

Les Cahiers de *l'Audition*

La revue du Collège National d'Audioprothèse

Volume 24 - Juillet-Août 2011 - Numéro 4



Dossier

Prix du Collège National d'Audioprothèse

Mémoires de fin d'études



Métier et technique

L'estimation des seuils audio-métriques au tympan Xavier DELERCE



Cas clinique

Acouphène et appareillage open
Paul Edouard WATERLOT



Interview

Professeur Paul AVAN



Notes de lecture



Veille technique



Actualités

Spice+

Le son de la qualité



Notre passion de l'excellence s'est traduite par un bond en avant significatif dans l'évolution de la Génération Spice de Phonak. En d'autres termes, le meilleur est encore mieux!

Spice+ assure une meilleure qualité sonore, une acceptation spontanée supérieure, moins d'efforts d'adaptation fine et un plaisir auditif à long terme.

La gamme complète de la Génération Spice s'enrichit désormais des avantages Spice+.

www.phonakpro.com/spiceplus-fr

PHONAK

life is on

EDITORIAL



3 Editorial

Paul AVAN

MOT DU PRÉSIDENT



4 Le mot du Président

Eric BIZAGUET

EVENEMENT



7 Evènement

DOSSIER



9 Dossier scientifique

9 Influence de la compression de sortie sur l'audition de sujets avec l'implant cochléaire Med-El Opus II

Xavier PERROT, Jean-Louis COLLETTE, Geoffrey GUENSER

17 Influence des caractéristiques anatomiques du conduit auditif sur son comportement acoustique.

Sébastien CHEVAL

22 Conversion des seuils audiométriques HL en leur équivalent SPL au tympan : la mesure de la pression acoustique dans le conduit s'impose-t-elle ?

Nadège DURAND

30 Les mesures intégrées dans les aides auditives : innovations ou gadgets numériques

Jean-Baptiste LEMASSON

36 Etude du démasquage spectral et temporel de la parole dans la région 1- 3 kHz chez des auditeurs présentant une perte auditive cochléaire au dessus de 3 kHz

Mathieu LOISEAU

42 Métier et technique

L'estimation des seuils audiométriques au tympan

Xavier DELERCE, Nadège DURAND, Jean-Baptiste BARON

METIER ET TECHNIQUE



CAS CLINIQUE



51 Cas clinique

Acouphène et appareillage open

Paul Edouard WATERLOT

INTERVIEW



NOTES DE LECTURE



54 Interview

Professeur Paul Avan

Arnaud COEZ

VEILLE TECHNIQUE



59 Notes de lecture

François DEGOVE

ACTUALITES



63 Veille technique

Oticon - Phonak - Siemens - Widex

ANNONCES



72 Actualités

80 Annonces

Liste des annonceurs

Audiomedi - Bernafon - Cabinet Bailly - Phonak - Siemens
SMS Audio Electronique - Starkey

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

Editeur

Collège National d'Audioprothèse
Président Eric BIZAGUET
LCA - 20 rue Thérèse
75001 Paris
Tél. 01 42 96 87 70
eric.bizaguet@lcab.fr

Directeur de la publication

Christian RENARD
50, rue Nationale
59 000 Lille
Tél. 03 20 57 85 21
contact@laborenard.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

Rédacteur et responsable scientifique

Arnaud COEZ
LCA - 20 rue Thérèse
75001 Paris
Tél. 01 42 96 87 70
arnaud.coez@lcab.fr

Conception et réalisation

MBQ
Stéphanie BERTET
32, rue du Temple
75004 Paris
Tél. 01 42 78 68 21
stephanie.bertet@mbq.fr

Abonnements, publicités et annonces

Collège National d'Audioprothèse
Secrétariat
10, rue Molière - 62 220 Carvin
Tél. 03 21 77 91 24
College.Nat.Audio@orange.fr

Dépot Légal à date de parution

Juillet/août 2011 Vol. 24 N°4
Imprimé par Néo-typo - Besançon

Le Collège National d'Audioprothèse

Président



Eric
BIZAGUET

1^{er} Vice Président



Frank
LEFEVRE

2^e Vice Président



Christian
RENARD

Président d'honneur



Xavier
RENARD

Membres du Collège National d'Audioprothèse



Kamel
ADJOUT



Patrick
ARTHAUD



Jean-Claude
AUDRY



Bernard
AZEMA



Jean
BANCONS



Jean-Paul
BERAHA



Hervé
BISCHOFF



Geneviève
BIZAGUET



Jean-Jacques
BLANCHET



Daniel
CHEVILLARD



Arnaud
COEZ



Christine
DAGAIN



Ronald
DE BOCK



Xavier
DEBRUILLE



François
DEGÈVE



Jean-Baptiste
DELANDE



Charles
ELCABACHE



Robert
FAGGIANO



Stéphane
GARNIER



Thierry
GARNIER



Grégory
GERBAUD



Eric
HANS



Bernard
HUGON



Jérôme
JILLIOT



Yves
LASRY



Stéphane
LAURENT



François
LE HER



Maryvonne
NICOT-MASSIAS



Benoit
ROY



Claude
SANGUY



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

Membres Correspondants étrangers du Collège National d'Audioprothèse



Roberto
CARLE



Léon
DODELE



Philippe
ESTOPPEY



André
GRAFF



Bruno
LUCARELLI



Leonardo
MAGNELLI



Carlos MARTINEZ
OSORIO



Thierry
RENGLET



Juan Martinez
SAN JOSE



Christoph
SCHWOB



Elie EL ZIR
Membre Correspondant étranger associé



Honneur aux jeunes diplômés d'audioprothèse

Honneur aux jeunes diplômés d'audioprothèse dans ce numéro consacré largement à la publication des mémoires récompensés en 2011 par le Collège National d'Audioprothèse. Ainsi, cinq thèmes différents ont été distingués par le jury, et nous sont présentés, illustrant la diversité croissante des préoccupations des audioprothésistes modernes, et leur inventivité croissante pour définir et mettre en œuvre de véritables protocoles d'étude et de recherche.

Le travail de Geoffrey Guenser s'attaque à la problématique du réglage des compressions dans un implant cochléaire, sujet toujours délicat en raison de la faible dynamique résiduelle des patients. De manière très intéressante, ce travail fait ressortir des réponses aux tests utilisés très comparables entre les deux modes de compression testés, or les patients préféreraient unanimement l'un de ces deux modes : le patient a toujours raison, et nous incite à chercher des méthodes plus fines pour objectiver son jugement ! Sébastien Cheval s'est lancé dans un projet ambitieux qui est d'améliorer la précision des pré-réglages fabricants grâce à l'utilisation informatisée des mesures anatomiques du conduit auditif externe afin de prédire sa réponse acoustique ou son couplage avec une aide auditive. Son mémoire valide la première étape de l'outil logiciel qu'il a développé.

Nadège Durand a cherché à convertir de manière rigoureuse, adaptée à chaque oreille individuelle, la valeur des seuils au casque, de dB HL en dB SPL au niveau du tympan. Elle valide les efforts réalisés dans ce sens par les fabricants en montrant bien comment la mesure de pression acoustique dans le conduit s'impose dans le cas de patients présentant des pathologies de l'oreille moyenne ou chez les enfants. Jean-Baptiste Lemasson se pose une question similaire, celle des mesures intégrées comme outils commerciaux ou progrès techniques. Il observe que l'audiométrie directe prenant en compte les référentiels anatomique et acoustique du malentendant appareillé est plus pertinente pour l'appareillage notamment en combinaison avec la mesure in vivo intégrée.

Enfin Mathieu Loiseau se penche sur le démasquage temporel de la parole dans la région de 1 à 3 kHz, à la recherche de déficits chez le malentendant qui aurait du mal à exploiter l'écoute dans les vallées temporelles ou spectrales d'un bruit masquant. Contrairement à ce qui est parfois rapporté, il n'observe aucune dissociation entre démasquage spectral et temporel de la parole, mais à l'inverse, une forte corrélation entre ces deux types de démasquage chez les auditeurs normo-entendants,

Cette grande diversité et l'ambition de recherches qui nous sont rapportées par des audioprothésistes fraîchement diplômés est de bon augure pour l'ensemble des professions de l'audiologie, et pour les revues comme les Cahiers qui voient se structurer une génération de professionnels à la hauteur des défis des aides auditives modernes.

Paul Avan

Les Cahiers de l'Audition

Juillet/Août 2011 - Vol 24 - N°4



Le mot du Président du Collège

Eric Bizaguet

Ces Cahiers de l'audition me tiennent particulièrement à cœur car ils sont une introduction extraordinaire à la recherche scientifique et à son application pratique dans notre activité. C'est aussi l'intronisation dans ses pages de jeunes diplômés audioprothésistes qui peuvent ainsi démontrer leurs capacités à traiter un sujet de recherche dans le cadre de leur mémoire de fin d'études.

L'aspect recherche est mis en exergue par l'interview du Professeur Paul Avan, acteur incontournable de l'Audio-logie, qui décrit la naissance d'une passion, alimentée par une soif de curiosité qui ne s'est jamais éteinte. Rédacteur en chef depuis de nombreuses années des Cahiers de l'Audition, il nous fait l'amitié de se dévoiler sur son parcours scientifique et nous éclaire sur les chemins que doivent emprunter ceux qui veulent participer à la recherche de haut niveau. Je le remercie d'autant plus de sa franchise que je connais sa grande modestie qui le conduit toujours à mettre à notre service sa fantastique culture dans la plus grande discrétion.

Dans cette interview, Paul Avan nous démontre l'importance d'avoir des « maîtres » favorisant la culture scientifique et de pouvoir s'appuyer sur leurs connaissances et sur leurs expériences pour construire des projets de recherche. Leur rôle prioritaire est l'encadrement, mais ils doivent aussi servir d'exemple et créer la passion.

Paul Avan nous montre que le chemin n'est pas tracé d'emblée et que les opportunités pouvant se présenter ne peuvent être reconnues que si les bases scientifiques sont intégrées. Il nous délivre un message optimiste sur le futur de la recherche, nous rappelle que certaines voies se soldent parfois par des échecs, mais que chaque voie explorée s'intègre dans un tout toujours en construction.

Savoir que de grandes inventions aboutissent après la reprise de pistes abandonnées prématurément doit nous pousser à regarder avec attention notre passé. En effet des idées neuves apparaissent souvent lors de ces renaissances grâce à l'explosion technologique.

Regarder le passé pour construire l'avenir et « 20 fois sur le métier remettez l'ouvrage, polissez-le et le repolissez ». Dans le cadre universitaire, l'habilitation à diriger des recherches intervient au bout d'un cursus long permettant à l'étudiant d'avoir un guide expérimenté.

Le même rôle est attribué par les pouvoirs publics aux maîtres de mémoire encadrant les étudiants en 3^{ème} année du diplôme d'Etat d'Audioprothésiste. C'est une mission de grande importance car de la qualité du maître de stage et de mémoire peut dépendre l'avenir du stagiaire.

L'article 2 de l'Arrêté du 10 Juillet 2001 relatif à la désignation des maîtres de stage en audioprothèse définit les conditions d'accès à cette fonction. L'agrément est prononcé pour une durée de trois ans renouvelable par une commission constituée à cet effet et composée du directeur de l'unité de formation et de recherche, du responsable de l'enseignement du diplôme d'Etat d'audioprothésiste, d'enseignants, de médecins hospitaliers et d'audioprothésistes participant aux enseignements, de **représentants du Collège National d'Audioprothèse et des organisations professionnelles**.

La mission est claire et d'importance puisqu'une partie de la formation est sous la responsabilité du maître de stage. De ses capacités et de son implication dépend donc partiellement la qualité du futur audioprothésiste.

C'est pourquoi le Collège National d'Audioprothèse a décidé de mettre en place une formation de courte durée pour les futurs ou actuels maîtres de stage et de mémoire en audioprothèse.

Cette formation développera les nouveaux programmes en rapport avec l'entrée de notre profession dans le cycle licence-master-doctorat (LMD), rappellera ou présentera les objectifs des stages et les modalités d'évaluation des stagiaires, fera le point sur les droits et devoirs du maître de stage, mais aussi du stagiaire. D'une durée d'une journée, la date et les modalités de cette formation

LE MOT DU PRESIDENT DU COLLEGE



pour l'année 2012-2013 seront présentées lors d'un prochain numéro des Cahiers de l'Audition. Comprendre comment aider de jeunes étudiants nécessite un savoir-faire et cette journée s'emploiera à informer les maîtres de mémoire sur la spécificité de leur accompagnement.

Pour certains, les connaissances et les performances sont déjà en place comme le montrent les mémoires présentés en 2011 dans le cadre de l'attribution du titre de lauréat du Collège National d'Audioprothèse.

Chacune des 5 écoles a choisi le mémoire le plus apte à la représenter, ce qui explique l'excellent niveau de la session. Il est amusant de constater que les sujets sont représentatifs de notre profession, allant du théorique au pratique, du fondamental au fonctionnel, de l'acoustique de la périphérie à l'utilisation centrale. De haut niveau, ces mémoires méritaient tous une place d'honneur. Le choix fut difficile.

Le lauréat est Monsieur Geoffroy Guenser pour son mémoire sur « l'Influence de la compression de sortie sur l'audition de sujets implantés avec l'implant cochléaire MED-EL OPUS II ». La meilleure présentation orale a permis par ailleurs de récompenser Mlle Nadège Durand pour son mémoire sur la conversion des seuils audiométriques HL en leur équivalent SPL au tympan : la mesure de la pression acoustique dans le conduit s'impose-t-elle ?

Le Collège souhaite à ces jeunes confrères de poursuivre dans cette voie, de toujours rechercher l'excellence et de tout faire pour participer à la formation des futurs audioprothésistes car rien n'est plus instructif, mobilisant et entraînant que de participer à l'enseignement de ses futurs confrères. Ce qui me permet de rappeler l'importance de l'appel à candidature de 6 nouveaux membres du Collège National d'Audioprothèse lancé il y a quelques mois car de cette nouvelle génération naîtra notre futur.

COLLEGE NATIONAL D'AUDIOPROTHESE

OUVERTURE SUR CONCOURS DE 6 PLACES DE MEMBRES

Par décision de la dernière Assemblée Générale
et conformément aux statuts,
6 places de Membres Actifs
sont proposées par concours.

Pour être candidat, il faut :

- avoir qualité pour exercer l'activité professionnelle d'Audioprothésiste conformément à la loi 67-4 du 3 Janvier 1967
- exercer la profession d'Audioprothésiste
- être âgé de plus de 30 ans
- avoir au minimum 5 ans d'exercice professionnel
- avoir été, être chargé ou pouvoir être chargé d'enseignement d'Audioprothèse au diplôme d'Etat d'Audioprothésiste
- être disponible pour dispenser à la demande l'enseignement auprès des sites habilités.

Les candidats doivent envoyer un dossier comprenant une lettre de motivation, leur curriculum vitae, leurs titres et travaux (article, communication, étude, etc.).

Les candidats retenus sur dossier réaliseront une communication orale de 20 minutes d'un travail personnel devant un jury composé de membres du Collège National d'Audioprothèse.

