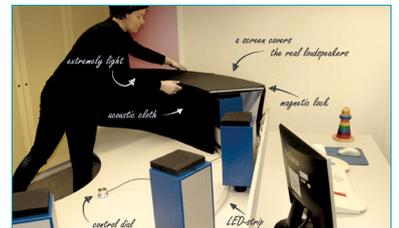
- Audiométrie comportementale



- Mobilier d'audiométrie



- Système de localisation ERKI



Chaines de mesure et adaptation d'aides auditives

AURITEC est distributeur de la chaîne de mesure d'Audioscan Verifit2™, seul système de mesure parfaitement binaural, et permettant des mesures RECD jusqu'à 16kHz.

- Verifit2



Prochaines rencontres avec AURITEC en 2017

ESPCI Lisbonne : 25 - 28 mai
SFA Paris : 29 - 30 septembre
EUHA Nuremberg : 18 - 20 octobre

Contact :
AURITEC GmbH - Dernaer Strasse 12 -
22047 Hambourg - Allemagne
www.auritec.de/fr
Sylvaine Mody : +49 (177) 25 11 813



MED-EL

MED-EL

Nouvelle antenne DL pour audio processeur SONNET



C'est officiel, l'antenne DL de MED-EL est désormais remboursée et inscrite sur la liste des produits et prestations remboursables (LPPR) prévue à l'article L. 165-1 du code de la sécurité sociale !

Cette antenne moderne et ultra plate est compatible avec l'audio processeur SONNET. Elle convient aux enfants grâce à son indicateur LED qui indique la bonne connexion entre l'implant et l'antenne. Idéal pour la surveillance par les parents !

« SONNET est le choix idéal pour les enfants et, avec la nouvelle antenne DL, les parents peuvent vérifier facilement que leur enfant est toujours connecté sur la meilleure audition possible » affirme Helmut Bosetti, Chef de produit chez MED-EL.

L'antenne DL est personnalisable en 12 coloris et existe également en version verrouillable (le câble d'antenne se verrouille à l'antenne). Plusieurs forces d'aimants sont proposées et sont facilement ajustables, pour offrir confort et performance à chaque utilisateur.

Cette antenne va de pair avec de nouveaux câbles d'antenne robustes et disponibles en plusieurs longueurs : 6,5cm, 9cm et 28cm.

Et toujours : batteries rechargeables pour SONNET - autonomie et légèreté

MED-EL propose deux types de batteries rechargeables pour audio processeur SONNET, et propose ainsi aux utilisateurs une solution sans compromis entre autonomie, confort et discrétion.

La batterie « Standard » fournit une autonomie d'écoute d'environ 10h, pour une longueur totale du SONNET à 56.7 mm.



La batterie « Micro », très petite et discrète, confère au SONNET un poids de 8.1g, soit l'audio processeur le plus léger du marché ¹ pour une autonomie d'environ 7h.

Le boîtier de piles Zinc-Air SONNET peut également être utilisé pour une autonomie supérieure à 60 heures.

Le chargeur USB peut accueillir jusqu'à 4 batteries rechargeables en même temps.

Il existe 3 kits de batteries rechargeables : kit standard (3 batteries Standard), kit Micro (3 batteries Micro), kit mixte (2 batteries Standards et 2 batteries Micro).



Ces accessoires sont disponibles auprès du service après-vente ou du MED-EL Care Center de Paris

À propos de MED-EL

Basé à Innsbruck, MED-EL Medical Electronics est fabricant de systèmes d'implants auditifs. La société familiale fait partie des pionniers du secteur. Les deux scientifiques autrichiens, le Dr Ingeborg et le Prof Erwin Hochmair, ont développé le premier implant cochléaire micro-électronique et multicanaux du monde en 1977. L'implant cochléaire était et continue à être le premier remplacement d'un sens humain : l'ouïe.

En 1990, ils ont posé les fondations pour la croissance réussie de la société quand ils ont embauché leurs premiers salariés. MED-EL emploie désormais plus de 1,600 personnes à travers le monde.

Aujourd'hui, MED-EL offre la plus large gamme de solutions implantables au monde, pour traiter les degrés variables de la surdité : systèmes d'implant cochléaire et d'implant d'oreille moyenne, système d'implant auditif EAS (Stimulation Electric Acoustic), implants du Tronc Cérébral ainsi que le premier implant actif à conduction osseuse au monde (le BONEBRIDGE). Dans une centaine de pays, des personnes peuvent bénéficier des produits MED-EL.

www.medel.com

1. Cochlear implant comparison chart, 21 août 2016. Disponible sur : www.cochlearimplanthelp.com



— Oticon Opn™ va toujours plus loin !

1 nouveau contour Power, et un nouveau mini RITE-T, 2 nouvelles fonctionnalités phares : Speech Rescue™ et Tinnitus SoundSupport™, Opn désormais rechargeable... Offrez l'expérience sonore à 360° à encore plus de clients !

Oticon poursuit le développement de l'innovation de rupture Oticon Opn™, plusieurs fois primée, en permettant à encore plus d'utilisateurs d'en profiter - y compris ceux qui souhaitent bénéficier d'une solution rechargeable.

Oticon Opn™ mini RITE sera désormais disponible en version rechargeable, pouvant être chargé en une nuit pour tenir tout au long de la journée suivante.

Toutes les aides auditives Oticon Opn mini RITE déjà vendues depuis son lancement sur le marché en juin dernier, pourront être mises à jour pour devenir rechargeables.



Opn mini RITE-T, mini RITE et BTE13 PP

Dans le même temps, Oticon étend sa gamme Opn avec l'introduction de deux nouveaux styles et l'intégration des fonctionnalités Tinnitus SoundSupport™ et Speech Rescue™ LX, pour tous les niveaux de gamme (Opn1, Opn2, Opn3).

Le nouveau BTE 13 PP donne, aux personnes atteintes de pertes auditives légères à sévères-profondes, l'accès à l'expérience sonore révolutionnaire d'Opn, également proposée dans le nouveau mini RITE-T, petit et discret avec sa pile 312, qui lui, intègre une bobine téléphonique.

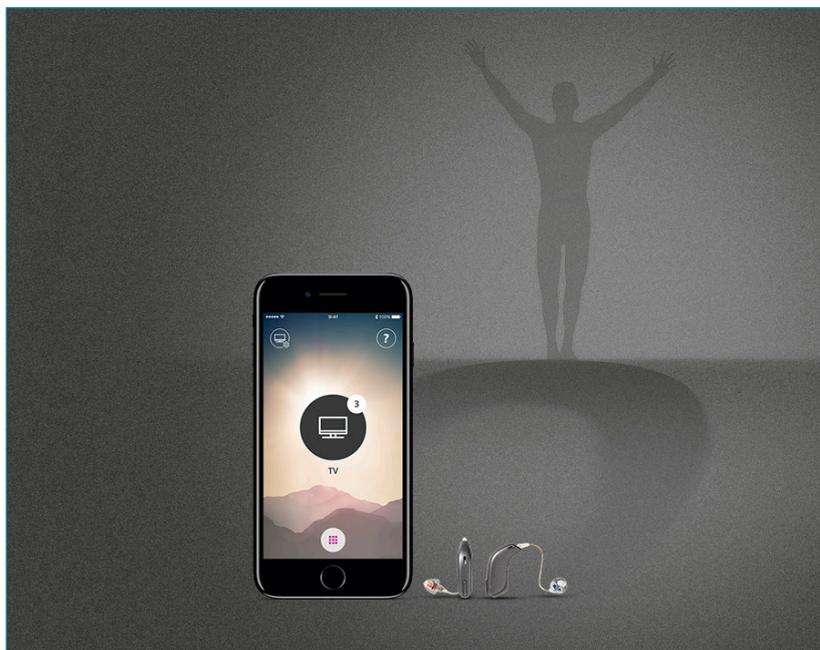
Les utilisateurs d'Opn bénéficieront désormais de deux nouvelles fonctionnalités phares : Tinnitus SoundSupport™ et Speech Rescue™ LX. Ces dernières offrent des possibilités incroyables de personnalisation de l'expérience sonore pour les

personnes souffrant d'acouphènes, ainsi que la stratégie d'abaissement fréquentiel créée par Oticon pour recomposer le signal de parole, inaudible autrement.

De l'énergie toute la journée

Avec son chargeur facile d'utilisation, Opn mini RITE accompagne les utilisateurs toute une journée. Il suffit de le mettre en charge pendant la nuit. Cette solution rechargeable offre la possibilité **d'interchanger les piles rechargeables avec les piles 312 classiques**, si l'utilisateur oublie de recharger ses aides auditives. L'attrait d'une solution rechargeable peut aussi être relié à une attente écologique : à titre de comparaison, deux piles rechargeables permettent d'économiser environ 150 à 200 piles classiques par an.

Autre attrait, cette fois-ci pour les clients plus portés sur la technologie : Opn est **la seule aide auditive rechargeable proposant la technologie de communication sans fil à 2.4GHz** pour un streaming direct à partir d'un iPhone® ou d'autres appareils audio¹.



1. Oticon Opn est compatible avec iPhone 7 Plus, iPhone 7, iPhone SE, iPhone 6s Plus, iPhone 6s, iPhone 6 Plus, iPhone 6, iPhone 5s, iPhone 5c, iPhone 5, iPad Pro 9,7 pouces, iPad Pro 12,9 pouces, iPad Air 2, iPad Air, iPad (4ème génération), iPad mini 4, iPad mini 3, iPad mini 2, iPad mini, et iPod touch (5ème et 6ème génération). Les appareils doivent être équipés d'iOS 9.3 ou supérieur. Rendez-vous sur le site www.oticon.fr/connectivity, pour de plus amples informations sur la compatibilité.



De nouveaux styles pour convenir à encore plus d'utilisateurs

Représentant le parfait équilibre entre la taille et la puissance, le **BTE13 PP** convient aux pertes auditives sévères à profondes allant jusqu'à 105 dB SPL. Il inclut une bobine d'induction, un double bouton-poussoir pratique ainsi qu'une diode lumineuse, pour vérifier l'état de fonctionnement de l'aide auditive à tout moment (fonction désactivable). Le **mini RITE-T**, discret et élégant, intègre une bobine d'induction et un double bouton-poussoir pour un contrôle facile du volume et des programmes d'écoute. Tous deux possèdent toutes les fonctionnalités qui ont fait le succès d'Opn : Open Sound Navigator, Tinnitus SoundSupport, Speech Rescue LX, DVO+, Speech Guard LX, TwinLink™...

Mieux gérer les acouphènes avec des sons de soulagement

Oticon Opn combine maintenant les bénéfiques BrainHearing™ d'une expérience sonore à 360°, riche et équilibrée, et qui ne surcharge pas le cerveau, avec la solution la plus complète de gestion des acouphènes. Tinnitus SoundSupport™ offre la possibilité aux audioprothésistes de répondre aux besoins de chaque patient qui expérimente à la fois une perte auditive et des acouphènes, grâce à une grande **variété de sons de soulagement**, y compris les sons apaisants de l'océan.

Avec l'application mobile Oticon ON, les utilisateurs peuvent facilement ajuster ces sons de soulagement à leurs préférences individuelles, d'un simple geste.

Un son à 360° avec une audibilité haute fréquence incomparable

En associant la technologie Speech Rescue LX à l'Open Sound Navigator et au Speech Guard™ LX, Oticon Opn est en mesure de fournir une recombinaison fréquentielle de haute qualité : l'Open Sound Navigator venant réduire les bruits avant traitement, le signal recomposé par Speech Rescue LX est nettoyé, pur ; le Speech Guard LX lui permet à posteriori de préserver l'enveloppe temporelle de l'ensemble du signal pour optimiser l'intelligibilité de la parole.