Les candidatures doivent être adressées
au plus tard le 31 MARS 2012
à

Monsieur Eric BIZAGUET
Président du Collège National d'Audioprothèse
20 Rue Thérèse 75001 PARIS

Wallenried, Suisse



L'INSTANT DU RITE



Disponible à partir
du 2 janvier 2012



CHRONOS 9|7|5 NANO RITE

Encore plus de précision dans la gamme Chronos avec l'arrivée du nouveau Nano RITE.

Bernafon AG
Morgenstrasse 131
3018 Berne
Suisse
Téléphone +41 31 998 15 15

Bernafon FRANCE
37-39, rue Jean-Baptiste Charcot
92400 Courbevoie
France
Téléphone +33 1 41 16 11 80

www.bernafon.com

bernafon[®]
Your hearing • Our passion

Les Cahiers de l'Audition en ligne !

Retrouvez désormais les sommaires et les PDF complets

www.lescahiersdelaudition.fr

Navigation

Accueil

Le Collège

Statuts
Membres
Interview d'Eric Bizaguet
Prix du Collège
Forum

Accès à la profession

Écoles - Enseignement
Liste des Diplômes Universitaires

Événements

EPU dispensés et Résumés
Q.C.M.

Les Cahiers de l'Audition

Les **Cahiers de l'Audition**, la revue du Collège National d'Audioprothèse, sont distribués gratuitement et sans abonnement, à l'ensemble des audioprothésistes français, ainsi qu'aux étudiants de 2^{ème} et 3^{ème} année des 5 facultés d'enseignement d'audioprothèse.

Retrouvez désormais ci-dessous les anciens numéros en intégralité, téléchargeables au format PDF !

Cliquez sur l'année ou la revue de votre choix pour accéder au sommaire et au numéro au format PDF.

2011





■ L'audiologie pour tous

2011 a marqué un tournant pour les Cahiers de l'Audition, grâce à la prise en charge de la publication par le Collège National d'Audioprothèse, qui a pour volonté de mettre en place un outil de formation dynamique et adapté.

Distribuer gratuitement les 6 numéros annuels des Cahiers de l'Audition aux audioprothésistes français et aux étudiants de 2^{ème} et 3^{ème} année, fut un premier pas majeur pour la profession.

Désormais, la mise en ligne des précédentes parutions et les sommaires ajoutés face à chaque numéro pourront faciliter vos recherches bibliographiques, vos mémoires d'audioprothèse, etc.

■ Une navigation simple et claire

En entrant www.lescahiersdelaudition.fr dans votre barre d'adresse, vous arrivez directement sur la page complète comprenant toutes les couvertures des précédents numéros, répertoriés par année de parution.

Il vous suffit de cliquer sur la couverture ou l'année de votre choix pour naviguer dans les sommaires, comprenant le titre de l'article et le nom de chaque auteur ayant participé à son écriture.

Un article vous intéresse ? Cliquez alors sur l'icône PDF pour consulter librement le numéro dans son intégralité. Nous vous rappelons que toute reproduction totale ou partielle, sans l'accord préalable et écrit de l'auteur est interdit.

Les numéros sont en ligne un an après leur parution : pour vous procurer une revue qui n'est pas encore disponible, vous pouvez prendre contact avec le Collège National d'Audioprothèse.

Nous vous souhaitons une bonne navigation et une bonne lecture !

Christian Renard
Directeur de Publication



Les Cahiers de l'Audition Année 2010

Prêtir pas en thérapie acoustique des acouphènes : création d'une séance intensive de counseling
J. PÉRIK, M. PÉRIK, M. LEROUX

Acouphènes et audition auditive
M. LEROUX, L. PÉRIK, M. PÉRIK

Développement et mise en place d'un logiciel de test pour audifonothésistes - BioSoundSystem
Théo LARIV

Utilisation de BioSoundSystem dans la pratique quotidienne de l'audioprothèse
Mélissa CELIAO

Résultats de la première évaluation clinique du Coûtéar TM Baha SP100
Sara C. FLYNN, André SACHSCHI, Germain LAMBERT

CEI clinique - faciliter un réglage personnalisé et précis du processeur externe Baha
Sara C. FLYNN, Marie-Hélène, Marie SACHSCHI



Rendez-vous dès maintenant sur www.lescahiersdelaudition.fr

> Dossier

Prix du Collège National d'Audioprothèse Mémoires récompensés

- 9 Influence de la compression de sortie sur l'audition de sujets avec l'implant cochléaire Med-El Opus II**
Geoffrey GUENSER
- 17 Influence des caractéristiques anatomiques du conduit auditif sur son comportement acoustique**
Sébastien CHEVAL
- 22 Conversion des seuils audiométriques HL en leur équivalent SPL au tympan : la mesure de la pression acoustique dans le conduit s'impose-t-elle ?**
Nadège DURAND
- 30 Les mesures intégrées dans les aides auditives : innovations ou gadgets numériques ?**
Jean-Baptiste LEMASSON
- 36 Etude du démasquage spectral et temporel de la parole dans la région 1 – 3 kHz chez des auditeurs présentant une perte auditive cochléaire au dessus de 3 kHz**
Mathieu LOISEAU

Influence de la compression de sortie sur l'audition de sujets **avec l'implant cochléaire Med-El Opus II**



Résumé

Dans la programmation de l'implant cochléaire Med El OPUS II, il est possible de choisir entre deux types de compression de sortie : Maplaw 500 et Maplaw 1000. Quel est le but de cette fonction ? Quel est le retentissement de telle ou telle compression sur les signaux en sortie de l'implant cochléaire et sur la compréhension du sujet implanté ? Pour répondre à ces questions nous nous sommes intéressés au fonctionnement de l'oreille et plus précisément à son système de compression du signal sonore. Ensuite nous nous sommes intéressés à la traduction de ces fonctions physiologiques dans l'implant cochléaire. Ce mémoire contient deux études : l'étude des signaux en sortie de l'implant et l'étude clinique faite en double aveugle. Il en ressort qu'une programmation en Maplaw 1000 est nettement plus appréciée par les porteurs d'implant cochléaire, suggérant que cette dernière devrait être le réglage de référence.

Mots clés : étude clinique, double aveugle, fonction entrée-sortie, compression de sortie, implant cochléaire, Med El, OPUS II, signaux en sortie de l'implant cochléaire, compression cochléaire, Maplaw 500, Maplaw 1000

Introduction

La stimulation électrique du nerf de l'audition par un implant cochléaire peut rendre partiellement la sensation auditive aux personnes sourdes profondes ou totales. À la suite de l'implantation cochléaire, le processeur vocal externe doit être programmé par le régleur. La principale tâche de programmation consiste au réglage de la dynamique électrique (en sortie) de chacune des électrodes.

La programmation a pour but d'assurer une perception auditive confortable pour une gamme de niveau d'entrée donnée et d'optimiser l'information délivrée par l'implant par rapport aux capacités électrophysiologiques des voies auditives du patient.

Il s'agit généralement d'effectuer les mesures psychophysiques du seuil (T) et du niveau le plus confortable (MCL) par une stimulation électrique à travers chacune des électrodes.

En outre, comparée à la gamme de la dynamique acoustique d'une personne normo-entendante, la gamme de dynamique électrique d'un porteur d'implant est bien plus petite (Johnson DH). Il est donc important, en théorie, de s'assurer que la gamme de dynamique d'entrée soit alignée au mieux sur la gamme de dynamique électrique (Zeng FG et al.).

Cette fonction n'est pas linéaire ; une fonction de pondération instantanée, autrement appelée «Maplaw» chez

Med-El, est appliquée au niveau de sortie afin d'assurer une croissance de sonie similaire à celle d'un normo-entendant (Dorman MF et al.).

Il est généralement admis que la transformation d'un stimulus acoustique en un stimulus électrique est un facteur critique touchant la reconnaissance vocale chez un porteur d'implant.

Ainsi nous nous sommes demandés quelles étaient les conséquences du Maplaw 500 par rapport au Maplaw 1000 sur l'audition auprès de cette population.

Les valeurs 500 et 1000 sont des coefficients qui, nous le verrons, sont attachés à une formule mathématique donnant une certaine forme à la fonction entrée-sortie de l'implant ; elles sont les valeurs les plus couramment utilisées. On a pu se rendre compte durant les séances de programmation des implants cochléaires que les patients semblaient préférer dans une grande majorité une programmation avec le Maplaw 1000 plutôt qu'avec le Maplaw 500. Nous avons retenu ces deux valeurs pour notre étude.

Notre but est d'améliorer le confort de l'implanté, notamment la compréhension de la parole dans le bruit. Cette amélioration passe par l'éclaircissement des contrastes de l'enveloppe temporelle du signal en sortie de l'implant.

Pour ce faire, nous nous intéresserons dans la partie théorique au fonctionnement physiologique de l'oreille. Nous détaillerons le codage réalisé par l'implant cochléaire Med-El ainsi que par le Maplaw. Puis nous comparerons dans une partie pratique les réglages de la Maplaw 500 à la Maplaw 1000 à travers une étude clinique et des mesures physiques.

1

De la compression cochléaire à l'implant

1.1 Compression cochléaire

Le système auditif périphérique utilise la compression afin d'intégrer le maximum d'informations dans la gamme dynamique limitée des neurones. Une part importante de la compression est obtenue grâce à la cochlée. La compression semble résulter de l'action mécanique des CCE (Cellules Ciliées Externes), amplifiant les vibrations sonores évoquées sur l'organe de Corti, et ce de façon dépendante au niveau de l'intensité. Le caractère non linéaire des mécanismes de transduction mécano-sensoriel semble être la principale source de non linéarité dans la mécanique cochléaire. L'objectif principal de la compression mécanique est sans doute d'étendre la gamme dynamique des CCI (Cellules Ciliées Internes) et des neurones afférents primaires qui les innervent. (Bacon SP et al)

**Geoffrey
GUENSER**

gguenser@gmail.com

Ecole d'audioprothèse
de Nancy

Université de Henri
Poincaré, NANCY 1
Faculté de Pharmacie

Mémoire présenté
le 3 novembre 2010

1.2 Croissance de sonie à travers une stimulation électrique

Comment la sensation d'intensité passe-t-elle du seuil au niveau d'inconfort ? Il a été établi que l'audition acoustique croît de la même façon que la fonction puissance de coefficient 0,3 (loi de la puissance de Stevens 1961). Dans l'audition électrique, la croissance de sonie a été modélisée à l'aide de la fonction exponentielle. La figure 1 représente la fonction de croissance de sonie par stimulation électrique d'un sujet normo-entendant (A) et la fonction balance qui permet de passer d'un stimulus acoustique à électrique d'un sujet ayant un implant du tronc cérébral unilatéral (B). La courbe B montre une fonction linéaire, liant les stimulations électriques SE (échelle linéaire, micro-ampères) aux stimulations acoustiques SA (échelle log, dB HL) : $SE = a \cdot \log(SA)$ où a est une constante. Cette fonction linéaire indique que la sensation de sonie (L) croît suivant une exponentielle : $L = SA^\theta = (10^{SE/a})^\theta = 10^{SE \cdot \theta/a}$

1.3 Maplaw

Un rôle extrêmement important de la compression est de restaurer une croissance de sonie similaire aux normo-entendants. Fu et Shannon (1998) ; Loizou et al (2000) ont montré que chez les porteurs d'implant utilisant la stratégie CIS, la meilleure perfor-

mance vocale était atteinte lorsque la compression restaurait une croissance de sonie dite normale (taux compris entre 0,1 et 0,3).

La figure 2 représente le schéma bloc de l'IC Med El. Il détaille les principaux organes de traitement du signal pour une stratégie de codage CIS.

La fonction Maplaw logarithmique prend différentes formes, elle est régie par la fonction suivante :

Le coefficient «c» est modifiable dans le logiciel de réglage. Ce paramètre définit notamment la pente de l'expansion de la partie initiale du Maplaw. Dans cette fonction, «y» est la sortie du Maplaw (proportionnellement à la dynamique électrique), «ln» est la fonction logarithme népérien, «C» est le facteur de compression et «x» est l'entrée du Maplaw (proportionnellement à la dynamique acoustique).

Les courbes sont tracées sur la figure 4. La figure 5 représente la différence des deux courbes.

On remarque que la différence entre les Maplaw 500 et 1000 est plus importante pour les niveaux d'entrées faibles. Par conséquent, lors des études cliniques et physiques qui suivent, nous devrions obtenir une différence entre les Maplaw 500 et 1000 se situant dans les sons faibles et moyens.

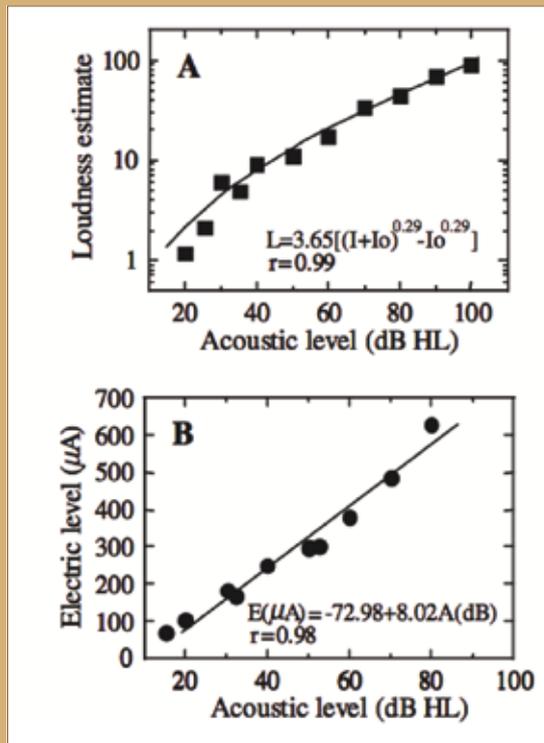


Figure 1 : Fonction de croissance de sonie par stimulation électrique d'un sujet normo-entendant (A) et fonction balance qui permet de passer d'un stimulus acoustique à électrique d'un sujet ayant un implant du tronc cérébrale unilatérale (B) La fonction de croissance de sonie montre une fonction puissance de coefficient 0,29, en audition acoustique. Notez que B représente une fonction linéaire et que l'axe des X est gradué en log (dB HL) et l'axe Y est linéaire (micro-ampère). (Zeng FG et al. 1994)

2 Etude physique des signaux en sortie de l'implant

Avant d'aborder l'étude clinique de comparaison des différents Maplaw, nous allons nous intéresser aux signaux sortant de l'implant.

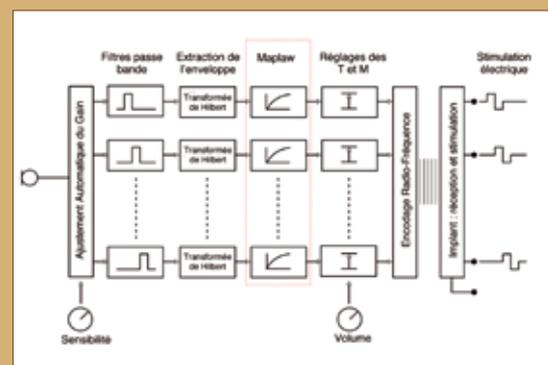


Figure 2 : Stratégie de codage CIS (données Med-El): schéma bloc

Le signal entre par le côté gauche dans le microphone. Il traduit le signal acoustique en un signal électrique. L'AGC (Contrôle Automatique du Gain) adapte la dynamique d'entrée à celle de la parole. Les filtres passe bande découpent le signal en fréquence. La transformée de Hilbert extrait l'enveloppe du signal sur chaque bande de fréquence. La compression de sortie (Maplaw) est appliquée au signal. Elle est identique à tous les canaux. Le signal est ensuite «mappé» dans la dynamique électrique, c'est-à-dire entre le seuil (T) et le niveau le plus confortable (M) puis encodé en radio fréquence et transmis à l'implant. Le récepteur déchiffre le signal et le transforme en impulsions électriques elles-mêmes transmises aux électrodes. (Données Med-El 2010)



Notre étude a pour objectif de rechercher s'il existe une modification des enveloppes temporelles selon le réglage du Maplaw. En effet, nous avons vu dans les chapitres précédents que les informations véhiculées par les enveloppes temporelles sont primordiales dans la perception de la parole.

2.1 Méthode

Programmation de l'implant

La programmation comprend deux mêmes maps, seul le Maplaw est changé : 500 pour le premier programme, 1000 pour le second. Dans la suite de cet article, nous noterons P1 comme le programme au Maplaw 500 et P2 comme le programme au Maplaw 1000. La compression d'entrée (AGC) a été réglée par défaut à 3:1, avec une sensibilité de 50% ; de même que la répartition fréquentielle qui a été choisie par défaut (les valeurs centrales et de coupures se trouvent en annexe 2). Dans un souci de comparaison, le réglage des T et des M est le même sur tous les canaux.

Afin d'avoir une meilleure lisibilité des courbes (grâce à une dynamique plus importante), nous avons gardé le réglage des T à «0» : la valeur la plus petite programmable est de 7,7 cu. Les M ont été réglés à 825 cu. Le canal 1 bénéficie du traitement CSSS (traitement de la structure fine). L'implant est cadencé à 820pps.

Equipement et environnement

Le but de ce test est d'envoyer un stimulus connu à un système Opus II de Med-El et d'en recueillir les informations sur chacune des électrodes. Pour ce faire, nous avons utilisé un premier ordinateur gérant l'envoi du stimulus sonore. L'émission du stimulus se fait à travers une carte son ECHO Audiofire8 pilotée par une table de mixage (audiofire8 console) et des moniteurs (enceintes alimentées) de type Klein&Hummel O110, situés à 1mm de l'IC à un angle de 30° face à ce dernier.

L'IC est fixé sur un trépied et dirigé face aux enceintes, l'antenne du processeur vocal est posée sur une interface qui stimule un implant

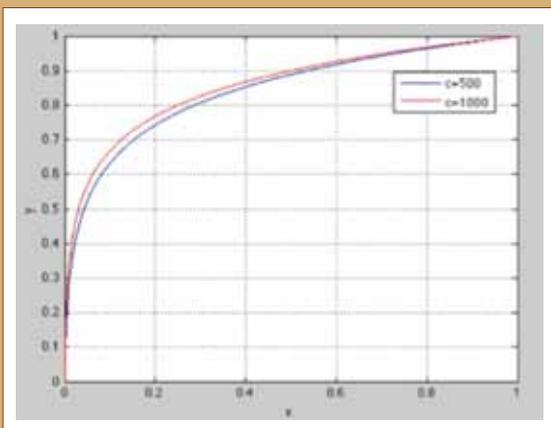


Figure 3 : Fonctions entrée-sortie Maplaw.
L'abscisse représente le signal entrant avec une dynamique « acoustique » comprise entre 30 et 100dB environ.
L'ordonnée représente le signal en sortie avec une dynamique « électrique » comprise entre les T (seuil liminaire électrique) et les C (seuil de confort électrique).
En rouge la fonction Maplaw 1000 (Coefficient $c=1000$)
En bleu la fonction Maplaw 500 (Coefficient $c=500$)

de type C40+. On récupère le signal en sortie grâce à une prise BNC et un adaptateur jack 3,5mm, un sélecteur permet de sélectionner l'électrode sélectionnée. L'ensemble est relié à un second ordinateur qui permet l'acquisition du signal à travers sa carte son intégrée.

Les données sont traitées à travers un programme écrit sous Matlab9b pour le besoin de l'étude, il permet l'extraction des courbes enveloppes du signal et leurs comparaisons. Les mesures sont réalisées dans une salle de la faculté de pharmacie de Nancy, traitée acoustiquement.

Signaux

Les signaux utilisés sont vocaux : il s'agit de trisyllabes identiques, également utilisées lors de l'étude clinique.

Nous avons choisi deux trisyllabes parmi les listes de Frank LEFEVRE : [mimim] et [lululu]. Cela nous permet d'obtenir un moyen de comparaison entre deux syllabes différentes ayant tout de même des caractéristiques spectrales similaires.

Nous avons choisi d'étudier les canaux sur lesquels l'énergie est importante, c'est-à-dire ceux se trouvant sur une zone formantique. Afin de limiter le nombre de mesures et pour une meilleure lisibilité et comparaison des courbes, nous ne choisirons que trois canaux à étudier :

- un canal basal soit C1 (canal 1 codant la bande de fréquence 100-198) ;
- un canal medium soit C3 (canal 3 codant la bande de fréquence 325-491) ;
- un canal apical soit C7 (canal 7 codant la bande de fréquence 1383-1893).

Nous avons vu dans la partie précédente que la compression de sortie était sensible à l'intensité en entrée. Nous avons choisi un niveau faible (55dBA), moyen (65dBA) et fort (75dBA).

2.2 Résultats

Voici un exemple de courbes obtenues à la sortie de l'implant.

La figure 5 reprend les courbes enveloppes des signaux enregistrés à travers les programmes P1 et P2. Pour ces comparaisons, les signaux sont décalés sur l'axe des abscisses afin qu'ils soient superposés, sans être déformés en amplitude.

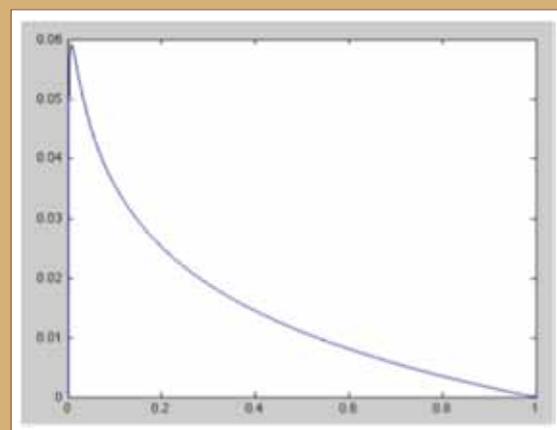


Figure 4 : Différence arithmétique entre les deux courbes Maplaw 500 et Maplaw 1000.

2.3 Discussion

La première observation que nous pouvons faire est l'extrême reproductibilité des courbes, ce, d'un programme à un autre mais également d'un canal à un autre, pour une même trisyllabe. Plus le niveau est important, moins le signal est «bruité».

Théoriquement, nous avons observé que la différenciation entre les Maplaw 500 et 1000 se faisait surtout ressentir pour les niveaux d'intensité moyenne. On remarque que les courbes du Maplaw 1000 se trouvent systématiquement au-dessus des courbes du Maplaw 500 pour les niveaux faibles et moyens, en d'autres termes, le Maplaw 1000 admet une plus grande dynamique pour ces niveaux. A 75dB, la tendance s'inverse, le Maplaw 500 passe au-dessus du Maplaw 1000 sur le canal 7. Et ceci est valable pour les 2 trisyllabes, de façon rigoureusement identique.

La comparaison des Maplaw est reprise dans le tableau ci-dessous. Un «+» signifie que la courbe en Maplaw 1000 est au-dessus de la courbe du Maplaw 500, deux «+» signifient qu'elle se trouve bien au-dessus, et vice versa avec le signe «-». Le signe «=» signifie que les deux courbes se superposent.

Ce tableau montre plus clairement l'influence du Maplaw sur les signaux physiques. On note qu'à 55dB le Maplaw 1000 augmente systématiquement l'amplitude et les contrastes d'enveloppe temporelle. A 65dB, le Maplaw 1000 augmente les contrastes de la trisyllabe «lu» alors qu'il ne montre pas de meilleurs effets avec la trisyllabe «mi» sur C1 et C3, voire des contrastes plus faibles en C7 par rapport au Maplaw 500. A 75dB le Maplaw 1000 a plutôt tendance à minorer l'amplitude des signaux.

2.4 Conclusion

Nous avons étudié une propriété du signal : sa courbe d'enveloppe. Aussi, nous sommes en droit de nous demander si la courbe d'enveloppe mesurée au niveau des électrodes d'un IC est vraiment représentative de la perception auditive du sujet implanté.

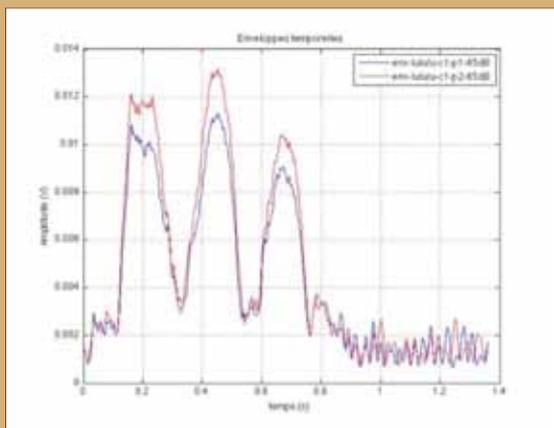


Figure 5 : Représentation temporelle des courbes enveloppes des signaux en sortie de l'implant.
 Abscisse : temps en secondes
 Ordonnée : amplitude en volts
 Stimulus envoyé : [lululu] à 65dBA
 Electrode testé : C1
 Courbe rouge : programmation en Maplaw 1000
 Courbe bleue : Programmation en Maplaw 500

	Canal 1	Canal 3	Canal 7
[lululu] à 55dB	++	+	+
[mimimi] à 55dB	+	+	++
[lululu] à 65dB	++	++	+
[mimimi] à 65dB	=	=	-
[lululu] à 75dB	=	=	--
[mimimi] à 75dB	+	=	--

Tableau 1 : Comparaison des courbes Maplaw 500 et 1000 en fonction du stimulus et du canal testé.

Toutefois, ces tests nous ont permis de nous renseigner sur les signaux stimulant le nerf auditif. Nous avons pu constater les différents types de stimulation de l'IC Med-EI. Une très grande reproductibilité des signaux à travers les électrodes et les programmes a été démontrée. En comparant les signaux en entrée et en sortie, nous avons pu montrer l'effet de la compression de sortie de l'IC : un signal amplifié et extrêmement comprimé. Pour finir, l'ajout de bruit entraîne une diminution de l'émergence du signal, étant la cause directe des problèmes de compréhension dans le bruit des sujets implantés.

Comparé au Maplaw 500, le Maplaw 1000 a tendance à diminuer l'amplitude et le contraste pour la parole forte (75dB).

Le Maplaw 1000 augmente indiscutablement le contraste et l'amplitude de la parole à 55dBA. Remarquons par ailleurs que 55dBA est proche de 60dB SPL, représentant l'intensité moyenne de la parole dans la vie courante.

Pour avoir des résultats plus complets, l'étude aurait dû porter sur plus de syllabes, et avec en plus des consonnes vocaliques [l] et [m], des consonnes plosives ([t] ; [p] ; [d] ; [b]) et fricatives ([s] ; [f]) par exemple. Les tendances de comportement des Maplaw 500 et 1000 seraient probablement apparues plus nettement.

Cet examen physique s'est montré très révélateur et ouvre le sujet à des tests plus approfondis sur l'implant cochléaire et le Maplaw.

3 Etude clinique

L'étude clinique est la partie la plus révélatrice. La principale tâche d'un régleur est d'apporter la meilleure intelligibilité avec un confort acceptable. Pour appréhender l'efficacité d'un réglage, il est coutume de réaliser une étude clinique auprès d'un échantillon. L'étude se compose de deux parties, d'une part de tests audiométriques, d'autre part la remise d'un questionnaire pour l'évaluation des programmes au quotient.

3.1 Méthode

Sujets

La population choisie concerne des patients adultes ou adolescents capables d'exprimer leurs ressentis sur les différents réglages, qui sont déjà acclimatés à l'IC et porteurs d'un ou de deux IC Med-EI Opus II. Si l'un des implants ne peut être programmé avec les Maplaw il sera déconnecté pendant les tests, tout comme les ACA controlatéraux. Les tests furent réalisés sur 11 patients de l'hôpital Pontchaillou de Rennes.



Patients	Age	Remarques
Monsieur P.	nc	IC seul, pas d'ACA (appareil de correction auditif) controlatérale
Monsieur G.	40	ACA controlatérale
Monsieur M.	56	ACA controlatérale
Madame F.	62	Implantation bilatérale avec des IC Med-El Opus II
Monsieur P.	70	ACA controlatérale
Madame G.	nc	pas d'ACA controlatérale
Monsieur R.	69	ACA controlatérale
Monsieur Q.	45	ACA controlatérale
Monsieur B.	62	ACA controlatérale
Madame L.	78	ACA controlatérale
Madame S.	48	ACA controlatérale

Tableau 2 : Recensement des sujets ayant effectué les tests cliniques

■ Programmation de l'implant

La programmation consiste à reproduire à l'identique du programme principal deux autres programmes avec pour l'un un Maplaw 500, et pour l'autre un Maplaw 1000.

Le programme P1 reste inchangé. Les programmes P2 et P3 vont être attribués par le régleur d'une programmation en Maplaw 500 ou 1000 de façon aléatoire. Seul le régleur connaît la programmation de l'implant, qu'il reporte sur un tableau; nous réalisons une étude en double aveugle, le testeur et le patient ne doivent pas connaître la programmation de l'IC.

■ Mesures audiométriques

Une audiométrie tonale liminaire et une audiométrie tonale d'inconfort sont effectuées.

La passation des audiométries vocales se fait en champ libre, avec les listes phonémiques de Monsieur Frank LEFEVRE. Chaque liste est composée de 20 trisyllabes, encore appelées T.S.I (Trois Syllabes Identiques) dont la forme est la suivante : CVCVCV (C:Consonne, V : Voyelle). Ce test évalue la perception seule, sans suppléance mentale ni lecture labiale. Une liste est testée par programme.

Deux audiométries vocales sont effectuées pour chacun des deux programmes : une audiométrie vocale dans le silence et une audiométrie vocale dans le bruit. Pour l'audiométrie vocale dans le silence, le stimulus est envoyé face au sujet à niveau de 60 dBA. Lors l'audiométrie vocale dans le bruit, le «signal» est toujours envoyée à 60dBA face au sujet. Le «bruit» est envoyé derrière le sujet, le niveau de bruit est fonction de ses facultés à comprendre dans le bruit.

■ Questionnaire

Nous le savons, les tests en cabine ne reflètent pas la réalité des scènes auditives quotidiennes. Après la passation des tests, un questionnaire de qualité de vie est remis aux sujets afin de recueillir leur avis sur les différents réglages.

Ce questionnaire est une version simplifiée du questionnaire APHAB (Abbreviated Profile of Hearing Aid Benefit) -Formulaire A- destiné aux malentendants appareillés. Seules quelques questions ont été sélectionnées et adaptées sur les 24 qu'il comprend initialement. Trois situations de la vie courante ont été retenues : conversation dans le calme, dans le bruit et sans lecture labiale.