La **stratégie d'abaissement fréquentiel d'Oticon**, copie les sons aigus inaudibles et les recompose dans une région disponible des moyennes fréquences, tout en maintenant la possibilité de continuer à stimuler les hautes fréquences. Cette combinaison innovante permet **d'offrir la possibilité de stimuler l'audition résiduelle des malentendants**.

Nouveaux styles, nouvelles fonctionnalités, nouvelles opportunités

L'aide auditive Opn mini RITE est désormais disponible en version rechargeable. Les audioprothésistes ont la possibilité de transformer n'importe quel Opn mini RITE en solution rechargeable, simplement en changeant le tiroir pile.



Les appareils Opn bénéficient de la **rétrocompatibilité** : aussi le nouveau firmware permettra d'implémenter les améliorations apportées et les nouvelles fonctionnalités, dès leur disponibilité, à n'importe quel Oticon Opn, quel que soit son style ou son niveau de gamme.

Ce **nouveau firmware, le 4.0**, incluant ces nouvelles fonctionnalités, sera disponible via l'Oticon Firmware Updater sous le logiciel d'adaptation Genie2 2017.1, en mai.

Avec le mini RITE rechargeable, de nouveaux styles et des fonctionnalités phares, Oticon Opn permet aux professionnels de l'audition **de donner accès à une audition à 360° à encore plus de patients**. Pour de plus amples informations sur l'extension de la gamme Oticon Opn, www.Oticon.fr/Opn.

Pour en savoir plus :

Oticon.fr

MyOticon.fr

01.41.88.01.50



Opn mini RITE

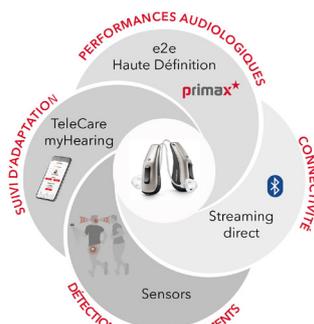


■ Signia Solutions Auditives Siemens



Pure 13 BT primax. Le meilleur des performances audiologiques grâce à l'association unique de la connectivité Bluetooth et des fonctionnalités binaurales (e2e).

- Réception en streaming direct du son du téléphone (conversation, musique, applications) et de la télévision
- Fonctionnalités binaurales e2e de primax, pour une écoute de précision en haute définition
- Compatible avec TeleCare, le portail professionnel Signia de suivi d'adaptation et de satisfaction patient en temps réel
- Détection des environnements sonores optimisée grâce aux capteurs de mouvements du téléphone et l'application myControl
- L'aide auditive Bluetooth offrant la meilleure autonomie du marché*



L'oreille connectée. Utiliser le Bluetooth pour améliorer les performances audiologiques

Le Bluetooth au-delà du streaming

Pouvoir entendre, directement dans ses aides auditives, le son de son téléphone portable, de ses applications ou de sa musique préférée est un élément qui prend de plus en plus de place dans les critères de choix pour les utilisateurs d'aides auditives. Cependant, la qualité, le confort d'écoute ainsi que la bonne compréhension dans les milieux bruyants restent des paramètres majeurs et essentiels dans ce choix.

Le nouveau Pure 13 BT de Signia est aujourd'hui la seule aide auditive qui associe la directivité binaurale (binauralité Haute Définition) pour une compréhension optimale dans le bruit, au confort du streaming direct. Et au-delà de ces deux caractéristiques, Pure 13 BT est le premier et seul appareil à marier ces deux technologies pour élever encore plus haut les performances audiologiques de l'appareillage. L'information liée au mouvement détectée par le smartphone, est maintenant relayée - par la connexion Bluetooth - à l'aide auditive, permettant une détection d'environnement améliorée et un traitement plus adapté pour chaque environnement. Pour profiter de cette technologie, l'utilisateur a besoin d'un iPhone et de l'application gratuite myControl de Signia.

La notion de mouvement, captée aujourd'hui par les smartphones modernes, est une des dimensions essentielles des nouveaux Pure 13 BT. Entre une position statique et une situation de mouvement, les besoins d'écoute peuvent être totalement différents. Et le traitement du signal réalisé par une aide auditive peut être parfaitement adapté à l'un des environnements et pas du tout à un autre.

En position statique dans un environnement bruyant notre attention se porte généralement dans la direction de notre regard. Nous cherchons à entendre ce que nous regardons. Les aides auditives vont dans ce sens et focalisent la captation microphonique dans cette direction. Mais si, dans ce même environnement nous nous mettons en situation de marche plutôt que statique, notre attention d'écoute ira plus sur les personnes qui nous entourent et qui se trouvent sur

les côtés et non forcément (voire très rarement) devant nous. On comprend, à travers cet exemple, que la notion de mouvement est importante dans le traitement effectué par les aides auditives et que les choix doivent tenir compte de cette notion.

Pure 13 BT, capteurs de mouvements et application myControl. La prochaine étape de la connectivité

En profitant de la puissance des technologies miniaturisées embarquées dans nos smartphones modernes, les aides auditives Signia tirent avantage de ces outils intelligents pour atteindre un nouveau niveau de précision.

En intégrant les informations des capteurs de mouvements de l'iPhone grâce à la technologie Bluetooth (BT), Pure 13 BT de Signia peut détecter de manière beaucoup plus précise les situations sonores dans lesquelles se trouve l'utilisateur, pour un traitement plus précis des appareils.

Il y a 15 ans, Signia/Siemens a introduit dans les aides auditives « la détection automatique des environnements », basée sur l'analyse acoustique des situations. Cette technologie permettant un contrôle automatique du traitement des appareils et tenant compte de l'environnement dans lequel se trouvait l'utilisateur. Une étape cruciale dans le développement des aides auditives intelligentes. Les années suivantes, des améliorations constantes ont été apportées à ce processus de classification, et désormais avec les capteurs de mouvements, la précision de ce système parvient à un niveau encore jamais atteint à ce jour. Pour l'utilisateur, cette innovation majeure apporte un confort d'écoute et une confiance supplémentaire, le tout sans effort.

Connectivité directe et écoute binaurale HD

Pure 13 BT est la seule aide auditive du marché qui associe la puissance de traitement exceptionnelle de la technologie primax, les fonctionnalités binaurales (e2e) à une connexion en streaming direct avec l'iPhone.

Avec Pure 13 BT, l'utilisateur peut se connecter directement à son iPhone pour recevoir dans ses aides auditives ses appels téléphoniques, le son d'un film ou d'une musique, le tout dans une qualité



haute définition, sans relais intermédiaire. Avec la technologie Bluetooth Low Energy (LE) qui équipe Pure 13 BT, l'utilisateur profite de technologies très avancées sans pour autant se préoccuper du niveau de sa batterie (Pure 13 BT est l'aide auditive pile 13 Bluetooth offrant la meilleure autonomie du marché avec près de 7 jours d'autonomie en streaming).

De plus, en proposant une connexion directe avec l'iPhone, Signia propose bien plus qu'une retransmission sonore des sources audios. La R&D du leader mondial de l'innovation a compris l'opportunité de se servir des capteurs de mouvements de l'iPhone - au travers de l'application myControl - pour proposer un traitement du signal encore plus précis. Pour exemple, Pure 13 BT utilise les capteurs de mouvements de l'iPhone pour interpréter les nuances sonores et adapter le programme d'écoute en conséquence - une approche révolutionnaire de la détection des environnements. Pour la première fois, les utilisateurs d'aide auditive peuvent profiter d'une intelligibilité optimale de la parole dans toutes les situations de leur quotidien et tirer avantages du streaming direct.

Exposition au bruit : rester attentif à son environnement

La majorité des smartphones intègre désormais un gyroscope permettant d'évaluer les mouvements et donc de réaliser des fonctions telles qu'un podomètre ou un compteur de pas intégré.

Ce type d'application permet de mesurer la distance parcourue et va jusqu'à indiquer la vitesse de déplacement. Comme nous l'avons vu, cette information de mouvement est maintenant intégrée aux aides auditives.

L'application myControl spécialement développée pour les aides auditives Bluetooth de Signia permet à son utilisateur de contrôler ses appareils pour contrôler le volume, changer de programme et relayer, comme expliqué ci-dessus, les informations de mouvement captées par le smartphone.

Mais myControl va encore plus loin dans les fonctionnalités proposées. En effet, via cette application l'utilisateur pourra d'un simple clic, accéder à l'enregistrement quotidien du niveau de l'environnement sonore dans lequel il se trouve.

L'icône « Exposition au bruit », affiche ce niveau sonore mesuré au cours de la

journée, ainsi que le temps de port des appareils et fournit une analyse de cette environnement sonore pour indiquer à l'utilisateur le niveau de difficulté d'écoute dans lequel il se trouve.

Le niveau sonore moyenné est représenté par des barres verticales par tranches de 15 minutes, avec un code couleur facile à comprendre : le vert indiquant une exposition à des niveaux acoustiques bas, le jaune à des niveaux acoustiques moyens et le rouge, à des niveaux acoustiques élevés. Au-dessus de ce schéma apparaissent les niveaux sonores moyen et maximum perçus au cours de la journée. Enfin, en bas à droite de l'écran, l'utilisateur peut cliquer sur le symbole « support d'écoute » et obtenir une évaluation de la difficulté de la situation sonore dans laquelle il se trouve.

Cette analyse se base sur les signaux microphoniques captés par les aides auditives et non par les microphones du smartphone. Le rapport signal/bruit, le niveau de bruit moyen et d'autres éléments acoustiques pouvant interférer avec la compréhension de parole sont utilisés pour faire cette analyse.

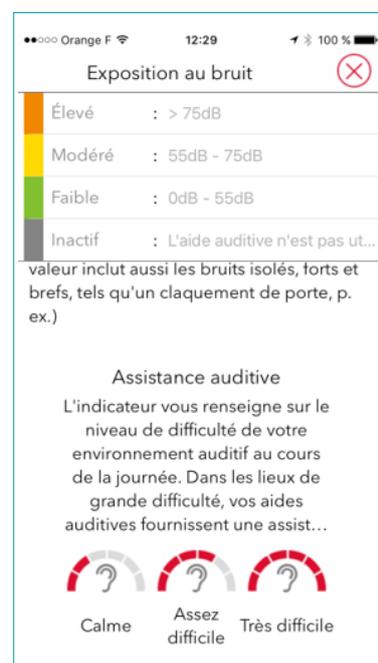
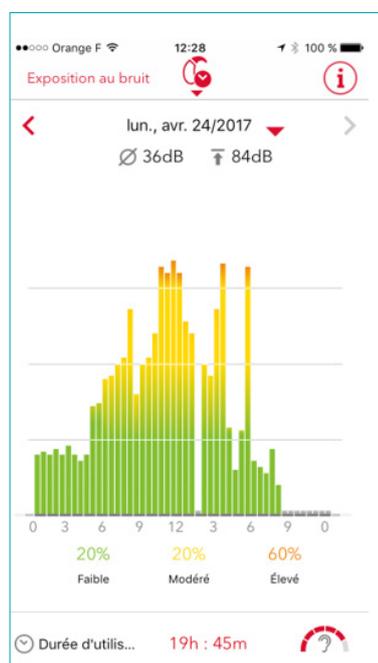
Par exemple, si le niveau de bruit est fort et que le rapport signal bruit est proche de 0 dB, la situation d'écoute sera évaluée comme très difficile et cela même pour une personne normo-entendante. Pour l'utilisateur cela permet d'avoir une information objective de la réalité de la situation dans laquelle il se trouve et de pouvoir relativiser

ses difficultés à comprendre dans un environnement spécifique. En suivant de manière précise dans le temps les niveaux et environnements sonores du patient, l'implication du patient dans sa réhabilitation auditive augmente, aboutissant à une augmentation de la satisfaction. Ce suivi de l'activité sonore via myControl peut également être un outil intéressant pour le suivi de l'audioprothésiste qui pourra mieux comprendre les problématiques de son patient.