3.2 Résultats

Pour certains sujets, l'audiométrie vocale fut impossible, même dans le silence. Seuls 4 sujets n'ont pas retourné leur questionnaire.

Les figures 6 et 7 montrent respectivement l'analyse statistique des seuils audiométriques liminaires et les seuils audiométriques d'inconfort des sujets.

Les figures 8 et 9 représentent respectivement les analyses statistiques des audiométries vocales dans le silence et dans le bruit.

La figure 10 reprend les réponses de chacune des questions sous forme de diagramme en barres ; les réponses sont ramenées en pourcentage. Les abscisses numérotées de 1 à 7 précise l'ambiance de la scène auditive.

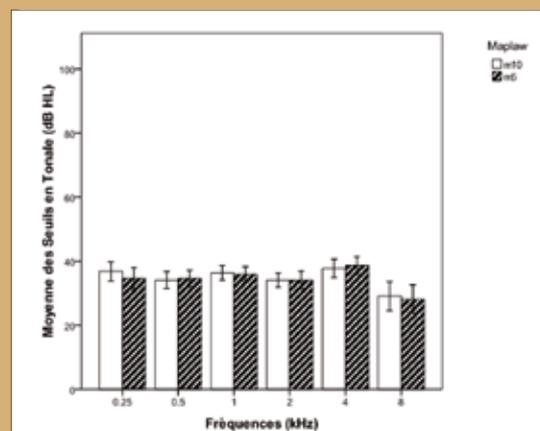


Figure 6 : Analyse statistique des seuils audiométriques liminaires des 11 sujets

En abscisse est représentée la fréquence en kHz, en ordonnée les moyennes des seuils. Les bâtons blancs représentent la moyenne des résultats pour le Maplaw 1000, les bâtons hachurés représentent les résultats pour le Maplaw 500.

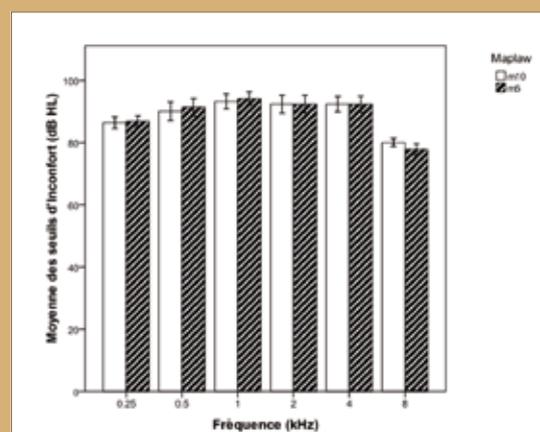


Figure 7 : Analyse statistique des seuils audiométriques d'inconfort des 11 sujets

En abscisse est représentée la fréquence en kHz, en ordonnée les moyennes des seuils. Les bâtons blancs représentent la moyenne des résultats pour le Maplaw 1000, les bâtons hachurés représentent les résultats pour le Maplaw 500.

3.3 Discussion

On ne relève aucune différence significative entre les programmations en Maplaw 500 et en Maplaw 1000 sur les moyennes des résultats des audiométries tonales. Cela semble logique car la fonction Maplaw n'affecte pas les seuils électriques T et C mais seulement la vitesse de croissance de l'intensité.

Nous avons remarqué pendant notre étude physique que le Maplaw 1000 admettait des amplitudes de courbes enveloppes plus importantes ce qui nous avait laissé penser à une meilleure compréhension de la parole.

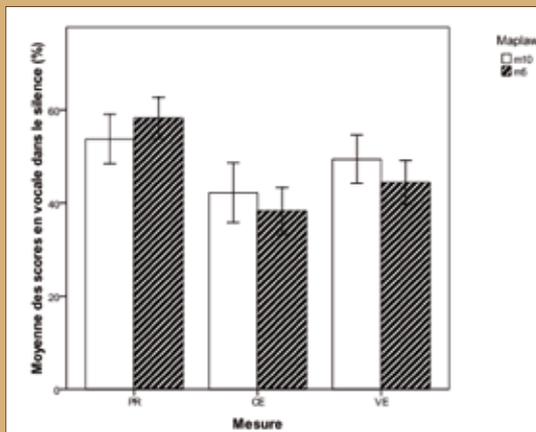


Figure 8 : Analyse statistique des scores de compréhension dans le silence chez 9 des 11 sujets

Sont représentés sur ce graphique le pourcentage de reconnaissance des phonèmes (PR), le pourcentage de voyelles (VE) et de consonnes (CE) erronées. Les bâtons blancs représentent les résultats pour le Maplaw 1000, les bâtons hachurés représentent les résultats pour le Maplaw 500.

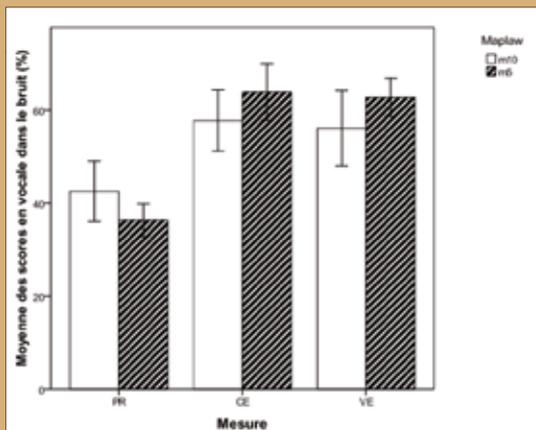


Figure 9 : Analyse statistique des scores de compréhension dans le bruit chez 9 des 11 sujets.

Sont représentés sur ce graphique le pourcentage de reconnaissance des phonèmes (PR), le pourcentage de voyelles (VE) et de consonnes (CE) erronées. Les bâtons blancs représentent les résultats pour le Maplaw 1000, les bâtons hachurés représentent les résultats pour le Maplaw 500.

Hors, lorsque nous analysons les données des audiométries vocales, aucune différence significative n'apparaît entre les programmations 500 et 1000.

Lorsque l'on s'intéresse au questionnaire, les résultats se montrent plus précis.

On remarque l'émergence importante des réponses en faveur de la programmation en Maplaw 1000. Hormis un sujet qui n'a pas trouvé de différence entre les programmations en Maplaw 500 et 1000, tous les sujets préfèrent la programmation en Maplaw 1000, quelle que soit l'ambiance sonore et le type de discours

3.4 Conclusion

Aucune différence n'est à relever sur les seuils liminaires et les seuils d'inconfort. Les résultats sont corrélés à la théorie. Le Maplaw ne représente que la fonction qui relie les seuils électriques T au niveau d'inconfort électrique M. Ces seuils ne sont pas touchés par une quelconque fonction Maplaw.

Aucune différence entre les Maplaw 500 et 1000 en reconnaissances vocales n'est notable, que ce soit dans le silence comme dans le bruit. Jusqu'à présent, tout porte à croire que la différence entre ces deux fonctions Maplaw est trop infime. Il faudrait augmenter la puissance statistique du test, soit en augmentant le nombre de sujets soit en pratiquant des examens plus précis, ce qui permettrait de faire émerger une différence significative.

Lorsque l'on demande aux sujets quelle est leur préférence en terme de programmation, leur réponse est unanime, pour eux le Maplaw 1000 est plus approprié, quel que soit l'environnement sonore dans lequel ils se trouvent. Cette différence n'a pas été mesurable à travers nos tests, mais les sujets ont effectivement exprimé une différence entre les programmes.

4

Conclusion

La stimulation électrique directe du nerf s'est révélée être un moyen efficace pour rétablir l'audition chez une personne cophotique. Les implants cochléaires multi-électrodes modernes admettent, pour

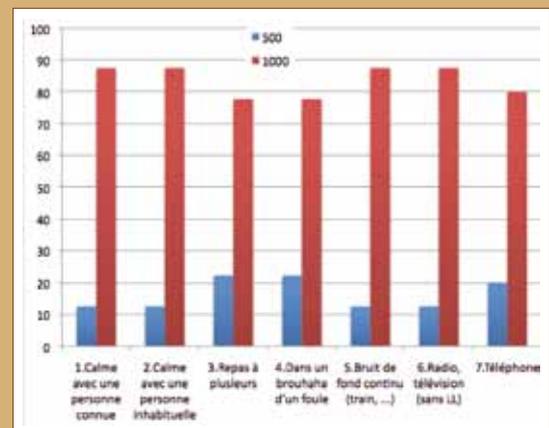


Figure 10 : Réponses du questionnaire ramenées en %
En bleu le % des réponses favorables au Maplaw 500
En rouge le % des réponses favorables au Maplaw 1000



beaucoup d'entre eux, d'excellents résultats, même au téléphone. Nous avons commencé à explorer l'utilité et le potentiel de l'implant en explorant les mécanismes fondamentaux de l'oreille. Dans l'ensemble, il apparaît que la recherche fondamentale dans les implants cochléaires a encore beaucoup de perspectives.

Nous avons rappelé que la compression cochléaire joue un rôle conséquent dans l'encodage des 120dB de dynamique de l'audition acoustique. Sans cette compression, la gamme de la dynamique est réduite à 10-30dB en audition électrique.

L'emploi de la compression non linéaire, similaire à la compression cochléaire naturelle, est important pour rétablir la croissance normale de la sonie et pour améliorer la performance de compréhension des porteurs d'implants.

L'étude physique des signaux en sortie d'implant nous a permis de mettre en image le fonctionnement de l'implant. En outre, nous avons pu démontrer que le Maplaw 1000 augmente le contraste et l'amplitude de la parole proche de 60dB SPL, l'intensité moyenne de la parole dans la vie quotidienne.

Notre étude clinique ne nous a pas permis de montrer de différence significative entre les Maplaw 500 et 1000 à travers nos examens en cabine audiométrique. Le questionnaire remis aux patients a permis de révéler cette différence. La préférence du Maplaw 1000 au Maplaw 500 est évidente chez les porteurs d'IC, cela suggère que le Maplaw 1000 devrait être le réglage de référence.

5

Bibliographie

1. Johnson DH, The relationship between spike rate and synchrony in responses of auditory-nerve fibers to single tones, *Journal Acoustical Society of America*, Vol 68, 1980, p1115-1122
2. Zeng FG, Shannon RV, Psychophysical laws revealed by electric hearing, *Neuroreport*, Vol 10, 1999, p1931-1935
3. Dorman MF, Smith L, Parkin JL, Loudness balance between acoustic and electric stimulation by a patient with a multichannel cochlear implant, *Hearing Research*, Vol 14, 1993, p290-292
4. Bacon SP, Fay RR, Pooper AN, Compression, *Springer Handbook of Auditory Research*, 2004, p25
5. Fu QJ, Shannon RV (1998) Effects of amplitude non-linearity on phoneme recognition by cochlear implant users and normal-hearing listeners. *J Acoust Soc Am* 105:2570-2577.
6. Loizou PC, Poroy O, Dorman M (2000b) The effect of parametric variations of cochlear implant processors on speech understanding. *J Acoust Soc Am* 108:790-802.
7. Zeng FG, Shannon RV, Loudness-coding mechanisms inferred from electric stimulation of the human auditory system, *Science*, Vol 264, 1994, p564-566
8. Philibert B, Cours sur les implants cochléaire MedEI, D.E. d'Audioprothésiste, Nancy, 2010.

L'annuaire Français d'Audiophonologie 36^e année - édition 2011



www.annuaire-audition.com

OCEP édition - 27-31 rue Gabriel Péri 94220 CHARENTON-LE PONT
T. 01 43 53 33 33 - F. 01 43 53 33 34 - marketing@ocep.fr

Port à découper

Norm / Raison sociale : _____
 Adresse : _____
 Code postal : _____ Ville : _____ E-mail : _____
 À Distinguer recevoir la 21^e édition de l'Annuaire d'Audiophonologie au prix unitaire de 64 € (frais de port inclus)
 Total de la commande : exemplaire(s) x 64 € = €
 Joindre le règlement par chèque à l'ordre de OCEP édition

Remettre à : OCEP édition, 27-31 rue Gabriel Péri 94220 Charenton-le-Pont

CDA

AQ2G^H

Garantie 5 ans

GEA*



Scannez ce code
avec votre smartphone
pour un accès
direct à la version
mobile du site

www.audiomedi-hansaton.eu/gea

HANSATON propose l'audition facile avec AQ 2G, le seul et unique système auditif rechargeable par induction. AQ 2G c'est 5 ans de gratuité d'énergie* et une manipulation des plus simples.

Technologie
rechargeable par
induction,
made in
Germany.



Intra



X-Mini

- Un vrai système auditif rechargeable proposant plus de 20h d'autonomie.
- X-Mini, compatible avec tous les écouteurs externes (S - M et P).
- Adaptable à presque tous types de surdité.

Influence des caractéristiques anatomiques du conduit auditif sur son comportement acoustique



1 Résumé

Afin d'améliorer la précision des pré-réglages fabricants utilisés par la majorité des audioprothésistes, nous proposons dans ce mémoire d'utiliser des mesures anatomiques du conduit auditif externe afin de prédire sa réponse acoustique ou son couplage avec une aide auditive. Pour ne pas modifier les pratiques de la profession, les données anatomiques seraient extraites d'une analyse de l'empreinte. Cette étude est la première pierre de l'édifice, elle a pour objectif de démontrer la faisabilité du projet et de mettre en place les outils nécessaires.

Dans ce mémoire nous décrivons le fonctionnement du logiciel d'analyse d'empreinte. Ce logiciel a été spécialement conçu pour obtenir les caractéristiques anatomiques du conduit auditif à partir de l'empreinte numérisée.

Pour vérifier la faisabilité du projet, nous avons mené une étude portant sur 40 conduits auditifs. Pour chacun de ces conduits, une prise d'empreinte a été réalisée ainsi qu'une mesure du gain naturel de l'oreille. Après un traitement par le logiciel d'analyse d'empreinte, nous avons mis en évidence l'existence d'une corrélation entre une caractéristique anatomique du conduit et sa fréquence de résonance.

2 Introduction

La mesure in-vivo est un outil précieux. Elle donne des informations importantes concernant la réponse acoustique du conduit auditif ainsi que son couplage avec une aide auditive. Elle est donc très utile pour effectuer le réglage de celles-ci. Cependant seulement 10% des audioprothésistes utilisent quotidiennement la mesure in-vivo pour leurs adaptations ; ceci malgré un taux d'équipement de 80%. Les principales raisons invoquées contre une utilisation systématique sont la difficulté de mise en place et le temps perdu par celle-ci.

Les autres, soit 90% des audioprothésistes, utilisent les réglages proposés par le fabricant. Les pré-réglages sont basés sur des méthodes liminaires ou supraliminaires définissant un gain cible pour un ou plusieurs niveaux d'entrée. Ce gain cible est dans la majorité des cas un gain d'insertion. Le gain d'insertion (GI) est calculé de la manière suivante :

$$GI = REAG - REUG$$

Le REAG (Real Ear Aided Gain) est le gain entre le niveau sonore au pavillon et celui au fond du conduit pour l'oreille appareillée. Il dépend de l'amplification électrique de l'aide auditive et du couplage entre l'embout et le conduit auditif. Ce couplage constitue une première source d'erreur pour le pré-réglage fabricant qui n'a accès qu'à l'amplification élec-

trique de son appareil. Le REUG (Real Ear Unaided Gain) est le gain entre le niveau sonore au pavillon et celui au fond du conduit pour l'oreille nue. Ce dernier est également appelé gain naturel de l'oreille. Le fabricant n'a aucun moyen de connaître le REUG qui est une caractéristique acoustique propre à chaque conduit auditif. Afin de limiter l'impact de ces incertitudes, les fabricants se basent sur le comportement acoustique d'un conduit auditif moyen. Les données proviennent de l'analyse de nombreux conduits auditifs, mais il existe une grande disparité dans leurs comportements. L'hétérogénéité des réglages patients résultant d'un appareillage sans in-vivo a d'ailleurs été démontrée par J. LECAM [26] en 2009.

Afin d'améliorer la précision des pré-réglages utilisés par la majorité des audioprothésistes, ce mémoire propose d'utiliser des mesures anatomiques du conduit auditif externe afin de prédire sa réponse acoustique ou son couplage avec une aide auditive. Pour éviter le rejet par les audioprothésistes, la prise des mesures anatomiques ne doit pas modifier ou très peu leur pratique quotidienne. C'est pourquoi nous proposons d'utiliser l'empreinte. Elle est réalisée dans la majorité voire dans tous les cas d'appareillages. De plus l'apparition des scanners et la numérisation quasi systématique des empreintes permettent un traitement automatisé pour récolter les mesures anatomiques souhaitées. En effet le format numérique autorise un traitement informatique ce qui facilite l'automatisation et la précision du processus.

Cette étude est la première pierre de l'édifice, elle a pour objectif de démontrer la faisabilité du projet et de mettre en place les outils nécessaires. Cette étape est obligatoire, car il n'existe pas actuellement de logiciel capable de déterminer des caractéristiques anatomiques du conduit auditif à partir d'une empreinte numérisée. Afin de vérifier la faisabilité nous allons nous concentrer sur la prédiction de la fréquence de résonance.

3 Le logiciel d'analyse d'empreinte

J'ai mis au point un outil qui me permet d'obtenir les éléments caractéristiques du conduit auditif à partir de l'empreinte numérisée. Il utilise une analyse fiable, objective et reproductible afin de déterminer la distance séparant les deux coudes, le rayon moyen sur cette même portion ainsi que les rayons au premier et au deuxième coude. Son mode de fonctionnement peut être décomposé en plusieurs étapes :

- la discrétisation
- le calcul de la carte des distances
- la mise en place du squelette
- la détermination des caractéristiques anatomiques du conduit auditif externe

Sébastien
CHEVAL

Audioprothésiste D.E.
Entendre
Centre d'Audition
CHEVAL
8, rue Notre Dame
35600 Redon
Tél. 02.99.71.86.99



a. La discrétisation

La première étape de l'analyse de l'empreinte consiste à la numériser, c'est-à-dire passer d'un espace réel à un espace discret. L'espace réel c'est celui qui nous entoure, il est infini. Cependant les ordinateurs sont incapables de travailler dans le monde des réels, une simplification des informations est nécessaire. Pour cela, la numérisation découpe en pavés réguliers l'espace à étudier. Ces pavés sont appelés pixel (en deux dimensions) et voxel (en trois dimensions). Dans notre cas nous parlerons bien entendu de voxel. Après cet échantillonnage de l'espace de départ, l'information est codée en données numériques finies.

Dans notre cas les données récoltées nous indiquent les coordonnées en trois dimensions des points définissant le contour de l'empreinte. Pour effectuer les traitements par la suite, il est important de différencier les points appartenant à l'extérieur de ceux de l'intérieur de l'empreinte.

b. La carte des distances

A cet instant du traitement chaque point de l'espace est repéré comme appartenant ou non à l'empreinte. La carte des distances va associer à chaque point situé à l'intérieur de l'empreinte la distance qui le sépare du bord le plus proche. Pour définir cette carte il n'est pas possible d'utiliser la distance euclidienne car elle provient de l'espace réel et demande un temps de calcul prohibitif. On utilise donc une méthode approchée appelée distance de chanfrein basée sur les travaux de Rosenfeld et Borgefors. La distance de chanfrein est un processus itératif, le résultat d'une étape est utilisé dans le calcul à l'étape suivante. A l'issue de ce traitement nous obtenons une carte des distances fiable utilisable par la suite.

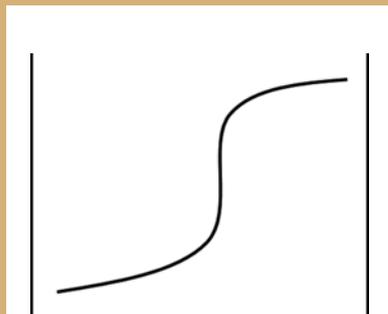
c. Le squelette

La squelettisation consiste à réduire une forme complexe en un ensemble de courbes, le squelette. Il conserve les propriétés topologiques de la forme d'origine ainsi que les propriétés géométriques. Ces courbes reproduisent l'aspect général de l'objet sans l'épaisseur. C'est H. BLUM en 1967 qui a défini la notion d'axe médian aussi appelé squelette. Pour construire le squelette nous avons utilisé une méthode basée sur le squelette extensible proposé par M. HERNANDEZ-HOYOS. Cette méthode est elle aussi itérative. La génération d'un point du squelette se décompose en deux étapes. La première est l'étape de prédiction. À partir des autres points du squelette déjà déterminé, on limite les possibilités du futur point à trois en deux dimensions, neuf en trois dimensions. L'étape suivante, l'estimation va utiliser la carte des distances afin de définir lequel des points présélectionnés va être intégré au squelette.

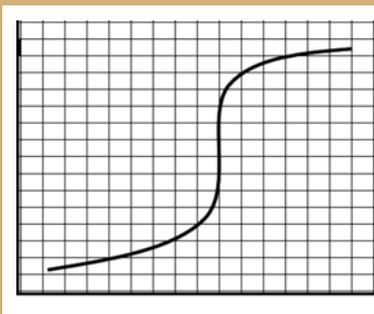
d. Les caractéristiques anatomiques

Nous n'avons pas la possibilité d'étudier le conduit auditif sur toute sa longueur car l'empreinte ne peut en aucun cas être réalisée jusqu'au tympan. Nos mesures vont alors se baser sur la portion du conduit située entre le premier et le deuxième coude. Il nous faut donc positionner ces deux coudes. Rappelons-nous que le squelette conserve les propriétés géométriques de l'objet initial, notamment les inflexions. Les points d'inflexions maximales du squelette vont correspondre à la position des coudes. A partir de ce positionnement des coudes nous allons déterminer les caractéristiques anatomiques du conduit auditif utiles pour notre étude. Elles sont au nombre de quatre :

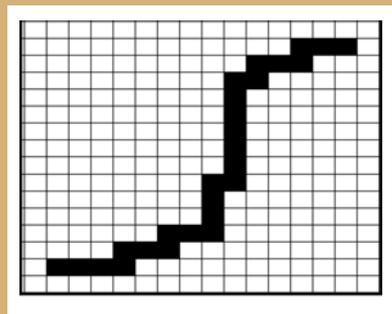
- La distance linéaire entre les deux coudes
- Le rayon moyen sur la portion délimitée par les deux coudes
- Le rayon au niveau du premier coude
- Le rayon au niveau du deuxième coude



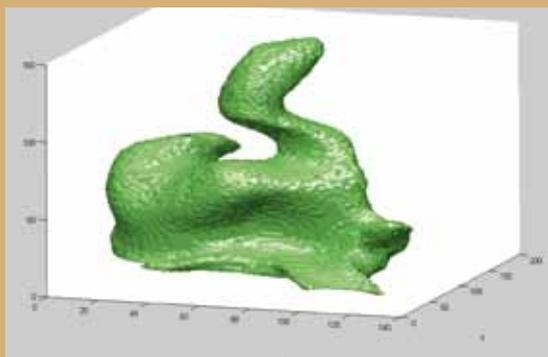
Espace réel



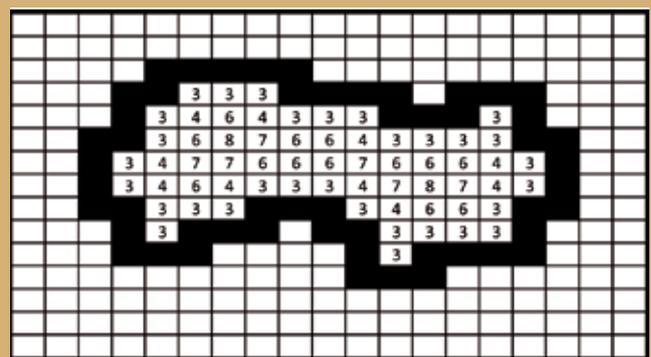
Echantillonnage de l'espace



Espace discret



Résultat de la numérisation d'une empreinte



Exemple de carte de distance



4 Le protocole de l'étude

Quarante conduits auditifs ont été étudiés, chacun d'eux possédait un tympan sain et leur forme ne présentait pas de géométrie hors norme. Dans un premier temps une mesure du gain naturel de l'oreille est réalisée. Nous utilisons pour cela un son à balayage de fréquence de type wobblé, il permet d'éviter le phénomène d'ondes stationnaires. Le haut-parleur est situé en azimut 0° à 1 mètre du patient dans le plan de Francfort. Les mesures sont réalisées dans un local répondant aux normes établies dans l'article D4361-19 du code de la santé publique.

La prise d'empreinte du conduit auditif externe est ensuite réalisée. L'empreinte est confectionnée à partir d'une pâte 50/50 injectée à la seringue. Il est nécessaire que celle-ci soit assez longue, notamment au-delà du second coude pour être valide. L'empreinte est alors scannée et analysée à l'aide du logiciel pour en extraire les données anatomiques souhaitées.

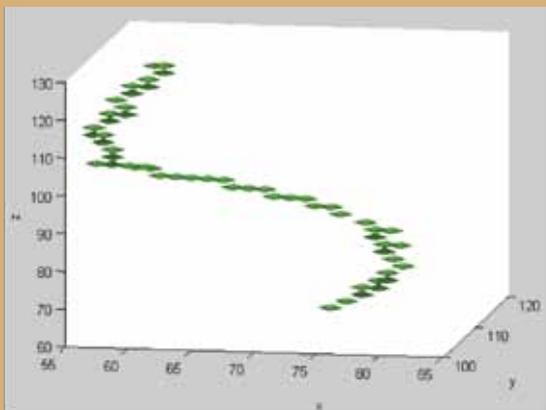
5 Résultats

a. Fiabilité des mesures

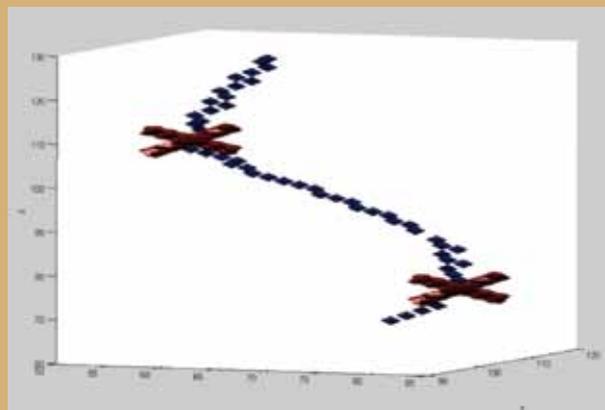
Afin d'analyser l'erreur de répétabilité sur la mesure anatomique, j'ai réalisé dans un premier temps 31 empreintes sur un conduit. Le

protocole utilisé est identique à celui de l'étude mais appliqué à un seul conduit. J'ai donc déterminé à chaque fois les caractéristiques anatomiques de ce conduit auditif. L'analyse de ces données nous donne l'incertitude globale. Ensuite nous avons déterminé l'impact de chaque étape du protocole dans cette erreur. Les résultats sont consignés dans le tableau suivant :

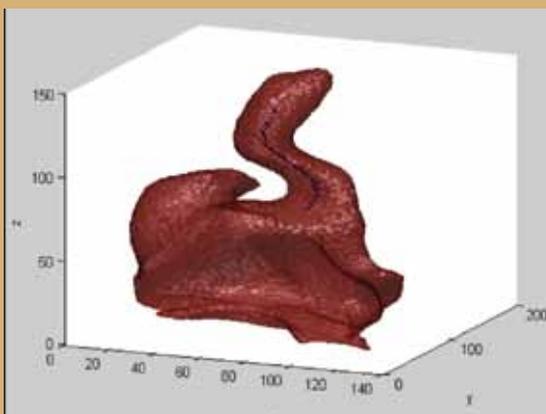
	Distance entre les coudes	Rayon moyen entre les coudes	Rayon du premier coude	Rayon du second coude
Coefficient de variation	20%	5%	10%	7%
Incertitude globale	14,17 mm	0,74 mm	1,75 mm	1,18 mm
Impact de la prise d'empreinte	2%	43%	18%	27%
Impact du scann	Inf. à 1%	7%	3%	4%
Impact de l'analyse logiciel	97%	50%	79%	69%



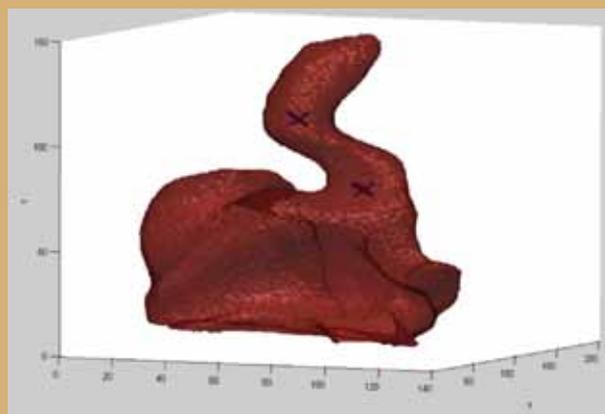
Empreinte et son squelette



Coudes sur l'empreinte



Squelette seul



Coudes sur le squelette

B. Fréquence de résonance du conduit

Pour l'échantillon, la fréquence de résonance moyenne observée est de 2955 Hz. Cette valeur est comparable à celles déterminées dans la littérature. L'analyse des écarts qui séparent la valeur réelle de la moyenne montre qu'ils sont en moyenne de 380 Hz. L'écart maximum observé est même de 805 Hz.

c. Les mesures anatomiques

La longueur moyenne entre les deux coudes obtenue sur l'échantillon est de 18,34 mm, avec un écart-type de 3,74 mm. Le rayon du conduit entre les coudes est quant à lui en moyenne de 4,27 mm et l'écart type de cette mesure est de 0,69 mm. Le rayon moyen au niveau du premier coude est de 4,26 mm et celui du second coude est de 4,05 mm. Les écarts types sur ces mesures sont respectivement de 1,02 mm et de 0,75 mm.