Dans la lignée d'une application de suivi d'activité sportive, myControl sauvegarde et permet de consulter les 60 derniers jours d'utilisation.

Pure 13 BT - caractéristiques

- Performances technologiques primax
- Disponible en 7px et 5 px
- Pile 13 pour pertes auditives jusqu'à sévères
- StreamLine TV, application myControl et miniPocket
- iPhone 5, iPhone 6 et versions suivantes (iOS 9.3 et futurs)
- miniÉcouteurs 2.0 en S, M, P, SP
- Compatible avec les nouveaux dômes manchons pour de meilleurs résultats
- Marche/arrêt au tiroir pile ou bouton poussoir
- Certification IP67 : résistance à l'humidité et à la poussière
- Programmation : sans fil avec NoahLink wireless (ou NoahLink / HiPro II)





PHONAK life is on

Phonak

La solution auditive rechargeable Phonak : Partie 2



Un essai de pré-lancement récent de la nouvelle technologie rechargeable de Phonak a confirmé que les audioprothésistes et les patients étaient prêts à utiliser une aide auditive rechargeable. Ils ont trouvé plusieurs avantages à cette nouvelle technologie par rapport aux solutions existantes, notamment en termes de simplicité d'utilisation et de fiabilité. La satisfaction concernant l'autonomie de la batterie est très élevée : même en diffusion, les aides auditives Phonak durent bien plus longtemps qu'une journée d'utilisation classique, avec une seule charge. L'utilisation a été entièrement approuvée : placer l'aide auditive sur un chargeur est bien plus simple que de remplacer des piles jetables. La fiabilité a obtenu une note très élevée : grâce à un design robuste avec une batterie intégrée et un indice de protection IP68.

Introduction

Les aides auditives rechargeables sont disponibles depuis des années, mais ces solutions présentent plusieurs inconvénients, notamment une durée de vie de batterie trop courte et des durées de charge trop longues. Une nouvelle aide auditive équipée d'une batterie rechargeable au lithium-ion est désormais disponible et offre une autonomie de 24 heures, avec une seule charge. La charge complète d'une pile complètement déchargée dure 3 heures. Lors de la conception du produit, il était important d'imaginer un produit simple d'utilisation. En intégrant la batterie dans le boîtier, il n'était plus nécessaire d'avoir un compartiment à pile. Un bouton équipé d'un témoin lumineux permet de voir l'état de

chargement de la batterie et d'allumer l'aide auditive d'une simple pression. Un essai de pré-lancement a été réalisé pour évaluer la satisfaction des patients concernant la durée de vie de la batterie, la durée de charge, la simplicité d'utilisation et le design des aides auditives et du chargeur. Les questions suivantes ont été posées :

- 1) Les audioprothésistes et les patients sont-ils prêts à utiliser un système rechargeable ?
- 2) La manipulation et la simplicité d'utilisation sont-elles améliorées par rapport à des aides auditives conventionnelles nécessitant de changer les piles ?
- 3) Quelles sont les différences entre cette aide auditive et les solutions rechargeables précédentes des autres fabricants ?

Ce document est la seconde partie de l'étude Field Study News publiée en juin 2016. Il contient les données définitives des audioprothésistes et des utilisateurs d'aides auditives en France et aux États-Unis.

Méthodologie

Un essai pratique de 4 mois a été mené en France et aux États-Unis, dans plus de 50 centres et avec environ 900 aides auditives rechargeables Phonak. Les audioprothésistes participants devaient remplir 3 études en ligne, la première avant l'appareillage, la seconde cinq semaines après l'appareillage et la troisième à la fin de l'essai. Les patients ont reçu un questionnaire à remplir après l'appareillage. Les questionnaires étaient facultatifs. Les réponses ont donc uniquement été collectées parmi les personnes qui souhaitent partager leur expérience. Seules les personnes ayant rempli les questionnaires ont été prises en compte dans l'analyse.



Résultats

Un total de 50 centres auditifs aux États-Unis et en France ont participé à cette évaluation. Un total de 182 utilisateurs d'aides auditives ont participé et répondu : 54 aux États-Unis et 128 en France. Les informations démographiques concernant les cliniciens et les clients sont fournies dans le Tableau 1.

	Audioprothésistes	Patients
Homme	55 %	60 %
Femme	45 %	40 %
< 40 ans	43 %	39 %
41-50 ans	45 %	31 %
50 ans et +	13 %	30 %

Tableau 1 : Description démographique des participants à l'étude.

Les évaluations de la qualité par les audioprothésistes et les patients sont listées à la Figure 1. Toutes les évaluations sont comprises entre 8 et 10 sur une échelle de dix, 10 signifiant « très satisfait des aides auditives ». En fait, l'autonomie de la batterie a obtenu la meilleure des notes, ce qui montre que les aides auditives offrent une charge suffisante, quelle que soit l'utilisation quotidienne de la personne.

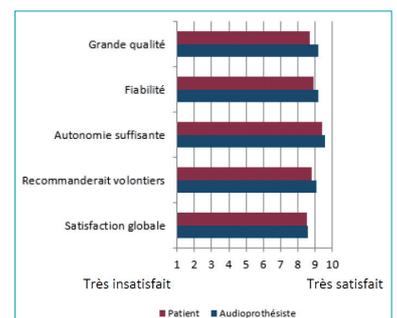


Figure 1 : Évaluations principales par les patients et les audioprothésistes.

Concernant les fonctions apportant le plus d'avantages, l'opinion des audioprothésistes et des patients diffère légèrement (cf. Figure 2). Même si ces deux groupes ont estimé que la simplicité d'utilisation était la fonction la plus importante, les audioprothésistes jugent également que les performances auditives et la durée



de charge sont importantes. De leur côté, les patients ont jugé que la résistance, la garantie et la durée de vie de la batterie supérieure à 3 ans étaient des critères importants. On remarque que les patients misent sur la longévité lorsqu'ils investissent dans des aides auditives.

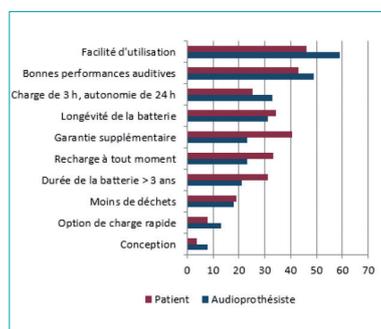


Figure 2 : Avantages des aides auditives rechargeables Phonak en pourcentage.

Concernant les situations dans lesquelles les aides auditives sont les plus importantes, la différence entre les réponses des audioprothésistes et des patients était manifeste (cf. Figure 3). Les audioprothésistes ont classé sports et environnements humides comme étant les situations dans lesquelles les aides auditives étaient les plus importantes alors que les patients ont plutôt choisi les catégories jardinage et environnements poussiéreux. Il est évident que les utilisateurs portent moins d'attention aux difficultés liées à l'humidité dans les aides auditives qu'à la poussière et la saleté. La natation et la douche ne faisaient pas partie de leurs préoccupations principales, probablement car ils pensent à retirer leurs aides auditives lorsqu'ils sont en contact avec de l'eau.

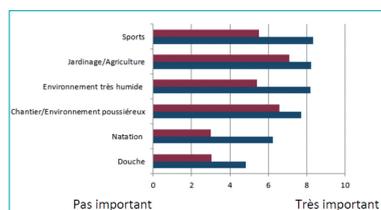


Figure 3 : Évaluation des environnements dans lesquels l'utilisation de l'aide auditive est importante.

Dans la Figure 4, les audioprothésistes ont comparé leur expérience avec la solution rechargeable actuelle de Phonak et celle avec les solutions rechargeables précédentes des concurrents. Plus de 90 % des audioprothésistes ont évalué la nouvelle solution « vraiment mieux » ou « légèrement mieux » que les solutions rechargeables des autres fabricants. Il s'agit d'une recommandation importante.

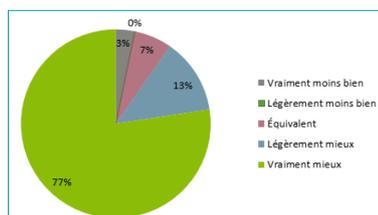


Figure 4 : Comparaison par les audioprothésistes des aides auditives rechargeables Phonak avec les solutions rechargeables précédentes des concurrents.

Les résultats montrent que l'image qu'on se fait des aides auditives a considérablement changé. Après avoir participé à l'étude et gagné de l'expérience clinique avec les aides auditives rechargeables Phonak, 88 % des audioprothésistes ont déclaré qu'ils recommanderaient une aide auditive Phonak rechargeable à leurs collègues, par rapport à 31 % seulement qui disaient les recommander avant l'appareillage (Figure 5). Ce changement dans la tendance à recommander les aides auditives concorde avec les comparaisons des audioprothésistes indiquées à la Figure 4.

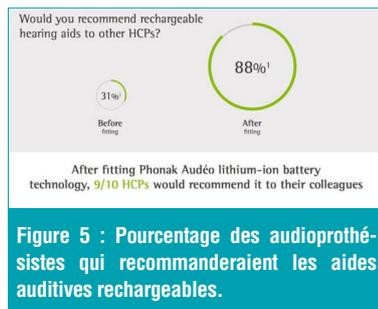


Figure 5 : Pourcentage des audioprothésistes qui recommanderaient les aides auditives rechargeables.

Conclusion

Les audioprothésistes comme les patients ont tellement été satisfaits par la solution

rechargeable Phonak qu'ils iraient même jusqu'à recommander cette solution. Le niveau de confiance des audioprothésistes reflète leur volonté à recommander cette forme de technologie rechargeable à leurs patients : 88 % des audioprothésistes ont déclaré qu'ils recommanderaient volontiers les aides auditives rechargeables Phonak. Ce niveau de confiance se retrouve également chez les patients, dont le taux de satisfaction vis-à-vis de la durée de charge et l'autonomie de la batterie est élevé : 9,4 sur 10.

Tous les autres résultats ont montré les nombreux avantages des aides auditives rechargeables Phonak. Les catégories qui ressortent sont principalement la simplicité d'utilisation et les performances auditives, même s'il existe quelques différences d'opinions entre les audioprothésistes et les utilisateurs concernant la durée de vie de la batterie et la garantie. Concernant les environnements dans lesquels la fiabilité des aides auditives est la plus importante, les avis divergent. Les situations considérées comme très importantes par les audioprothésistes le sont moins pour les patients. Les aides auditives sont toutefois très fiables dans ces conditions, en raison de leur indice IP68. Après un temps d'adaptation avec les solutions rechargeables, les audioprothésistes ont déclaré que les aides auditives rechargeables Phonak étaient bien meilleures que les solutions rechargeables précédentes. Cette étude nous laisse croire que la technologie de batterie rechargeable Phonak a offert aux audioprothésistes et aux patients une aide auditive rechargeable aux nombreux avantages, dont ils sont considérablement satisfaits.



Plus d'informations sur

www.phonakpro.fr/etudes :

-Phonak Field Study News | La solution auditive rechargeable Phonak (Juin 2016)

-Phonak Field Study News | La solution auditive rechargeable Phonak : Partie 2 (Janvier 2017)



Mieux entendre. Mieux vivre.