6

Discussion

Les fréquences de résonance des conduits de notre échantillon sont comparables à celles obtenues dans différentes études précédentes qui faisaient état d'une moyenne autour de 3000 Hz. On peut considérer que 95% des fréquences de résonance des conduits auditifs sont comprises entre 2000Hz et 4000 Hz. Cependant cet intervalle est large et l'erreur commise lorsque l'on utilise la moyenne peut se révéler importante. Les logiciels fabricants utilisent pourtant cette moyenne quelque part afin de prédire un gain d'insertion, car ils n'ont accès eux qu'au gain électrique de l'appareil. Lorsque la prédiction de la fréquence de résonance est basée sur la moyenne, l'erreur commise est de 380 Hz. C'est cette valeur qui va nous servir de référence. Elle sera comparée aux erreurs commises par nos prédictions. C'est également cette erreur que commettent les logiciels fabricants en basant leurs méthodes de pré-réglages sur des moyennes. Cette erreur se cumule à toutes les autres.

L'étude de la distance entre les coudes nous a donné une moyenne de 18,5 mm. En comparant celle-ci à la longueur moyenne d'un conduit auditif qui est de 25 mm, le second coude se positionne au $\frac{3}{4}$ de la longueur totale. Les résultats ne montrent aucune corrélation entre la distance 1^{er} coude-2^{ème} coude et la fréquence de résonance du conduit. Etant donné l'importance de la longueur d'un tube dans sa fréquence de résonance, il semble intrigant de n'obtenir aucune interdépendance. Deux hypothèses peuvent être avancées. Tout d'abord la distance entre les deux coudes peut ne pas être proportionnelle à la distance totale du conduit. Une étude similaire à celle de M.R. STINSON et B.W. LAWTON peut être réalisée. Des empreintes complètes, jusqu'au tympan ont été réalisées sur des cadavres. Une analyse statistique de ces empreintes permettrait de déterminer s'il y a ou non une corrélation entre la longueur totale du conduit et la distance 1^{er} coude-2^{ème} coude. La deuxième hypothèse semble plus facile à étudier. Nous avons vu dans l'analyse de la fiabilité des mesures anatomiques que l'incertitude cumulée sur la distance inter coudes était la plus élevée. Elle est supérieure à 14 mm et provient pour une grande partie de l'analyse de l'empreinte. Il serait donc intéressant de fiabiliser l'analyse de l'empreinte et sa détermination de la distance entre les coudes pour conclure sur l'influence de celle-ci dans la résonance du conduit. Les autres sources d'erreur (la prise d'empreinte et le scan) sont quant à elles inférieures à 0,5 mm.

Le rayon moyen entre les deux coudes est environ de 4,2 mm. Cette valeur est bien située dans la fourchette proposée par F. SALVINELLI et M. MAURIZI [10] qui considéraient que le rayon du conduit était situé entre 2 mm et 5 mm. Les résultats ne montrent aucune corrélation de la résonance du conduit auditif avec le rayon moyen entre les deux coudes. Le coefficient de détermination est proche de 0 et les écarts observés entre la prédiction et la fréquence de résonance mesurée à l'in vivo sont statistiquement identiques à ceux obtenus en utilisant la moyenne. Nous pouvons émettre l'hypothèse que l'imprécision de mesure empêche de visualiser la corrélation. Cependant l'étude sur l'incertitude cumulée de la mesure du rayon moyen entre les coudes nous montre qu'elle est très faible. C'est la mesure anatomique la plus fiable de toutes celles qui ont été étudiées. Pour améliorer cette précision de manière significative, il faudrait à la fois améliorer le traitement numérique de l'empreinte, mais également la prise d'empreinte elle-même. Pour améliorer la précision de l'empreinte, il faudrait modifier la pratique de l'audioprothésiste. Or sur ce point nous avons décidé que le processus devait être le plus transparent possible pour le praticien. Au vu des résultats de cette étude, il semble donc que le rayon moyen entre les deux coudes n'a aucune influence sur la fréquence de résonance du conduit auditif.

Les rayons moyens du conduit obtenus au niveau du premier ou du second coude sont compris entre 4 mm et 4,5 mm. Ces valeurs sont comprises dans l'intervalle déterminé par F. SALVINELLI et M. MAURIZI qui estime le rayon du conduit auditif entre 2 mm et 5 mm. Tout comme le rayon moyen de nos mesures se situent dans la partie haute de la fourchette. Dans notre étude, la mesure du rayon est effectuée à l'entrée du conduit, entre le premier et le deuxième coude. Il est raisonnable de penser que le rayon du conduit dans sa partie proche du tympan soit plus faible, diminuant ainsi la moyenne sur la totalité de la longueur. Ceci est confirmé lorsque l'on observe la différence de rayon entre le premier et le second coude. En effet, le rayon du conduit au niveau du second coude est statistiquement plus faible que le rayon au niveau du premier coude. Il faut donc voir le conduit comme un tube légèrement conique.

L'étude réalisée pour ce mémoire nous montre que la variation de rayon entre les deux coudes et la fréquence de résonance du conduit sont interdépendantes. Le coefficient de détermination est supérieur à 0,4. En d'autre terme 40% de la variation de la fréquence de résonance est liée à l'évolution du rayon du conduit. Il est clair que ce paramètre n'est pas le seul à influencer la résonance. Nous avons évoqué plus haut la longueur du conduit, mais on peut estimer que l'impédance du tympan ou de la peau expliquent en partie les 60% restants. Nous rappellerons ici que notre objectif n'est pas de déterminer avec certitude la fréquence de résonance du conduit auditif mais d'améliorer sa prédiction. Sur ce point l'analyse des écarts à la prédiction nous donne un écart moyen de 271 Hz. Cette erreur moyenne commise lorsque l'on utilise la variation du rayon est à mettre en comparaison avec les 380 Hz d'erreurs commises lorsque l'on utilise la moyenne. Il est statistiquement avéré que l'erreur commise en utilisant ce paramètre anatomique est inférieure à celle commise par la simple utilisation de la moyenne. Nous pouvons même dire que l'utilisation des caractéristiques anatomiques du conduit auditif permet de diminuer l'erreur de positionnement de la fréquence de résonance de 28%.



7

Conclusion

Afin d'améliorer le pré-réglage de la majorité des audioprothésistes, nous avons vu qu'il serait intéressant d'améliorer la prédiction du gain naturel de l'oreille ainsi que le couplage de celle-ci avec une aide auditive. Pour améliorer ces prédictions nous proposons d'utiliser des caractéristiques anatomiques du conduit auditif du patient extraites de son empreinte. L'objectif premier de cette étude était de montrer la faisabilité de ce projet mais également de mettre en place un outil capable d'analyser l'empreinte et d'en déterminer ses caractéristiques anatomiques.

L'outil développé utilise la représentation numérique de l'empreinte pour son analyse. Il permet d'obtenir quatre caractéristiques de l'anatomie de conduit auditif :

- La distance entre les deux coudes
- Le rayon moyen entre les deux coudes
- Le rayon du conduit au niveau du premier coude
- Le rayon du conduit au niveau du second coude

Ces caractéristiques sont obtenues par un processus automatique qui permet un traitement identique de toutes les empreintes.

L'étude de faisabilité s'est attachée à démontrer qu'il était possible de prédire le comportement acoustique du conduit à partir des données anatomiques énoncées ci-dessus. Nous avons ici réussi à prédire la fréquence de résonance à partir de la différence de rayon entre le premier et le second coude.

Cette étude ouvre donc la voie à d'autres qui pourraient définir une prédiction globale du comportement acoustique du conduit auditif externe à partir de son anatomie. Il serait également intéressant d'étudier la relation qu'il existe entre la géométrie du conduit et son couplage acoustique avec un embout.

8

Bibliographie

a. Le conduit auditif externe

1. E.A.G. SHAW. Auditory system, anatomy physiology. Ear Hear, Chap. 14, p. 455 à 485, 1974
2. E.A.G. SHAW. Earcanal pressure generated by a free sound field. J.A.S.A., p. 465-470, nov. 1965
3. R. TERANISHI ; E. A. G. SHAW. External-ear acoustic models with simple geometry. J.A.S.A., p. 257-263, nov. 1967
4. E.A.G. SHAW. Transformation of sound pressure level from the free field to the eardrum in the horizontal plane. J.A.S.A., Vol. 56, No. 6, p. 1848-1861, déc. 1974
5. F.M. WIENER ; D.A. ROSS. The pressure distribution in the auditory canal in a progressive sound field. J.A.S.A., Vol. 18, No. 2, p. 401-408, oct. 1946
6. S. HWA HONG ; Y-S. CHO ; W-H. CHUNG ; S-J. KOH ; I-S. SEO ; H-C. WOO. Changes in external ear resonance after ventilation tube insertion in children with otitis media with effusion. Int. J. Ped. Otorhinolaryngology, No. 58, p. 147-152, 2001
7. L.L. PIERSON ; K.J. GERHARDT ; G.P. RODRIGUEZ ; R.B. YANKE. Relationship between outer ear resonance and permanent noise-induced hearing loss. American Journal of Otolaryngology, Vol. 15, No. 1, p37-40, janv.-fév. 1994
8. P-A HELLSTROM. The relationship between sound transfer functions and hearing levels. Hearing Research, No 88, p. 54-60, 1995

9. M.R. STINSON ; B.W. LAWTON. Specification of the geometry of the human ear canal for the prediction of sound-pressure level distribution. J.A.S.A., Vol. 85, No. 6, p. 2492-2503, juin 1989

10. F. SALVINELLI ; M. MAURIZI. The External Ear and the Tympanic Membrane A Three-dimensional Study. Scandinavian Audiology, Vol. 20, No. 4, p. 253-256, 1991

11. B. KRUGER et R.J. RUBEN. The Acoustic Properties of the Infant Ear. Acta Otolaryngol., No. 103, p. 578-585, 1987

b. Analyse du conduit auditif

12. H. BLUM. A transformation for extracting new descriptors of shape. Models for the perception of speech and visual form, p. 362-380, Weiant Wathen-Dunn, Cambridge, 1967

13. A. ROSENFELD ; J.L. PFALTZ. Sequential operations in digital picture processing. Journal of the Association for Computing Machinery, Vol. 13, No. 4, p. 471-494, oct. 1966

14. G. BORGEFORS. Distance transformations in digital images. Computer Vision and Image Processing, No. 34, p. 344-371, 1986

15. E. THIEL. A. MONTANVERT. Approximation discrète de la distance euclidienne pour l'analyse d'images : étude et amélioration des distances du chanfrein. In 8^{ème} RFIA, Rec. des Formes et I.A, Vol 2, p. 829-839, Lyon, nov. 1991

16. E. THIEL. Les distances de chanfrein en analyse d'images : fondements et applications. Thèse de Doctorat, Université Joseph Fourier, Grenoble 1, 21 sept 1994

17. E. THIEL. Géométrie des distances de chanfrein. Habilitation à Diriger des Recherches, Université de la Méditerranée, Aix-Marseille 2, déc. 2001

18. I. SIVIGNON. Reconnaissance de plans naïfs et polyédricisation d'un objet discret 3D. LLAIC, Clermont-Ferrand, 31 janv. 2002

19. E. BITTAR. Modèles déformables surfaciques, implicites et volumiques, pour l'imagerie médicale. Thèse de Doctorat, Université Joseph Fourier, Grenoble 1, 4 mars 1998

20. O. PALOMBI. Modélisation anatomique par surfaces implicites à squelettes. Thèse de Doctorat, Institut National Polytechnique de Grenoble, 22 déc. 2006

21. E. REMY. Normes de chanfrein et axe médian dans le volume discret. Thèse de Doctorat, Université de la Méditerranée, Aix-Marseille II, 17 déc. 2001

22. M. HERNANDEZ HOYOS. Segmentation anisotrope 3D pour la quantification en imagerie vasculaire par résonance magnétique. Thèse de Doctorat, Institut National des Sciences Appliquées, Lyon, 24 Avril 2003

23. E. HARFORD. Innovations in the Use of the Modern Hearing Aid. International Journal of Audiology, Vol. 6, No 3, p. 311-321, 1967

24. H. CHATAIN. Etude de la fiabilité de l'empreinte d'oreille à l'aide de l'outil informatique. Mémoire d'audioprothèse, Faculté de médecine Rennes 1, Rennes, 2005

25. F. FIAULT. La reproductibilité des mesures in-vivo. Mémoire d'audioprothèse, Faculté de médecine Rennes 1, Rennes, 2002

26. J. LECAM. Illustration de l'hétérogénéité des réglages sur un panel important de patients appareillés sans in-vivo. Mémoire d'audioprothèse, Faculté de médecine Rennes 1, Rennes, 2009



Conversion des seuils audiométriques HL en leur équivalent SPL au tympan :

1

Introduction

Contrairement aux tests audiométriques que réalise un médecin dans un but de diagnostic, les audiométries effectuées par un audioprothésiste ont une visée prothétique et doivent permettre d'adapter au mieux le réglage des appareils à la perte du patient.

L'interrelation entre les performances acoustiques des aides auditives et les seuils audiométriques n'est appréciable avec rigueur que si l'échelle et le point de référence sont les mêmes. Il apparaît ainsi évident que ce qui intéresse un professionnel de la correction auditive est la valeur des seuils en dB SPL au niveau du tympan, c'est-à-dire le SPLogramme.

Or actuellement, la grande majorité des praticiens réalise des audiométries en dB HL au casque. Si aucune mesure complémentaire n'est mise en œuvre, la conversion des seuils HL en leur équivalent SPL dans le conduit s'appuiera sur des moyennes statistiques ou des normes : elle ne prendra alors pas en compte les variabilités interindividuelles en termes de volume de conduit et d'impédance d'oreille moyenne. L'audiométrie étant à la base du calcul d'amplification, les cibles seront faussées et c'est donc tous les réglages qui seront impactés par cette imprécision.

Cette problématique apparaît de façon flagrante dans le cadre de la mesure in-vivo, qui vise une plus grande maîtrise des réglages : il semble a priori dommageable de faire des mesures précises pour les confronter ensuite à des repères (seuils SPL et cibles) approximatifs.

Ces constats nous ont incités à nous pencher plus avant sur le sujet. Nous avons ainsi cherché à évaluer l'enjeu d'une mesure effective de la pression acoustique au tympan dans la pratique audiométrique.

1. Etat de l'art

De nombreux auteurs ont évoqué les avantages de spécifier les données audiométriques en RESPL (« Real Ear SPL » : niveau SPL dans l'oreille réelle, en fond de conduit), notamment pour pouvoir les comparer avec les performances d'une aide auditive (Zelisko et al, 1992). Une des méthodes de pré-réglage les plus répandues, la méthode DSL, utilise le niveau SPL mesuré (ou prédit) dans le conduit comme référence commune à toutes ses variables (Seewald, 1995 ; Seewald & Scollie, 1999). C'est d'ailleurs cette méthode qui est à l'origine de la notion de SPLogramme.

La **figure 1** illustre, par un exemple, l'intérêt du SPLogramme.

Bien que souhaitable, la mesure directe du SPLogramme n'est pas toujours aisée :

- elle nécessite l'utilisation simultanée d'un audiomètre clinique et d'un module de mesure in-vivo (quand ces

équipements sont intégrés dans le même système, leur utilisation conjointe est impossible)

- d'autre part, une telle mesure n'est réalisable que pour des stimulations relativement élevées, sans quoi on se retrouve confronté au problème de bruit de fond (environ 40 dB) du système constitué par le microphone et le tube sonde (Scollie et al, 1998 ; Munro & Davis, 2003)
- enfin, il n'est pas toujours possible de procéder à des mesures in-vivo prolongées avec certains patients comme les nourrissons et les jeunes enfants.

A défaut de mesure directe en fond de conduit des niveaux SPL des stimuli audiométriques, il est possible d'opérer une

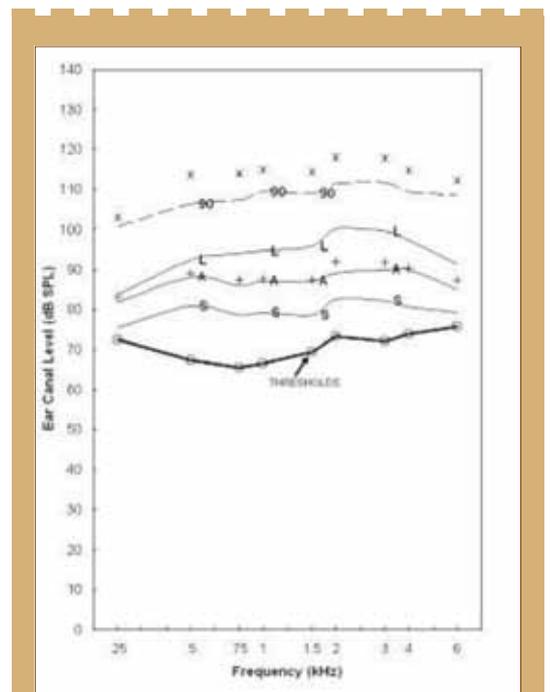


Figure 1 : Exemple de SPLogramme pour un patient atteint d'une perte auditive moyenne. Les seuils d'audition oreilles nues (trait gras) et les seuils d'inconfort théoriques (astérisques) définissent l'aire auditive résiduelle en utilisant le dB SPL comme unité de référence. Les valeurs cibles du niveau de la parole amplifiée (pour un niveau d'entrée moyen) ainsi que celles du niveau maximum de sortie de l'aide auditive sont respectivement représentées par le symbole '+' et par un trait pointillé annoté '90'. Enfin, les niveaux SPL mesurés au tympan sur oreille appareillée pour des niveaux d'entrée de parole faible, moyen et fort sont indiqués par des traits continus fins, respectivement annotés 'S' (pour 'Soft'), 'A' (pour 'Average') et 'L' (pour 'Loud').

Notons que ces différentes données sont ainsi facilement visualisables et comparables entre elles. (image extraite du site <http://www.dsl.io.com>)

Nadège DURAND

nadege_durand@
yahoo.fr
<http://www.viadeo.com/fr/profile/nadege.durand1>

Maître de mémoire :
Xavier Delerce
(Laboratoire Audioplus,
Mont de Marsan)

la mesure de la pression acoustique dans le conduit s'impose-t-elle ?



conversion - individualisée ou statistique - sur les seuils HL (audiogramme) pour en déduire les seuils SPL au tympan (SPLogramme). Cette conversion dépend de la fréquence et du type de transducteur utilisé pour l'audiométrie (Valente et al, 1994) mais elle est indépendante du niveau de pression acoustique : le problème du bruit de fond du microphone sonde peut ainsi être contourné par l'utilisation d'un niveau suffisamment élevé (Scollie et al, 1998).

Les notions théoriques en jeu dans la conversion HL → SPL

Le diagramme de la **figure 2** présente les méthodes de conversion d'un audiogramme en SPLogramme dans le cas d'audiométries réalisées au casque ou aux inserts.

Précisons la signification des différentes grandeurs évoquées dans ce diagramme :

Le **RETSPL** (Reference Equivalent Threshold Sound Pressure Level) est le niveau SPL que l'on doit obtenir au coupleur pour une stimulation à 0 dB HL, lors de l'étalonnage d'un écouteur audiométrique. Il est défini par les normes ANSI S3.6 et ISO 389. Il dépend de la fréquence et du type d'écouteur, mais aussi du coupleur utilisé.

Le **CDD** (Coupler to Dial Difference) est - pour un écouteur, un coupleur et une fréquence donnés - le niveau SPL obtenu au coupleur pour un son pur envoyé à 0 dB HL. Si l'audiomètre est étalonné précisément, CDD et RETSPL sont égaux.

Le **MAP** (Minimum Audible Pressure) est, pour une fréquence donnée, le niveau SPL au tympan du son pur déclenchant la sensation auditive. Le transducteur utilisé pour la détermination du MAP est généralement un casque.

Le MAP peut également être estimé à partir du MAF.

Le **MAF** (Minimum Audible Field) est, pour une fréquence donnée, le niveau SPL du son pur déclenchant la sensation auditive, mesuré en champ libre à la position de la tête du sujet mais en l'absence du sujet. Généralement, le MAF est déterminé pour un sujet faisant face à la source, à une distance de 1 m, et écoutant avec les deux oreilles. Le MAF est normalisé (ISO 226).

Le **REDD** (Real Ear to Dial Difference) est la différence, en dB et en fonction de la fréquence, entre le niveau SPL mesuré au tympan et le niveau HL sélectionné à l'écran.

Le **RECD** (Real Ear to Coupler Difference) est la différence, en dB et en fonction de la fréquence, entre le niveau SPL mesuré au tympan et le niveau SPL mesuré au coupleur 2cc pour la même stimulation. Plus la cavité résiduelle est petite, plus le niveau SPL au tympan est élevé (conséquence de la loi de Boyle-Mariotte), ce qui résulte en un RECD plus élevé également. La **figure 3** illustre le résultat d'une mesure du RECD.

Les aspects pratiques de la conversion HL → SPL

Diverses études ont cherché à développer des fonctions de transfert statistiques (MAP, REDD, et RECD moyens notamment) pour passer d'un audiogramme à un SPLogramme (Bentler & Pavlovic, 1989 ; Hawkins et al, 1990). Fatalement, ces conversions sont valables pour un conduit adulte standard et ne respectent pas les variations qui peuvent être très importantes d'un sujet à l'autre, que l'audiométrie soit faite au casque ou aux inserts (Barlow et al, 1988 ; Hawkins et al, 1990 ; Valente et al, 1994 ; Saunders & Morgan, 2003).

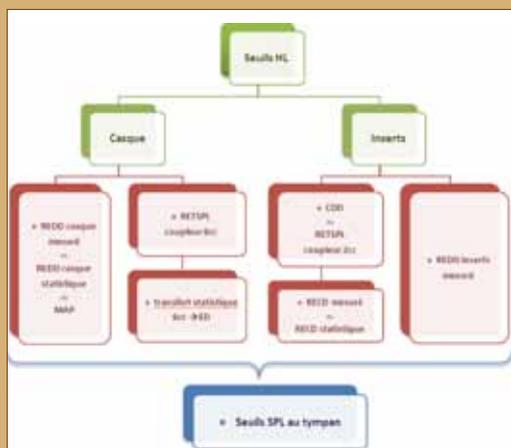


Figure 2 : Méthodes de conversion, individualisées ou statistiques, des seuils HL en seuils SPL au tympan, pour les audiométries au casque et aux inserts

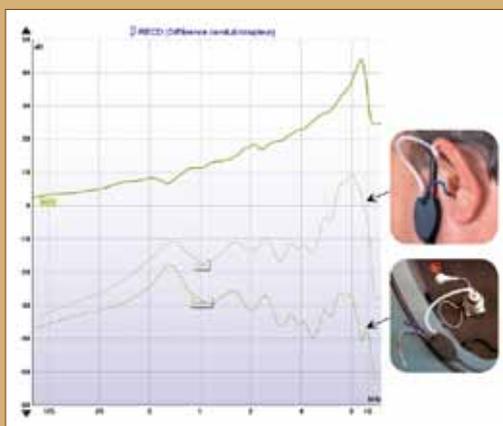


Figure 3 : Exemple de courbe de RECD telle qu'affichée par la chaîne de mesure Affinity (en trait gras). Il s'agit de la différence entre la mesure issue de l'étape oreille et celle issue de l'étape coupleur (en traits fins).

La variabilité interindividuelle ne peut être prise en compte que par une mesure effective de la pression acoustique en fond de conduit. Ainsi, on va chercher à déterminer, par une mesure in-vivo sur le patient, les fonctions de transfert individualisées : le REDD ou RECD (voir **figure 4**).

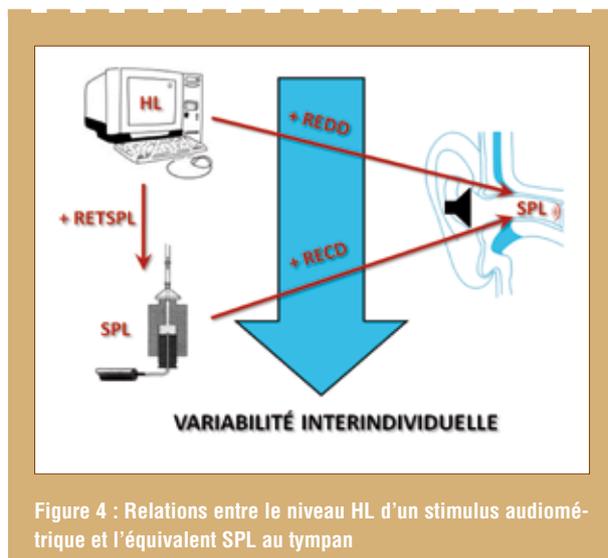


Figure 4 : Relations entre le niveau HL d'un stimulus audiométrique et l'équivalent SPL au tympan

En pratique, la procédure la plus répandue pour obtenir un SPLogramme individualisé consiste en une mesure du RECD (généralement via un casque in-vivo) adjointe à une audiométrie aux inserts. Les seuils SPL au tympan s'obtiennent alors à partir des seuils HL en y ajoutant le RECD mesuré et le RETSPL correspondant à la configuration de coupleur 2cc choisie (HA1, la version intra, ou HA2, la version contour). On suppose que l'audiomètre est bien étalonné, donc $CDD = RETSPL$.

Cependant, pour simplifier l'établissement du SPLogramme, le fabricant GN Otometrics a mis au point, sur sa chaîne de mesure Aurical, un système tout intégré : le ME-intra. Une canule comprenant à la fois la sortie d'un écouteur et l'entrée d'un tube sonde est insérée dans l'oreille du patient : après une étape dite de « calibration » - qui n'est autre qu'une mesure de REDD - l'audioprothésiste contrôle ses stimuli de test directement via un SPLogramme.

Ce système tout intégré présente deux avantages majeurs :

- On a le même écouteur ainsi que le même système de couplage écouteur-oreille pour la mesure de la fonction de transfert et pour l'audiométrie. Or il a été montré que le RECD est dépendant de l'impédance acoustique de la source sonore et du système de couplage qui achemine le son au conduit auditif (Munro & Salisbury, 2002 ; Munro & Toal, 2005 ; Munro & Millward, 2006 ; Bech 2007).
- Le tube sonde débouche au cœur même de la canule : on évite ainsi les éventuels problèmes de fuite acoustique due au passage du tube sonde à côté d'un embout ou d'une mousse.

2. Objectif de ce mémoire

L'objectif de ce mémoire est de déterminer si une technique audiométrique mettant en œuvre une mesure effective de pression acoustique dans le conduit présente un gain de fiabilité susceptible de justifier un changement d'habitudes chez une large majorité d'audioprothésistes.

Notre démarche se décompose en deux étapes :

- Dans un premier temps, nous avons fait le point sur les disparités dans ce qui se pratique, en termes de conversion statistique des seuils HL vers les seuils SPL au tympan, chez différents fabricants d'aides auditives.
- Nous avons ensuite cherché à évaluer, expérimentalement, l'enjeu d'une mesure des seuils audiométriques en décibels SPL dans le conduit du patient (via le RECD) par comparaison avec une audiométrie HL classique. Quels sont les risques d'erreurs lorsqu'on se fie à une conversion statistique depuis les mesures HL ? Quel niveau de précision supplémentaire peut-on attendre d'une mesure SPL au tympan ?

L'enjeu sous-jacent est d'aller vers une meilleure base de réglage initial pour faciliter l'acceptation des aides auditives, et vers une plus grande fiabilité des repères d'ajustement des réglages (seuils SPL et cibles) pour éviter des tâtonnements préjudiciables au succès de l'appareillage.

2

Matériel et méthode

1. Etude des conversions HL→SPL chez les industriels

Dans cette partie préliminaire de notre étude, nous avons examiné les fonctions de transfert statistiques implémentées dans les logiciels de différents fabricants d'aides auditives : nous avons étudié ceux de Phonak, Widex, Starkey, et Siemens.

Le recueil de ces fonctions de transfert a été fait soit par sondage auprès des industriels ou par rétro-ingénierie.

2. Enjeu des mesures au tympan dans l'établissement d'un SPLogramme

Dans cette seconde partie de notre étude, dont l'objectif principal est d'estimer expérimentalement l'intérêt d'une mesure effective de pression acoustique au tympan dans l'établissement d'un SPLogramme, le ME-intra servira de référence. En effet, au vu de ses avantages évoqués en introduction, nous estimerons que les seuils SPL qu'il permet d'obtenir sont très proches des seuils réels au tympan. Ainsi, il permettra d'évaluer les méthodes plus conventionnelles, standardisées et non propres à un fabricant particulier d'audiomètre, que sont l'audiométrie au casque et l'audiométrie aux inserts (avec éventuelle mesure du RECD).

Les tests qui vont être exposés ont été effectués dans les locaux du laboratoire d'audioprothèse AudioPlus à Mont de Marsan, du 26 janvier au 24 février 2010.

Protocole expérimental

Nous avons réalisé, sur un échantillon de patients, des audiométries tonales liminaires, de 500 à 4000Hz, par trois techniques différentes :

- audiométrie HL classique au casque,
- audiométrie HL par inserts et mesure du RECD par casque in vivo, les deux via un embout mousse,
- audiométrie par ME-intra.

La mesure du RECD suit la procédure classique d'un RECD au coupleur HA1 (coupleur dédié aux appareils intra-auriculaires). Précisons que la sonde est insérée à une profondeur constante



par rapport à l'échancrure inter-tragale : 31 mm pour les sujets masculins, et 28 mm pour les sujets féminins. On approche ainsi la membrane tympanique à moins de 5-6 mm, ce qui minimise les effets des ondes stationnaires : la pression acoustique est mesurée avant son premier nœud (Moodie et al, 1994).

L'audiométrie aux inserts est ensuite réalisée en gardant tel quel le positionnement de la mousse dans le conduit : en effet, si l'on veut que notre RECD et nos seuils audiométriques soient le plus cohérents possible (pour que l'addition des deux soit pertinente), ils doivent être déterminés avec un système acoustique le plus semblable (Bech, 2007).

L'audiométrie au ME-intra se déroule en 2 étapes. Après avoir inséré l'écouteur-sonde dans le conduit auditif du patient via une canule de taille adaptée, on lance la mesure préalable du REDD. Lorsque celle-ci a été exécutée avec succès, on peut procéder à l'audiométrie, qui se présente alors à l'écran sous la forme d'un SPLogramme.