■ VALIDATION CLINIQUE du système CROS sans-fil Muse

Ashley Hughes, Au.D., & Chad Parrish

Introduction

L'appareillage de patients présentant une perte auditive unilatérale (PAU) ou une perte auditive asymétrique peut poser un certain nombre de problèmes aux audioprothésistes. Par exemple, l'atténuation de certains sons liée à l'effet d'ombre acoustique de la tête peut réduire la détection de sons parvenant à l'oreille opposée à la source sonore (Fletcher, 1953 ; Shaw, Newman, & Hirsh, 1947; Taylor, 2010 ; Tillman, Kasten, & Horner, 1963).

La réduction de l'audibilité en résultant peut alors rendre difficile la compréhension de la parole pour les individus présentant une PAU, en particulier lorsque le signal vocal est présenté du côté de l'oreille qui entend moins. Les systèmes CROS (Contralateral Routing of Signal) et BiCROS (CROS bilatéral) aident à dépasser ces limitations physiques et sont communément utilisés dans le traitement des PAU.

Le système CROS convient aux personnes entendant normalement d'un côté et ne pouvant être appareillées de l'autre. Une oreille est jugée non appareillable si une amplification classique n'apporte pas de bénéfice satisfaisant au regard de l'atteinte, ou en cas de distorsion inacceptable du son (Kuk, Korhonen, Crose & Lau, 2014). Un système CROS se compose d'un dispositif de transmission, ou émetteur, et d'un dispositif de réception, ou récepteur. L'émetteur est posé d'un côté de l'oreille non appareillable et, composé d'un microphone uniquement, capte les sons provenant de ce côté de la tête. Le signal est ensuite transmis au dispositif de réception, porté sur l'oreille qui entend normalement. Dans une adaptation CROS, le patient entend le signal transmis depuis le côté non appareillable en plus de tous les autres sons naturels qui entrent dans son oreille entendant normalement.

Le système BiCROS est conçu pour les personnes présentant une perte auditive bilatérale asymétrique, avec une oreille

appareillable et l'autre non. À l'instar du système CROS, l'émetteur est porté sur l'oreille non appareillable, un microphone captant et transmettant le son au dispositif de réception porté sur l'oreille qui entend mieux. À la différence du système CROS, le dispositif de réception d'un système BiCROS est également une aide auditive à part entière. Les signaux de l'émetteur et du dispositif de réception sont additionnés et amplifiés au moyen du récepteur dans l'oreille appareillable. En d'autres termes, les sons des deux côtés de la tête du patient sont combinés puis amplifiés pour garantir l'audibilité des deux signaux dans l'oreille du patient qui entend le mieux.



Figure 1 : RIC et BTE Muse système CROS sans-fil

Système CROS sans-fil Starkey

Le nouveau Muse système CROS sans-fil™ (figure 1), mis au point par Starkey®, combine la commodité de la technologie sans-fil 900sync™ à la performance de la gamme Muse pour offrir au patient la fonctionnalité CROS ou BiCROS dans un seul système. Tout micro-contour écouteur dans le conduit (RIC) 312t ou mini-contour d'oreille (BTE) 312 Muse peut être utilisé comme récepteur CROS. Il suffit d'appairer un récepteur à un émetteur lors de la séance d'adaptation et de configurer la fonctionnalité CROS ou BiCROS souhaitée dans le logiciel Inspire® X. Reprenant le boîtier du micro RIC 312t ou du mini BTE 312, le dispositif de transmission est identique à une aide auditive Muse mais ne contient qu'un microphone et une antenne sans-fil, (pas de récepteur).

Pour aider le patient et l'audioprothésiste à distinguer l'émetteur du récepteur, l'émetteur porte la mention CROS.

Pour une adaptation BiCROS, il peut être nécessaire d'ajuster le rapport entre le son transmis par l'émetteur et le son provenant des microphones du récepteur.

Cela se fait via le réglage de la balance sur l'écran CROS/BiCROS de Inspire X. Pousser la balance côté émetteur augmente la sensibilité de son microphone tout en diminuant la sensibilité de celui du récepteur. Pousser la balance côté récepteur produit l'effet inverse. Lorsque le réglage de la balance est paramétré dans le logiciel d'adaptation, il s'applique à tous les programmes BiCROS. De plus, une option offre au patient la possibilité de régler lui-même la balance : lorsqu'elle est activée, elle lui permet d'ajuster la balance grâce aux commandes utilisateur des aides auditives. Les paramètres de réglage de la balance dans le logiciel deviennent alors les paramètres par défaut du patient.

Muse système CROS sans-fil fonctionne avec tous les accessoires SurfLink®, notamment la télécommande SurfLink, SurfLink Mobile 2, SurfLink Media 2 et le Microphone SurfLink. Lors d'une écoute musicale, d'un appel téléphonique ou de l'utilisation de SurfLink Media 2, le signal CROS sans-fil est mis en pause pendant que la transmission en streaming est activée.

Lorsque cette dernière n'est plus active, le signal CROS sans-fil est automatiquement restauré.

Entendre dans le bruit grâce au CROS

Muse système CROS sans-fil prend en charge divers modes directionnels pour aider les patients à entendre dans les environnements difficiles. Les modes de microphone suivants sont pris en charge à la fois sur l'émetteur et le récepteur :

- directionnel adaptatif
- directionnel dynamique
- directionnel statique
- omnidirectionnel.

Le contrôle manuel de la transmission audio CROS est obtenu grâce à de simples configurations des programmes dans



Muse système CROS sans-fil. Chaque programme peut être indépendamment configuré comme :

- CROS (microphone émetteur uniquement)
- BiCROS (microphones émetteur et récepteur actifs)
- Aide auditive uniquement (émetteur off)

La configuration de programme indépendante met l'audition optimale à la portée du patient. Par exemple, lorsqu'un utilisateur BiCROS reçoit le signal vocal dans la meilleure oreille et le bruit dans l'oreille qui entend moins, si le streaming BiCROS est conservé, le patient peut avoir encore plus de mal à entendre. Toutefois, si le patient bascule sur un programme aide auditive uniquement, qui désactive l'émetteur, la compréhension de la parole et le confort du patient pour cette situation donnée seront vraisemblablement améliorés (voir Crukley & Goyette, 2016 pour en savoir plus).

Résultats de l'essai clinique

1- Adaptations et mesures oreille réelle

Dix personnes, trois femmes et sept hommes, ont participé à l'essai clinique de Muse système CROS sans-fil. Sept participants ont eu besoin d'une configuration CROS et trois autres d'une configuration BiCROS. L'étude a consisté en un minimum de trois visites sur un total de quatre à six semaines. L'âge moyen des participants était de 60,6 ans, avec une fourchette allant de 28,1 à 78,3 ans.

Les données audiométriques moyennes ainsi que les seuils minimal et maximal du groupe sont présentés figure 2.

Quatre participants ont été équipés de BTE couplés à des dômes via des tubes fins et six participants ont été équipés de RIC couplés à des dômes via des récepteurs

SnapFit. Les aides auditives ont été paramétrées en mode Best Fit selon les cibles e-STAT exclusives de Starkey, lors de l'adaptation initiale (Scheller & Rosenthal, 2012). Les mesures REAR ont été réalisées avec le système Audioscan Verifit, afin de mesurer le niveau de sortie des dispositifs dans le conduit auditif et de garantir l'audibilité. Le signal vocal international de test (ISTS ; Holube, Fredelake, Vlaming & Kollmeier, 2010) a été utilisé pour toutes les mesures oreille réelle et présenté à des niveaux de 50, 65 et 75 dB SPL à travers un haut-parleur positionné à 45 degrés d'azimut de l'oreille qui entend mieux et de celle qui entend moins pour vérifier la compensation de l'effet de l'ombre acoustique de la tête.

Un balayage en sons purs à 85 dB SPL a été réalisé pour vérifier la sortie maximale. Le gain et la réponse en fréquence

des dispositifs ont été réglés, selon les besoins, lors des visites suivantes afin d'optimiser le confort d'écoute de chaque participant.

2- Compréhension de la parole dans le bruit

Les participants ont répondu à un test d'audition dans le bruit (HINT) pour évaluer le bénéfice du système CROS lors d'un exercice de compréhension vocale dans le bruit.

Le HINT est un test normalisé qui, par adaptation, permet d'obtenir le rapport signal/bruit (RSB) requis pour une bonne répétition de 50 % des phrases présentées dans un bruit ambiant composé de paroles de 65 dB SPL (Nilsson, Soli & Sullivan, 1994). Le niveau vocal est adapté sur la base des réponses des

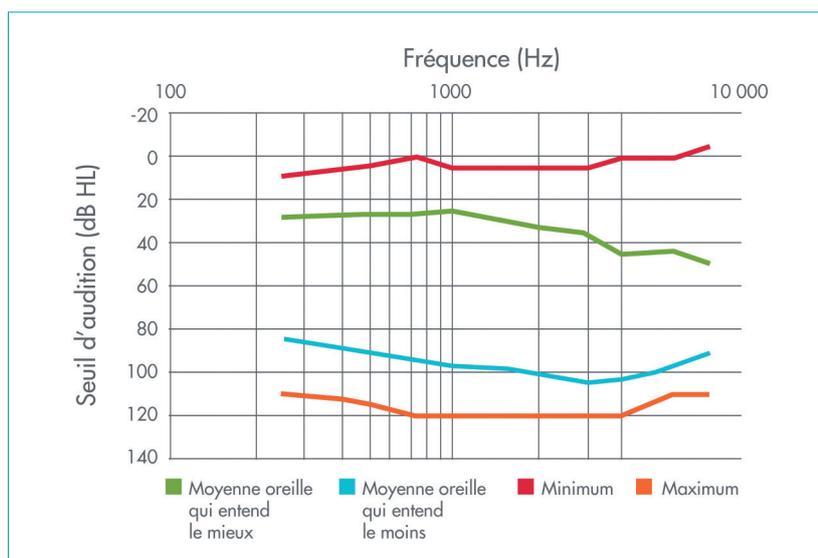


Figure 2 : Seuils audiométriques moyens des 10 participants : les oreilles qui entendent le mieux et le moins sont respectivement représentées par la ligne verte et la ligne bleue. Les lignes rouge et orange représentent, respectivement, les seuils minimal et maximal du groupe pour les oreilles qui entendent le mieux et le moins.



participants. Après une bonne réponse, le niveau de présentation vocale est diminué pour la phrase suivante (ce qui abaisse le RSB et augmente la difficulté). Après une mauvaise réponse, le niveau de présentation vocale est augmenté pour la phrase suivante (ce qui augmente le RSB et diminue la difficulté). Plus le seuil est bas, plus la performance est bonne et le score final est enregistré en dB SPL.

Dans le cadre du HINT, le signal vocal a été présenté à +/-90 degrés du côté de l'oreille qui entend moins et le bruit du côté de la meilleure oreille. Cette configuration particulière a été choisie car il s'agit de la condition la plus difficile en cas de PAU ou perte auditive asymétrique. Cette configuration de test a été appliquée dans les conditions sans appareillage et CROS/BiCROS. La condition CROS/BiCROS incluait la directionnalité adaptative, mode microphone par défaut pour Muse système CROS sans-fil. Vingt phrases ont été prononcées dans chacune des conditions mentionnées et l'ordre des conditions a été aléatoire pour chaque participant.

La figure 3 montre les scores HINT (RSB) en dB pour les deux conditions. Une analyse de la variance par mesures répétées (ANOVA) a indiqué que les participants ont obtenu des résultats significativement

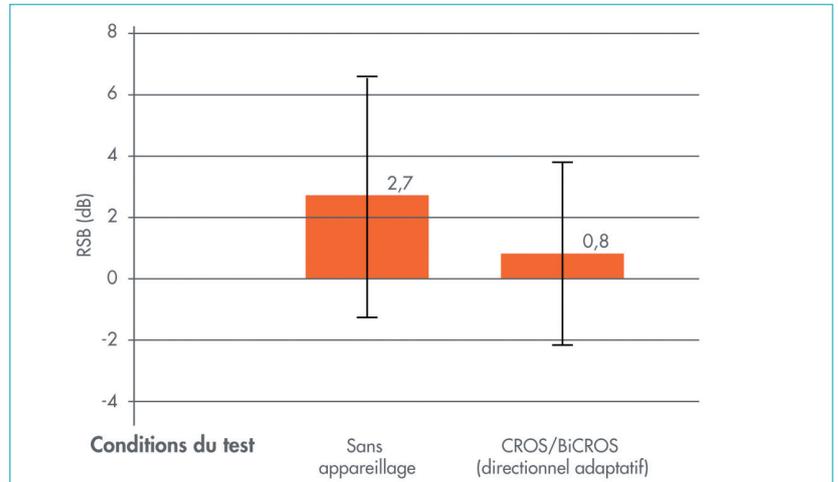


Figure 3 : Les données HINT moyennes des 10 participants dans les conditions sans appareillage et CROS/BiCROS (directionnel adaptatif) avec signal vocal présenté côté oreille qui entend le moins et bruit côté oreille qui entend le mieux sont présentées dans la figure ci-dessus. Les barres d'erreur représentent un écart type. Le score moyen avec CROS/BiCROS a été significativement plus élevé que le score moyen sans appareillage ($p=0,049$).

supérieurs avec Muse système CROS sans-fil avec directionnalité adaptative par rapport à la condition sans appareillage ($F(2, 18)=12,8, p<0,001$). Ces résultats tendent à soutenir que la directionnalité sur l'émetteur et le récepteur CROS est précieuse dans l'amélioration de la compréhension de la parole dans le bruit. De plus, cela prouve le bénéfice de Muse

système CROS sans-fil dans les situations d'écoute difficile pour les personnes présentant une PAU ou une perte auditive asymétrique.

Outre l'évaluation des dispositifs auditifs, il a également été demandé à quatre participants d'évaluer SurfLink Mobile 2 ou SurfLink Media 2. SurfLink Mobile 2 peut servir de télécommande pour aide

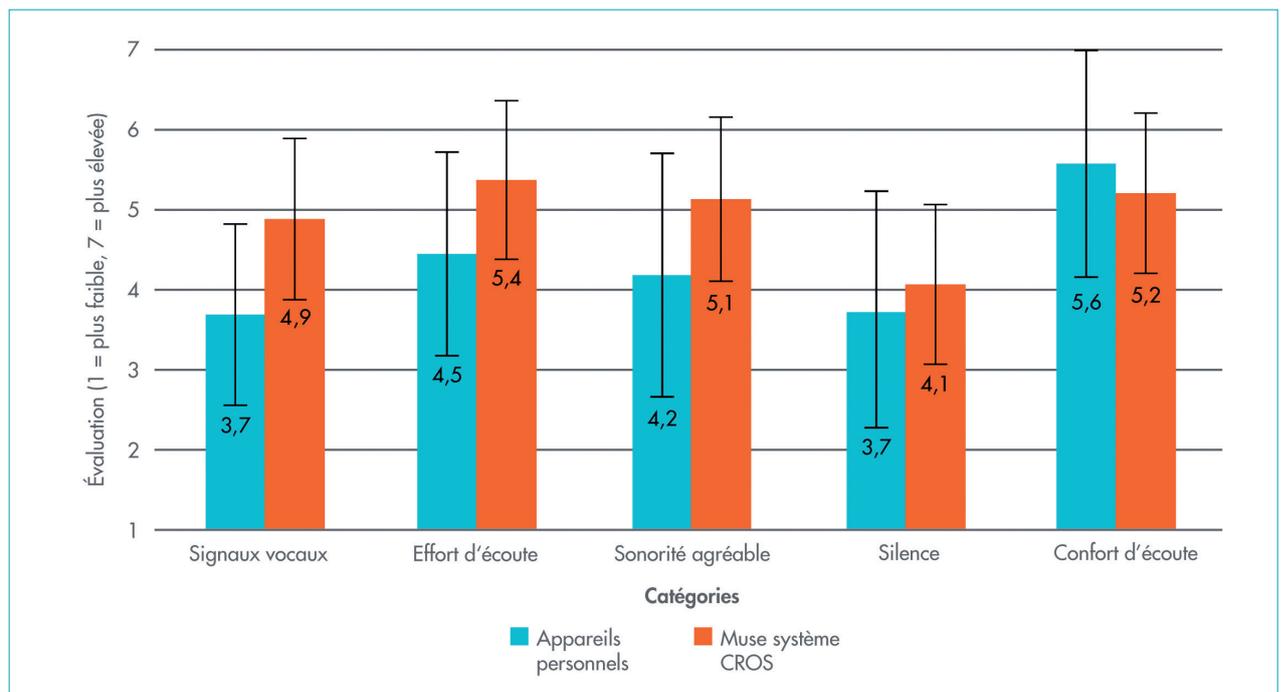


Figure 4 : Les données moyennes du DOSO pour cinq catégories sont illustrées pour les aides auditives personnelles de sept participants et Muse système CROS sans-fil, en bleu et en orange, respectivement. Les barres d'erreur représentent un écart type. Les évaluations moyennes avec système CROS Muse ont été significativement supérieures aux évaluations moyennes des aides auditives des participants pour les signaux vocaux, l'effort d'écoute et la sonorité agréable ($p<0,001$).



auditive, de dispositif de transmission sans-fil des appels d'un téléphone portable et de microphone extérieur. SurfLink Media 2 est spécifiquement utilisé pour transmettre le son d'une télévision ou d'un dispositif audio vers les aides auditives. Le point commun entre ces deux dispositifs réside dans la transmission sans-fil du signal audio au récepteur via la technologie sans-fil 900 MHz, ce qui améliore le RSB pour l'auditeur en supprimant la distance entre la source sonore et les microphones des aides auditives.

Il a été demandé aux participants de remplir divers questionnaires concernant la qualité sonore et la compréhension de la parole lorsqu'ils utilisaient ces dispositifs. Sur une échelle allant de 1 (très mauvaise) à 5 (très bonne), les quatre participants ont évalué la qualité sonore du signal audio transmis du dispositif de transmission comme bonne à très bonne. Voici quelques commentaires de participants concernant SurfLink Mobile 2 et SurfLink Media 2.

1. « J'ai pu entendre plus de mots qu'auparavant. Une bonne solution, utile. »
2. « Facile à utiliser et indispensable pour regarder la télévision ! »

3- Satisfaction générale vis-à-vis des dispositifs auditifs

Il a été demandé aux participants de répondre au questionnaire DOSO (Device-Oriented Subjective Outcome Scale, d'après Cox, Alexander & Xu, 2014) une première fois au début de l'étude, sur leurs propres aides auditives, et une seconde fois, au terme de l'étude, sur les dispositifs du test. Seuls les participants ayant leurs propres aides auditives y ont répondu. Le questionnaire DOSO portait sur six catégories (signaux vocaux, effort d'écoute, silence, aspect agréable, commodité et utilisation) en rapport avec les dispositifs auditifs.

Les réponses des participants ont été analysées avec corrélations polysérielles de points et sont reprises dans la figure 4. Les résultats subjectifs ont été considérablement meilleurs pour les catégories signaux vocaux, effort d'écoute et aspect agréable ($p < 0,001$, $p = 0,002$, et $p = 0,008$, respectivement) avec Muse système CROS sans-fil qu'avec les dispositifs personnels des participants.

Voici des exemples de questions du DOSO qui s'appliquent spécifiquement à ces catégories :

1. « Comment évalueriez-vous l'efficacité des aides auditives à capter ce que des étrangers disent la première fois ? »
2. « Comment évalueriez-vous l'efficacité des aides auditives à aider à réduire les malentendus lors des conversations ? »
3. « Comment évalueriez-vous l'efficacité des aides auditives à assurer une qualité sonore agréable ? »

Conseils pro

1. Dans une adaptation BiCROS, envisagez de paramétrer un programme sur l'aide auditive uniquement. Cela peut s'avérer bénéfique pour le patient lorsque les signaux vocaux sont présentés du côté de la meilleure oreille et le bruit du côté de l'oreille qui entend moins.
2. Dans une adaptation BiCROS, envisagez de paramétrer un programme sur le système CROS. Le patient pourra apprécier un tel réglage lorsque les signaux vocaux sont présentés du côté de l'oreille qui entend moins et le bruit du côté de la meilleure oreille.
3. Le streaming CROS ou BiCROS n'est pas actif lors de la séance d'adaptation sauf si l'audioprothésiste utilise le bouton « Démo » dans Inspire X. Ce bouton peut être trouvé sur l'écran CROS/BiCROS et permet à l'audioprothésiste de montrer en direct le streaming CROS ou BiCROS à son patient, sans avoir à sortir d'Inspire X. N'oubliez pas que le microphone sur le récepteur de l'oreille qui entend mieux est actif lors de la séance d'adaptation sur les dispositifs CROS et BiCROS.
4. Le mode directionnel sur l'émetteur suit le mode directionnel sur le récepteur : omnidirectionnel, directionnel, dynamique ou adaptatif.

Conclusion

Les résultats de l'essai clinique suggèrent que les options de programme, la souplesse des contrôles utilisateurs, la directionnalité et la compatibilité sans-fil totale offertes par Muse système CROS sans-fil peuvent aider les personnes souffrant des effets négatifs d'une PAU ou d'une perte auditive asymétrique. Il leur offre la possibilité de rester actifs et impliqués dans les situations d'écoute quotidiennes, même dans les environnements les plus difficiles.

Références

- Cox, R. M., Alexander, G. C., & Xu, J. (2014). Development of the Device-Oriented Subjective Outcome (DOSO) scale. *Journal of the American Academy of Audiology*, 25(8), 727-736.
- Fletcher, H. (1953). *Speech and hearing in communication*. Princeton, NJ: Van Nostrand.
- Crukley, J. & Goyette, A. (2016). Basic and advanced considerations in CROS and BiCROS fitting: streaming control and counselling. Retrieved from https://starkeypro.com/pdfs/technical-papers/Considerations_in_CROS_BiCROS_Fitting.pdf/.
- Holube, I., Fredelake, S., Vlaming, M., & Kollmeier, B. (2010). Development and analysis of an International Speech Test Signal (ISTS). *International Journal of Audiology*, 49(12), 891-903.
- Kuk, F., Korhonen, P., Crose, B., & Lau, C. (2014). CROS your heart: Renewed hope for people with asymmetric hearing losses. *Hearing Review*. 2014; 21(6): 24-29.
- Nilsson, M., Soli, S. D., & Sullivan, J. A. (1994). Development of the hearing in noise test for the measurement of speech reception thresholds in quiet and in noise. *Journal of the Acoustical Society of America*, 95, 1085-1099.
- Scheller, T. & Rosenthal, J. (2012). Starkey Hearing Technologies' eSTAT Fitting Formula: The rationale behind the rationale. *Innovations*, 2(2), 41-45.
- Shaw, W., Newman, E., & Hirsh, I. (1947). The difference between monaural and binaural thresholds. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 19(4), 734-734.
- Taylor, B. (2010). Contralateral routing of the signal amplification strategies. *Seminars in Hearing*, 31(4), 378-392.
- Tillman, T., Kasten, R., & Horner, I. (1963). Effect of head shadow on reception of speech. *ASHA*, 5(10), 778-779.



Nouveau traitement prometteur disponible en essai clinique de la maladie de Ménière

La maladie de Ménière

Êtes-vous ou une personne de votre entourage atteint(e) de crises associant des vertiges, avec une sensation d'oreille bouchée, un bruit dans l'oreille et une perte auditive ?

La maladie de Ménière est un trouble de l'oreille interne qui peut affecter l'ouïe et l'équilibre. Les personnes souffrant de la maladie de Ménière éprouvent une variété de symptômes épisodiques. Voici quelques-uns de ces symptômes survenant par crise :

- Vertige rotatoire très intense et pouvant durer plusieurs heures
- Vertige (la sensation que l'environnement bouge alors qu'il n'y a aucun mouvement réel)
- Nausée et vomissement au moment des crises
- Acouphènes (grondement, bourdonnement ou tintement dans les oreilles)
- Plénitude, pression et douleur dans les oreilles
- Perte auditive



Pourquoi cette étude est-elle menée ?

La cause sous-jacente de la maladie de Ménière est inconnue. On estime que 13 millions de personnes souffrent de la maladie de Ménière à l'échelle mondiale.

Plusieurs centres en France participant à l'étude d'un nouveau traitement. Cette étude a pour but de déterminer si l'OTO-104, permet de réduire le nombre d'épisodes de vertiges que les patients de l'étude subissent.

Le médicament expérimental est un gel à longue durée d'action que le médecin de l'étude injecte dans l'oreille. La moitié des patients recevront un placebo (substance

inactive) et l'autre moitié recevra le médicament expérimental à l'étude.

Pour participer à cette étude de recherche, vous devez :

- Avoir entre 18 et 85 ans
- Être atteint d'une maladie de Ménière certain et unilatérale (dans une seule oreille)
- Présenter une perte d'audition documentée

Le médecin et l'infirmière de l'étude vous poseront d'autres questions concernant votre état de santé pour déterminer votre admissibilité.

Étude de recherche sur la maladie de ménière

L'étude de recherche clinique sur la maladie de Ménière vise à évaluer l'innocuité et l'efficacité d'un médicament expérimental pour la maladie de Ménière.

En quoi consiste cette étude ?

- Une participation à l'étude implique :
- 5 visites d'étude durant environ 16 semaines
 - des tests de laboratoire de routine
 - des examens auditifs

Y a-t-il des risques ou des avantages associés à cette étude ?

Comme pour toute étude de recherche médicale, des risques potentiels sont associés à la participation. Il est possible que vous éprouviez un effet secondaire en prenant le médicament. Il pourrait s'agir d'un effet secondaire commun et connu, ou d'un effet secondaire non constaté auparavant.

Votre participation à l'étude aidera les chercheurs à en savoir plus sur le traitement de la maladie de Ménière.

Que devrais-je savoir sur les études de recherche médicale ?

Avant d'offrir au public de nouveaux médicaments et dispositifs médicaux, les compagnies pharmaceutiques publiques

doivent très soigneusement tester leurs médicaments expérimentaux en menant des études de recherche médicale (également appelées « essais cliniques »).

L'Agence de réglementation des médicaments et des produits de soins de santé examine de manière approfondie les données recueillies durant ces études avant d'approuver de nouveaux médicaments ou dispositifs médicaux destinés au public. Après approbation d'un médicament par l'autorité de régulation, de nombreuses sociétés pharmaceutiques continuent à mener des recherches sur leurs médicaments approuvés pour recueillir des données d'innocuité et d'efficacité à long terme.

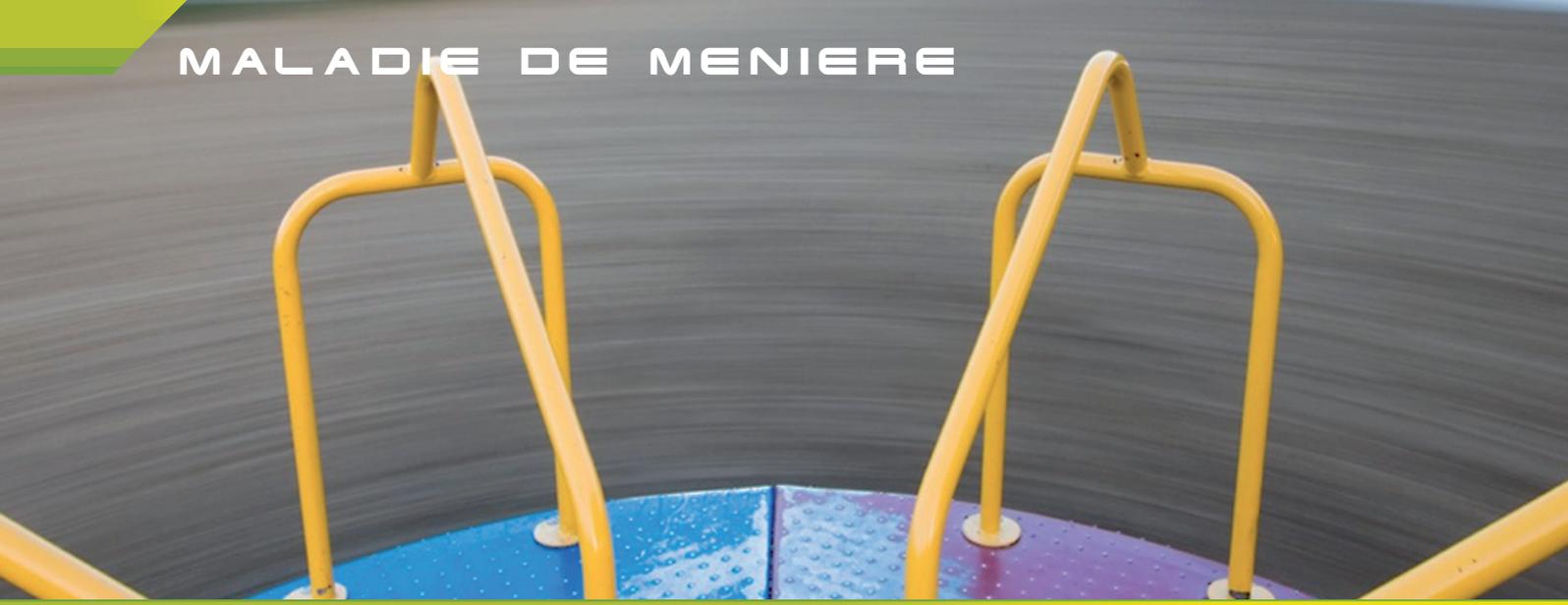
Les médecins de l'étude sont tenus de suivre des directives strictes pour protéger la sécurité des personnes qui se portent volontaires pour participer à des études de recherche médicale. Ces chercheurs doivent suivre un plan détaillé, appelé protocole, qui explique toutes les procédures d'étude et a été approuvé par un conseil indépendant (comité d'éthique) qui supervise la sécurité de tous les participants. En outre, avant de recruter des participants dans une étude, les chercheurs doivent expliquer l'étude aux participants potentiels et répondre à toutes les questions qu'ils peuvent se poser.

La participation à une étude de recherche médicale est volontaire, et les personnes ont le droit de se retirer de l'étude à tout moment, pour une raison quelconque.

Renseignements

L'étude clinique sur la maladie de Ménière vise à évaluer l'innocuité et l'efficacité d'un médicament expérimental pour la maladie de Ménière. Pour plus d'informations et pour déterminer votre admissibilité à participer, consultez le site www.meniererecherche.fr

Pour plus d'informations et pour déterminer votre admissibilité à participer, consultez le site www.meniererecherche.fr



Protocole OTO-104

Nouveau traitement disponible en essai clinique
sur la maladie de Ménière

Crises associant vertiges avec
perte auditive et acouphènes

Conditions de participation : être âgé de 18 à 85 ans

Dans les centres :

Paris : APHP Hôpital Lariboisière	Dr Charlotte Hautefort
Tours : CHRU Bretonneau	Dr David Bakhos
Strasbourg : Hôpital Hautepierre	Dr Anne Charpiot
Toulouse : CHU Hôpital Purpan	Dr Marie-José Fraysse
Rennes : CHU de Rennes	Pr Benoît Godey
Nancy : CHU Hôpital Central	Dr Cécile Parietti-Winkler
Montpellier : CHRU Montpellier	Pr Frédéric Venail

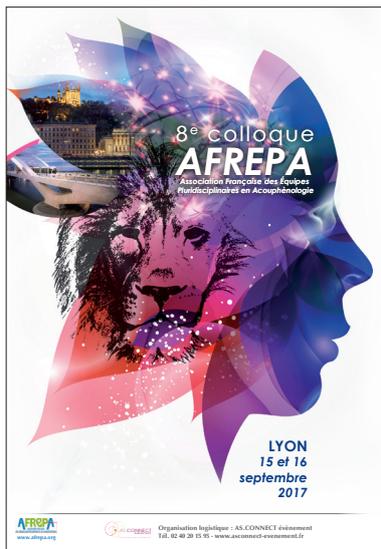
Pour plus de renseignements
et savoir si vous êtes éligible, téléphoner au :

0 805 08 07 79 (numéro gratuit)

@ Mail : menieresdiseasestudy@cssienroll.com



8^{ème} colloque AFREPA
Association Française des
Équipes Pluridisciplinaires en
Acouphénologie
Palais des Congrès, LYON
15 et 16 septembre 2017



Après Marseille, c'est à Lyon que nous avons le plaisir de vous convier au prochain colloque de l'AFREPA, qui se tiendra les 15 et 16 septembre 2017, au Palais des congrès.

« Les acouphènes, ça se passe dans les oreilles mais aussi dans la tête ! ». Derrière cette généralisation ne se cachera-t-il pas une part de vérité ?

Ce 8^{ème} colloque de l'AFREPA, auquel vous convie l'équipe lyonnaise, explorera les mécanismes et les possibilités thérapeutiques des acouphènes, en ciblant les aspects psycho-acoustiques, attentionnels et émotionnels.

Nous verrons comment les dysfonctionnements du système auditif (traumatisme sonore, vieillissement) s'intriquent avec des éléments qui relèvent de la psychopathologie.

Comment orienter et structurer l'accompagnement thérapeutique en tenant compte au mieux des spécificités de chaque patient ?

Comment optimiser les thérapies sonores en fonction des caractéristiques audiologiques ?

Sur quels critères choisir le type de soutien psychologique à apporter au patient ?

En quoi l'hyperacousie modifie-t-elle la prise en charge ?

Que peut-on espérer des recherches en neurosciences portant sur l'attention ?

En réconfort après ces séances de travail stimulantes, nous vous proposerons de découvrir Lyon et ses nouveaux quartiers, au fil de l'eau, au cours d'un moment de détente culinaire.

Médecins ORL, Audioprothésistes, Sophrologues, Ostéopathes, Psychologues... nous vous attendons nombreux à ce 8^{ème} grand rendez-vous pluridisciplinaire annuel consacré aux Acouphènes et à l'amélioration de leur prise en charge.

Au plaisir de vous retrouver bientôt à Lyon, Pr Hung THAI-VAN et Dr Geneviève LINA-GRANADE, Présidents du Colloque 2017.



Formations

14, 15 et 16 juin 2017

Langage oral et écrit chez l'enfant sourd : apport de la linguistique guillaumienne

Objectifs

A l'issue du stage, les participants auront une représentation claire de chaque catégorie grammaticale abordée et seront en mesure de mettre en regard :

- d'une part les explications fournies par la grammaire classique et scolaire,
- d'autre part ce que nous enseigne la psychomécanique du langage,
- enfin ce qu'il en est s'agissant du système de la langue des signes

afin d'adapter et d'optimiser leurs stratégies éducatives dans le cadre de la prise en charge des enfants sourds et l'accès au langage (français oral et écrit ou bilinguisme).

Contenu

« Les techniques de rééducation du langage font appel à une compréhension très fine de ce que doit faire l'enfant pour réinventer à partir de ce qu'il en voit faire, le psycho-système de la langue.

Il entre là en jeu des facultés naissantes et puissantes (...) qui ne peuvent être fortifiées que par des exercices savamment déterminés. (...) la tâche de rééducation est de faire de l'enfant un structuraliste » Gustave Guillaume. Ce stage a pour but de donner aux professionnels de la surdité une idée exacte des opérations de pensée qui sous-tendent les emplois et permettent les effets de sens en discours, pour qu'ils puissent élaborer des séquences qui prennent en compte l'activité constructive de l'enfant (« faire de l'enfant un structuraliste ») et soient en mesure de ne donner aucune explication qui compromette cette activité.

Seront abordés les notions suivantes :

- le mode de construction du mot français et par contraste celui du signe de la langue des signes,
- les catégories grammaticales,
- l'opposition nom/verbe,
- le nom, l'article, le pronom personnel, le genre, le nombre
- le verbe, aspect, mode, personne, temps
- exemples d'application pédagogique en classe

N.B. La référence à la langue des signes n'implique pas que les participants la maîtrisent. La présentation contrastive des procédés très différents mis en œuvre par le français et la langue des signes pour traduire la même opération de pensée (singulier/pluriel par exemple) est très éclairante en ce sens qu'elle aide à mieux comprendre l'opération de pensée en question.

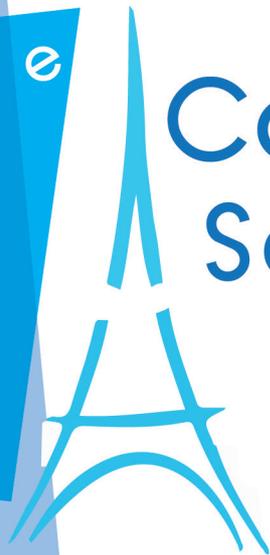
Intervenantes

Philippe GENESTE,
Enseignant, Formateur au CNFEDS
Philippe SÉRO-GUILLAUME, Linguiste

Renseignements

Acfos
11 rue de Clichy
75009 Paris
Tél. 09 50 24 27 87
Fax. 01 48 74 14 01
contact@acfos.org
www.acfos.org

XIV^e



Congrès de la Société Française D'Audiologie

29-30 septembre 2017

Cité Universitaire-Paris

Déficiences auditives

Neuro-développement cérébral:
de la conception de l'enfant
à la personne âgée

Société
Française
d'Audiologie

www.sfa2017.fr

www.sfaudiologie.fr



■ Diplôme Universitaire audiologie audioprothèse et prothèses implantables

**Institut des sciences et techniques de la réadaptation
Département audioprothèse
Université Claude Bernard Lyon 1**

Cette formation organisée à Lyon a pour objectif d'enseigner les connaissances pratiques les plus récentes en audiologie, traitement de l'acouphène, audioprothèses et prothèses implantables avec la participation active d'intervenants reconnus dans chacun des domaines. Cette formation a lieu sous la forme de sept modules de deux jours consécutifs (15 heures d'enseignement par module). Cette formation est ouverte aux audioprothésistes diplômés désireux d'approfondir leurs connaissances dans le domaine de l'audiologie, de l'audioprothèse et des réglages des différents systèmes d'implants par des cours théoriques et pratiques. Ce DU ne comporte pas de mémoire, seulement 7x2 jours de cours. Vous serez évalués sur 4 modules parmi 7 choisis au préalable. Afin d'équilibrer le nombre d'étudiants par module, nous vous demandons de classer par ordre de préférences les modules auxquels vous aimeriez assister (de 1 à 7). Des propositions vous seront ensuite faites. Vous pouvez assister à tous les modules mais devez être présents aux 4 pour lesquels vous serez évalués par écrit.

Module 1. 16 et 17 octobre 2017

L'implant cochléaire et électro-acous-

tique : principe, indication de l'adulte et de l'enfant, bilan pré-implantation, chirurgie, réglage, rééducation, évaluation, résultats. Pr Eric Truy, Pr Hung Thai-Van, Dr Geneviève Lina-Granade, Dr Fabien Seldran, Tiphaine Bigeard, Jean-François Vesson, Brigitte Flamens.

Fabriquant : Advanced Bionics, Cochlear, Medel, Oticon Médical

Module 2. 20 et 21 novembre 2017

2.1- L'implant d'oreille moyenne : principe, indications, chirurgie, réglages, résultats. Dr Fabien Seldran, Paul Berger.

Fabriquant : Cochlear, Medel

2.2- Les systèmes à abaissement fréquentiel : principes, indications, méthodes de réglages, intelligibilité, audibilité, résultats. Dr Christophe Michéyl, Dr Fabien Seldran, David Colin.

Fabriquant : Bernafon, Phonak, Sivantos, Starkey, Widex.

Module 3. 11 et 12 décembre 2017

Evaluation : mesure in-vivo, chaîne de mesure, tonale, vocale, psychoacoustique. Pr Stéphane Gallégo, Dr Christophe Michéyl, Léon Dodelé, Jean-Baptiste Lemasson.

Fabriquant : Gn Otometrics, Interacoustics, Audyx

Module 4. 15 et 16 janvier 2018

Le patient acouphénique et/ou hyperacousique : définition, prévalence, caractérisation, évaluation, pluridisciplinarité de la prise en charge, thérapie sonore, méthodes de réglages, résultats.

Pr Stéphane Gallégo, Dr Christophe Michéyl, Dr Arnaud Norena, Dr Geneviève Lina-Granade, Philippe Lurquin.

Fabriquant : Oticon, Phonak, Sivantos, Starkey, Widex

Module 5. 12 et 13 2018

Surdité de l'enfant : prévalence, évaluation en fonction de l'âge, méthodes de réglage, résultats.

Dr Geneviève Lina-Granade, Eric Bizaguet, Jean-François Vesson, François Dejean, Sophie Delbort.

Module 6. 12 et 13 mars 2018

Déficit multi-sensoriel : audition, vue, équilibre, langage, motricité, vieillissement, plasticité.

Pr Hung Thai-Van, Pr Agnès Bo, Dr Xavier Perrot, Dr Eugène Ionescu, Mathieu Ferschneider.

Module 7. 9 et 10 avril 2018

Conduction osseuse et cartilagineuse : principe, évaluation, indications, de la lunette à l'ancrage osseux, résultat.

Pr Eric Truy, Pr Stéphane Gallégo, Dr Fabien Seldran, Guy Servettaz.

Fabriquant : Biotone, Cochlear, GN Otometrics, Medel, Oticon Médical.

Cette formation peut être prise en charge par le FONGECIF ou l'employeur. Pour toute information complémentaire (dates, coût...), merci de contacter le secrétariat d'audioprothèse. Inscription jusqu'au 4 septembre 2017

Renseignements

INSTITUT DES SCIENCES ET TECHNIQUES DE LA READAPTATION

8 avenue ROCKEFELLER 69008 LYON

Téléphone 04 78 77 75 40

Télécopie 04 78 77 70 94

E.mail : veronique.villalon@univ-lyon1.fr

Communiqué de presse

■ Cochlear annonce le remboursement de Baha 5 Power

Cochlear a le plaisir d'annoncer l'inscription du processeur Baha® 5 Power sur la Liste des Produits et Prestations Remboursables (LPPR), par arrêté publié au Journal Officiel du 10 avril 2017 avec prise d'effet au 23 avril 2017. Le montant du remboursement s'élève à 900 euros. De nombreux patients atteints de surdité de transmission, de surdité mixte ou de surdité neurosensorielle unilatérale ont déjà opté pour le processeur Baha 5

Power, intelligent et connecté.

Le processeur Cochlear™ Baha®5 Power est le processeur le plus intelligent de l'industrie proposant une plage d'indication allant jusqu'à 55 dB HL. Dimension 36 mm x 22 mm x 13mm. ¹



Il s'agit d'une solution pour les patients qui apprécient les fonctionnalités du processeur Baha 5 mais qui ont besoin de plus

de puissance. C'est un processeur très complet, avec contrôle de programme, fonction sans fil embarquée et doté d'un nouvel interrupteur à bascule de volume. Il est également muni d'un témoin visuel et d'un tiroir pile verrouillable. Il peut être utilisé par les enfants.

Le nouveau vibreur BC Drive™ est 45% plus petit que celui de la génération précédente et délivre la même puissance avec un son de qualité ². La nouvelle plate-forme Ardium™ Smart intègre la toute dernière technologie de traitement automatique des signaux.



Le processeur Baha 5 Power est un processeur qui dispose des fonctionnalités Bluetooth® Smart, Made for iPhone® (iPhone 5 minimum), iPad, Ipod touch ou Android (Samsung 6 et 7) pour dispositifs en conduction osseuse.

Les utilisateurs reçoivent le son, contrôlent le processeur, personnalisent leur expérience auditive et se connectent à la gamme des dispositifs True Wireless™

de Cochlear directement depuis leur téléphone. Compatible avec tous les implants Baha (hors baïonnette), la dernière génération d'aimant Attract et les bandeaux souples Cochlear, le processeur Baha 5 Power avec sa gamme de couleurs permet aux patients qui apprécient la discrétion, de le dissimuler plus facilement.

Luc Perrenoud, Chef produit Baha Cochlear

Informations réglementaires

Les dispositifs Baha sont fabriqués par Cochlear BAS – Suède : Baha 5, BA400 et BIA400. Les dispositifs Baha sont des produits de santé de classe IIa et IIb inscrits sur la LPP. Ils portent le marquage CE, organisme notifié CE0413, Intertek. Lire attentivement les instructions figurant dans le mode d'emploi ou sur l'étiquetage

avant toute utilisation. Fiches techniques et notices d'informations disponibles sur simple demande.

Bluetooth est une marque déposée de Bluetooth SIG Inc. et son utilisation par Cochlear Limited est soumise à une licence. Les noms iPod, iPhone et iPad sont des marques déposées d'Apple Inc. et leur utilisation par Cochlear Limited est soumise à une licence.

1. Flynn MC. Smart and Small – Innovative technologies behind the Cochlear Baha 5 Power Sound processor. Cochlear Bone Anchored Solutions AB. 629761, 2015.
2. Hedin A. Anderson J, Hoffman J, Björk T, Flunn MC, Summary of the Cochlear Baha 5 clinical development test results. Cochlear Bone Anchored Solutions AB, report No 630206, 2015.

Nouveau site pour REVAUDIO, la centrale qui change des centrales ! www.revaudio.fr

Avec une progression de +20% de son activité en 2016, plus que jamais Revaudio se veut la centrale la plus innovante et la plus dynamique du marché.

Interrogé sur la spécificité de la centrale, Thierry GUILLARD, son Directeur répond « C'est tout d'abord la présence d'une équipe chaleureuse et dynamique aux côtés de nos adhérents, associé à un accompagnement personnel de chacun sur ses problématiques locales ou quotidiennes, qui font le succès de la centrale. Mais ce succès, elle le doit aussi beaucoup à notre proposition en communication avec des campagnes sur-mesure intégrant les nouveaux médias, gérées par les experts en communication et en audiologie de notre service communication intégré. »

Ainsi 99% de nos audioprothésistes sont satisfaits de la centrale, et ceux confiant leur communication à notre service rentabilisent en moyenne 3 à 6 fois leurs opérations.

Dans cette dynamique, la centrale vient de sortir son nouveau site www.revaudio.fr.

Avec ce nouveau site, REVAUDIO s'est donné pour objectif de traduire ses valeurs de modernité, innovation, proximité et efficacité.

Avec un ton moderne, des couleurs actuelles, des images impactantes loin des codes habituels, **la centrale qui change des centrales affirme de manière beaucoup plus forte sa différence !**

Les services inédits et les avantages proposés par Revaudio, comme sa gamme MDD d'aides auditives en co-branding avec un fabricant leader du marché, sont valorisés au travers des différentes pages du site. Autre signe de modernité ? Un onglet « blog » met en ligne toute l'actualité de la centrale, relayable sur les différents réseaux sociaux.

De même, un autre événement marquant ces derniers mois pour Revaudio, est mis en avant en lui consacrant une page entière : son partenariat avec la SAiF, la Société des Audioprothésistes indépendants de France, qui se donne pour mission de promouvoir le professionnalisme et la vigueur des audioprothésistes indépendants et agit pour apporter des solutions face aux nouveaux enjeux de la profession.

Découvrez et rejoignez Revaudio, la centrale qui change des centrales ! A découvrir aussi, le blog de la SAiF : www.saif-audition.fr

Contact : Thierry GUILLARD - 06 14 70 59 23



Communiqué de presse

Starkey récompensé au Congrès UNSAF

Le 39^{ème} congrès des audioprothésistes qui s'est déroulé les 24, 25 et 26 mars derniers, s'est achevé pour Starkey avec la « Mention spéciale du jury » décernée par les organisateurs, pour son stand design, son ouverture, son accueil chaleureux et pour son esprit « Guest », tourné exclusivement vers ses visiteurs. A l'occasion du 50^{ème} anniversaire de Starkey, certains responsables internationaux s'étaient déplacés pour échanger avec les acteurs du marché.



De gauche à droite :
Eric Van Belleghem - Directeur Marketing Starkey France,
Karli Wandling - Directeur Marketing Senior International Starkey Hearing Technologies, Sara Fable-Antry - VP Sales & Marketing ZPower et Thierry Daudignon, Directeur général Starkey France.

Situé non loin de l'entrée, le stand Starkey a comme à l'accoutumée, attiré de nombreux visiteurs pendant l'évènement annuel de la profession. Balayant avec passion des thématiques technologiques, innovantes, conceptuelles et philanthropiques, cette édition fut riche en découvertes produits, pour les nombreux visiteurs qui ont activement contribué à ce succès.

A l'occasion du 50^{ème} anniversaire de Starkey US, Karli Wandling, Directrice Marketing International Senior, Thorsten Quaas, récemment promu Directeur des opérations européennes avaient fait le déplacement.

Même Sara Fable-Antry, VP Sales & Marketing ZPower, avait choisi le stand Starkey pour répondre aux questions des professionnels Français. De même, Karli et Thorsten ont eu l'occasion d'échanger avec les médias dont la presse professionnelle sur leur vision et l'importance du marché français pour Starkey Corporate.



De gauche à droite :
Thierry Daudignon - Directeur Général Starkey France,
Karli Wandling - Directeur Marketing Senior International Starkey Hearing Technologies, Thorsten Quaas, Directeur des opérations européennes.

Côté nouveautés, la solution rechargeable Muse en microRIC 312 à reçu un excellent accueil. Sara Fable-Antry, VP Sales & Marketing de ZPower, a eu l'occasion de répondre aux visiteurs et à la presse professionnelle sur toutes les questions relatives à cette nouvelle solution rechargeable. Autres nouveautés, les RIC 312 Muse et Halo 2 dont la taille et le nouveau design ont fait l'unanimité. Ces nouveaux produits sont disponibles dès le 4 avril prochain.



Dans une ambiance chaleureuse, les visiteurs ont pu apprécier la réalité virtuelle. Equipé d'une paire de « Google Glasses », l'utilisateur s'est plongé au coeur d'une expérience vidéoludique à 360°. Grâce à cette immersion directe, ils ont pu découvrir différentes missions humanitaires de la Fondation Starkey. Aussi, les visiteurs ont pu s'amuser en testant leurs connaissances à un Quiz « Spécial Starkey ».



Et Thierry Daudignon, Directeur Général France conclure : « Tous les échanges que nous avons eus avec nos clients, au sujet de la qualité de nos aides auditives et de nos services, ont été positifs ! Cela démontre bien que tous les efforts que nous avons réalisés dans ce domaine ont fini par payer ». Enfin, l'image que toute l'équipe de Starkey a donné durant ce congrès est celle d'une équipe passionnée par ses objectifs et sa volonté de servir les clients, mieux que quiconque ».

Contact :
Eric Van Belleghem - Directeur Marketing
+33(1).49 80 74 74
eric_van_belleghem@starkey.fr





NOUS AVONS BESOIN DE VOS TALENTS !

GRANDAUDITION

Vos aides auditives en 1 heure

recrutement@grandaudition.com

Les Cahiers de
l'Audition LA REVUE
DU COLLEGE
NATIONAL
D'AUDIOPROTHESE

Offres d'emplois
Ventes et achats de matériel
Cessions et recherches
de fonds de commerce

Déposez vos petites annonces !

Pour tout renseignement :

Collège National d'Audioprothèse
cna.paris@orange.fr
03.21.77.91.24



**MUTUALITÉ
FRANÇAISE**

BOURGUIGNONNE

**SERVICES DE SOINS
ET D'ACCOMPAGNEMENT
MUTUALISTES**

Des services en toute confiance

www.bourgogne-sante-services.com



**AUDITION
MUTUALISTE**

La Mutualité Française Bourguignonne
recherche pour ses centres
AUDITION MUTUALISTE
de Quetigny - Beaune - Auxonne
(Département 21) :
un AUDIOPROTHÉSISTE D.E

- CDI - TEMPS PLEIN - STATUT CADRE
- Poste à pourvoir immédiatement
- Rémunération fixe + pourcentage + voiture de fonction
- Avantages sociaux (mutuelle, titre repas, CE, aide au déménagement...)

Adresser votre candidature :

MUTUALITÉ FRANÇAISE BOURGUIGNONNE - SSAM
Madame Lydie BARD - Directrice du Pôle Santé
16 Boulevard de Sévigné - BP 51749 - 21017 DIJON CEDEX
lydie.bard@mfbsam.fr



**MUTUALITÉ
FRANÇAISE**

CENTRE ATLANTIQUE

**SERVICES DE SOINS
ET D'ACCOMPAGNEMENT
MUTUALISTES**

**La Mutualité
Française
Centre Atlantique**

recrute pour ses centres de :

La Rochelle - Charente Maritime (17)
Niort - Deux Sèvres (79)
Partenay - Deux Sèvres (79)

Des audioprothésistes H/F

- CDI Temps complet ou temps partiel
- Rémunération fixe + variables

Merci de contacter :
Isabelle HILLY - RRH

Tél : 05 49 77 36 74 ou ihilly@mfca.fr



> ANNONCES

Une relation clients 5 étoiles



AUDITION CONSEIL
N°1 du palmarès "Prothèses auditives"



AUDITION CONSEIL
recrute audioprothésistes D.E.

Postes à pourvoir toutes régions
o.delatour@auditionconseil.fr
■ auditionconseil.fr

1^{er} réseau d'indépendants en France



La Mutualité Française Normandie recherche des audioprothésistes pour ses Centres Audition Mutualiste basés sur l'ensemble de la **Normandie**

- Poste à temps complet ou à temps partiel
- Débutant ou expérimenté
- Contrat de travail à durée indéterminée
- Rémunération fixe + variable
- Prise de fonction dès que possible.
- Avantages sociaux (mutuelle, CE, titres repas)

Merci d'adresser CV + lettre de motivation
au Siège administratif de la MFN-SSAM
16 avenue du 6 Juin - 14 000 CAEN
melanie.gautier@mfn-sssam.fr



CET HOMME PEUT VOUS FAIRE CHANGER DE VIE

Joachim est comme vous un Audioprothésiste de talent; dans le cadre de notre croissance, il recrute des pros diplômés comme vous et ce qu'il a à vous proposer peut changer votre vie. Avec 600 Centres en France, Amplifon est le premier réseau d'Audioprothésistes de France avec 350 professionnels dévoués à la santé et au bien-être auditif de nos clients.

Vous êtes Audioprothésiste diplômé, avec ou sans expérience, regardez l'avenir en mettant toutes les chances de votre côté: formation, accompagnement, perspectives d'évolution...

Amplifon, c'est une autre idée de votre métier, une idée qui en fait le plus beau des métiers.

REJOIGNEZ-NOUS SUR
careers.amplifon.com/web/france



Les audioprothésistes



www.entendre.com

LES LABORATOIRES ENTENDRE DIJON (21)

**RECHERCHENT
UN(E) AUDIOPROTHÉSISTE
CDI - 35H HEBDOMADAIRES**

pour intégrer une équipe dynamique

Développez votre savoir-faire.



Prenez contact avec Claude GAGNEUX

ENTENDRE
20, Rue de la Liberté - 21000 DIJON
Tél. : 03 80 44 16 43 - entendredijon@orange.fr

signia

Life sounds brilliant.

Pure 13 BT. Le streaming direct en binaural HD !

primax★



Pure 13 BT **primax**★

Le meilleur des performances audiologiques grâce à l'association unique de la connectivité Bluetooth et des fonctionnalités binaurales (e2e).

- Réception en streaming direct du son du téléphone (conversation, musique, applications) et de la télévision
- Fonctionnalités binaurales e2e de primax, pour une écoute de précision en haute définition
- Compatible avec TeleCare, l'application Signia de suivi d'adaptation et de satisfaction patient en temps réel
- Détection des environnements sonores optimisée grâce aux capteurs de mouvements du téléphone et l'application myControl
- L'aide auditive Bluetooth offrant la meilleure autonomie du marché*

Solutions
Auditives

SIEMENS

signia-pro.fr

* Près de 7 jours d'autonomie en streaming en pile 13.
Mai 2017. Dispositif médical de classe IIa. TUV SUD, CE 0123. Ce dispositif médical est remboursé par les organismes d'assurance maladie. Classe D : code générique (Base de remboursement) - de 20 ans : 2355084 (1400 €) et + de 20 ans : 2335791 (199,71 €). Pour un bon usage, veuillez consulter le manuel d'utilisation. Sivantos SAS est titulaire d'une licence de marque de Siemens AG. © Signia GmbH 2017.
Les marques, images et symboles Bluetooth sont la propriété exclusive de Bluetooth SIG Inc. utilisés par Signia GmbH sous permission. Les autres marques et symboles appartiennent à leurs propriétaires respectifs.

Fait pour *la vie*

NOUVEAU

Muse™



Grâce au nouveau système d'exploitation Acuity OS 2 et l'arrivée de nouveaux produits, la famille Muse gagne en personnalisation et en fonctionnalité. Elle permet une acceptation plus rapide et une plus grande confiance pour les patients.



Solution Rechargeable Muse - Z Power

Notre solution rechargeable pour microRIC 312t Muse™ est facile d'utilisation avec une autonomie d'une journée garantie.



Système CROS Muse

Offre audibilité et compréhension de la parole aux patients atteints de perte auditive unilatérale.



Acuity OS 2

Notre système d'exploitation nouvelle génération doté d'une intelligence interactive — permettant aux patients d'entendre au rythme de la vie.



RIC 312t Muse

Notre toute dernière solution avec bobine et bouton-poussoir.



SurfLink Mini Mobile

Notre toute petite et nouvelle option pour le téléphone



L'adaptateur SurfLink Mini Mobile connecté à la base du SurfLink Microphone 2, permet de recevoir les appels de tout téléphone mobile compatible "Bluetooth" directement dans les aides auditives Muse.

Pour en savoir plus rendez-vous sur starkeyfrancepro.com, starkey.fr ou renseignez-vous dès maintenant auprès de votre Responsable Régional.