A l'issue de ces 3 audiométries, on est en mesure de comparer les SPLogrammes obtenus via le ME-intra avec ceux obtenus de manière plus indirecte :

- audiométrie HL aux inserts + RECD mesuré
- audiométrie HL aux inserts + RECD statistique
- audiométrie HL au casque + REDD statistique (nous utiliserons ici 3 REDD différents)

■ Sujets

36 sujets ont participé à cette étude : 1 patient âgé de 12 ans, de sexe masculin, et 35 adultes âgés de 45 à 91 ans, dont 18 femmes et 17 hommes. 2 des femmes sont des membres normo-entendants de l'équipe d'Audioplus. Les autres sujets sont des patients du laboratoire.

Une seule oreille de chaque patient a été testée, pour des questions de fatigabilité et de contrainte de temps, mais aussi par manque d'intérêt d'un travail binaural (similarité des caractéristiques acoustiques des deux oreilles).

■ Matériel

Le matériel utilisé dans cette étude est le suivant :

- pour l'audiométrie classique au casque : un casque TDH39, avec écouteurs insérés dans des coques Peltor circum-auriculaires, une chaîne de mesures Aurical de chez GN Otometrics.

- pour l'audiométrie par inserts : des écouteurs ER-5A munis d'embouts mousse, une chaîne de mesures Affinity d'Interacoustics
- pour la mesure du RECD par inserts mousse : la chaîne Affinity, son caisson de mesure, son casque in-vivo, et son coupleur 2cc en configuration HA1
- pour l'audiométrie par ME-intra : la chaîne de mesures Aurical et ses écouteurs ME-intra

3

Résultats

1. Etude des conversions HL→SPL chez les industriels

L'étude des fonctions de transfert statistiques utilisées par les industriels à défaut de mesure effective dans le conduit du patient montre de larges disparités entre les divers fabricants et méthodologies.

Le **tableau 1** explicite l'origine des conversions statistiques appliquées par les logiciels de réglage pour obtenir les seuils SPL à partir d'une audiométrie HL (casque ou inserts).

On y observe notamment que, en ce qui concerne les audiométries au casque (pratique la plus répandue en France), les stratégies à l'origine des conversions HL→SPL diffèrent d'un fabricant à l'autre :

- Le logiciel Compass de Widex utilise une estimation du MAP calculée à partir du MAF normalisé, en y ajoutant deux facteurs de correction : l'un pour convertir les données binaurales en données monaurales (soit une détérioration des seuils de 1,7 dB à chaque fréquence), l'autre pour passer du niveau en champ libre au niveau au tympan. Pour éviter toute confusion, une telle estimation du MAP est appelée « MAF monaural au tympan ».
- Le logiciel Connexx de Siemens utilise le REDD défini par la méthode DSL. Celui-ci est calculé à partir du RETSPL défini pour l'étalonnage du casque dans un coupleur 6cm³, en y ajoutant successivement deux conversions : l'une pour passer du niveau SPL dans le coupleur au niveau SPL à l'entrée du conduit auditif, l'autre pour passer du niveau SPL à l'entrée du conduit au niveau SPL au tympan.
- Le logiciel iPFG de Phonak utilise le REDD établi statistiquement par l'équipe du National Acoustic Laboratories.
- Le logiciel Inspire de Starkey calcule le REDD à partir d'un RECD statistique qui intègre les spécificités acoustiques du type d'appareil choisi (la perte de puissance dans les graves dans le cas d'un

Fabricant	Transducteur	Conversion HL→SPL
Widex	casque ou inserts	$SPL = HL + MAF_{mon} ED' = HL + MAF_{bin}^{(1)} + \text{binaural-to-monaural}^{(2)} + \text{free-field-to-eardrum}^{(3)}$
Siemens	casque	$SPL = HL + REDD_{DSLm(l/o)} = HL + RETSPL_{ec}^{(4)} + \text{coupler-to-ear-canal-entrance}^{(5)} + \text{ear-canal-entrance-to-eardrum}^{(5)}$
	inserts	$SPL = HL + RETSPL_{2cc HA1}^{(4)} + RECD_{DSL HA1-tip}^{(6)}$
Phonak	casque	$SPL = HL + REDD_{NAL-NL1}^{(7)}$
	inserts	$SPL = HL + RETSPL_{2cc HA1}^{(4)} + RECD_{DSL HA1-tip}^{(6)}$ si la méthode choisie est DSL _{m(l/o)} $SPL = HL + RETSPL_{2cc HA1}^{(4)} + RECD_{HA1-tip}^{(8)}$ pour toutes les autres méthodes
Starkey	casque ou inserts	$SPL = HL + RETSPL_{2cc HA1}^{(4)} + RECD_{inspire}^{(9)}$

Tableau 1 : Fonctions de transfert statistiques utilisées par les industriels. Elles sont basées sur les sources suivantes : (1) Norme ISO 226-1987, (2) French et Steinberg en 1942, (3) Bentler et Pavlovic en 1989, (4) Normes ISO 389-2 et ANSI 3.6, (5) Cox en 1986, (6) Bagatto et al en 2002, (7) Etude interne, National Acoustic Laboratories, (8) Feigin et al en 1989, (9) Etude interne, équipe Starkey.

appareillage open par exemple). Cette approche singulière est due au fait que la nouvelle génération d'aides auditives de Starkey possède une fonction d'audiométrie et de mesure du RECD par les appareils eux-mêmes. Les conversions statistiques de Starkey ne sont donc pas applicables aux audiométries conventionnelles. Par conséquent, elles ne seront pas prises en compte dans la suite de notre travail.

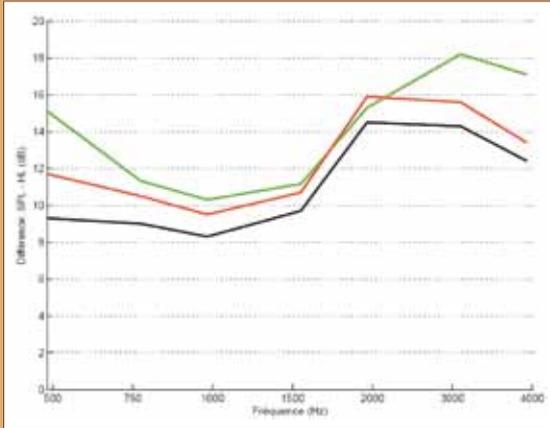


Figure 5 : Différents zéros audiométriques utilisés par les fabricants pour les conversions HL→SPL des seuils au casque : REDD_{DSLm[i/o]} utilisé par Siemens (vert), REDD_{NAL-NL1} utilisé par Phonak (rouge), MAF_{mon ED'} utilisé par Widex (noir).

La **figure 5** compare quantitativement les 3 REDD applicables aux seuils HL au casque pour obtenir les seuils SPL : leur disparité nous donne une idée du flou qui existe en matière d'approximation des fonctions de transfert, et laisse entrevoir l'intérêt d'une conversion individualisée par mesure effective dans le conduit.

Ces 3 REDD statistiques ont été utilisés dans notre étude expérimentale dont les résultats vont être exposés ci-après. En revanche, pour ce qui est du RECD, nous nous sommes cantonnés à celui établi par l'équipe de DSL (RECD_{DSL HA1-tip}) qui est le plus reconnu actuellement. Les valeurs numériques de ces fonctions de transfert, RECD et REDD, sont détaillées dans le **tableau 2**.

2. Enjeu des mesures au tympan dans l'établissement d'un SPLogramme

Voyons maintenant les résultats de nos expérimentations visant à évaluer l'enjeu de la mesure effective de la pression acoustique au tympan dans l'établissement d'un SPLogramme.

Après avoir mis en œuvre le protocole précédemment décrit, nous avons pu comparer les SPLogrammes obtenus par les différentes méthodes conventionnelles (audiométrie HL casque ou inserts + fonction de transfert statistique ou mesurée) avec la référence (audiométrie SPL par ME-intra). La **figure 6** présente les écarts moyens observés par rapport à la référence.

Pour approfondir l'analyse des seuils SPL issus des différentes méthodes étudiées, nous les avons mis en corrélation avec la référence ME-intra : nous avons calculé les régressions linéaires, fréquence par fréquence puis toutes fréquences confondues.

		500 Hz	750 Hz	1000 Hz	1500 Hz	2000 Hz	3000 Hz	4000 Hz
REDD statistique	MAF _{mon ED'}	9,3	9,0	8,3	9,7	14,5	14,3	12,4
	REDD _{DSLm[i/o]}	15,1	11,3	10,3	11,2	15,3	18,2	17,1
	REDD _{NAL-NL1}	11,7	10,5	9,5	10,7	15,9	15,6	13,4
RECD statistique	RECD _{DSL HA1-tip}	3,5	4,0	5,5	9,5	9,0	10,5	15,0

Tableau 2 : Principales fonctions de transfert utilisées par les fabricants d'audioprothèse pour l'établissement d'un SPLogramme.

Pente de la droite de régression	500 Hz	750 Hz	1000 Hz	1500 Hz	2000 Hz	3000 Hz	4000 Hz	Toutes confondues
SPL Inserts via RECD mesuré	0,98	0,93	0,96	1,00	1,00	1,01	0,96	0,99
SPL Inserts via RECD statistique	0,97	0,90	0,92	0,98	1,02	1,01	0,95	0,96
SPL casque	0,97	0,99	0,98	1,02	0,94	0,89	0,96	1,01

Tableau 3 : Pente de la droite de régression linéaire entre les différentes estimations des seuils SPL au tympan et la référence ME-intra

Ordonnée à l'origine de la droite de régression	500 Hz	750 Hz	1000 Hz	1500 Hz	2000 Hz	3000 Hz	4000 Hz	Toutes confondues	
SPL Inserts via RECD mesuré	2,1	3,7	4,4	2,5	6,1	-0,4	1,6	2,5	
SPL inserts via RECD statistique	4,7	5,5	6,7	5,8	3,0	-1,9	3,2	4,3	
SPL casque :	Conversion DSL m[i/o]	10,6	9,8	10,1	9,0	14,0	21,2	16,7	10,3
	Conversion NAL-NL1	7,2	9,0	9,3	8,5	14,6	18,6	13,0	8,9
	Conversion MAF _{mon ED'}	4,8	7,5	8,1	7,5	13,2	17,3	12,0	7,2

Tableau 4 : Ordonnée à l'origine de la droite de régression linéaire entre les différentes estimations des seuils SPL au tympan et la référence ME-intra



A titre d'exemple, la **figure 7** montre les corrélations établies pour la fréquence 3kHz et pour toutes les fréquences confondues.

Les **tableaux 3 et 4** recensent les caractéristiques des différentes droites de régression ainsi obtenues (respectivement, leur pente et leur ordonnée à l'origine) tandis que la **figure 8** présente les R^2 , indicateurs de la qualité des corrélations.

A l'observation de ces résultats, on constate que le fait de mesurer le RECD plutôt que de se baser sur les valeurs statistiques améliore la corrélation entre les seuils aux inserts et les seuils au ME-intra. On note en effet que tous les facteurs étudiés se trouvent améliorés par la mesure du RECD : la pente de la droite de régression se rapproche de 1, l'ordonnée à l'origine se rapproche de 0, le coefficient de détermination est maximal (ce qui traduit une moindre dispersion du nuage de régression, comme l'illustre la figure 7).

Une fréquence fait exception à ces résultats : il s'agit de 2 kHz, pour lequel l'ordonnée à l'origine s'éloigne de 0. Cela rejoint ce que l'on peut observer sur la figure 6 : pour cette fréquence, les seuils SPL obtenus via le RECD mesuré présentent un écart moyen de 6,2 dB avec la référence, soit 2 dB de plus que par l'utilisation du RECD statistique.

Des 3 méthodes étudiées, c'est la méthode aux inserts et RECD mesuré qui présente le meilleur R^2 , c'est-à-dire la plus faible dispersion par rapport à la droite de régression : c'est la méthode la plus précise.

La figure 6 et le tableau 4 montrent que les seuils SPL au casque sont toujours excessivement pessimistes.

Enfin, notons que, sur les fréquences aiguës (3000 et 4000 Hz), l'insert est nettement plus juste que le casque, et ce même sans mesure du RECD. En effet, il est beaucoup moins biaisé, mais également beaucoup mieux corrélé avec le ME-intra : le R^2 est de 0,93 à 0,96 pour les inserts, contre 0,86 pour le casque. Cela s'observe visuellement sur la figure 7, où - pour la fréquence 3000Hz - le nuage de régression correspondant aux seuils établis au casque apparaît plus dispersé que les nuages qui correspondent aux seuils établis aux inserts.

4

Discussion

La variabilité des conversions statistiques

Cette étude nous a tout d'abord révélé qu'il existe une variabilité non négligeable entre fabricants en matière de conversion statistique des audiogrammes en SPLogrammes.

Notamment, lorsqu'un audioprothésiste procède à une audiométrie conventionnelle au casque, les seuils SPL calculés à partir de mêmes seuils HL peuvent différer de 6 dB selon la fonction de transfert utilisée par le logiciel (en considérant uniquement les fréquences de 500 à 4000 Hz).

L'imprécision des seuils SPL issus d'une audiométrie au casque

On remarque qu'aucun des logiciels ne fait la différence entre un casque supra-aural et un casque circum-aural lors de l'application de sa conversion HL→SPL.

Or d'après certaines études, le pessimisme de nos seuils au casque pourrait être dû à l'encastrement dans les coques Peltor. Cela s'expliquerait en partie par le fait que le casque en configuration circum-aurale, même s'il présente l'avantage de mieux isoler des bruits extérieurs, tend à augmenter l'effet de masquage des stimuli par les bruits physiologiques : ces bruits se retrouvent davantage piégés dans le conduit qu'en version supra-aurale. Le fait d'avoir utilisé ces coques, moins conventionnelles que le casque TDH nu, est une limite de notre étude.

La dispersion que l'on observe sur les seuils au casque dans les fréquences aiguës, rejoint ce qui est décrit dans la littérature (Valente et al, 1992 ; Cox, 1986). Cette variabilité serait en partie due à de petites différences dans le positionnement du diaphragme de l'écouteur sur l'ouverture du canal auditif, différences qui viennent se cumuler avec la variabilité interindividuelle en termes d'anatomie de l'oreille.

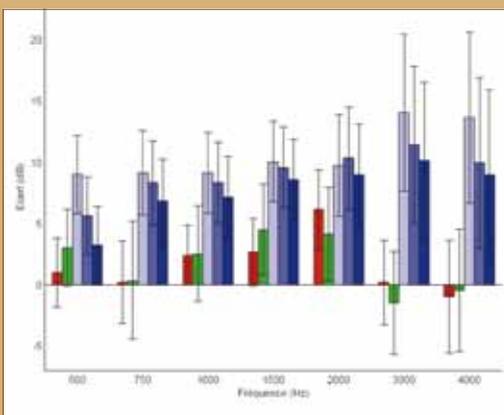


Figure 6 : Différences moyennes entre les seuils SPL prédits et la référence ME-intra. Rouge : audiométrie aux inserts et RECD mesuré, vert : audiométrie aux inserts et RECD statistique, bleu : audiométrie au casque et conversion HL→SPL statistique (clair : REDDSLm[i/o], moyen : REDDNL1, foncé : MAFmon ED'). Les barres d'erreur représentent 1 écart-type de chaque côté de la valeur moyenne. (n=36)

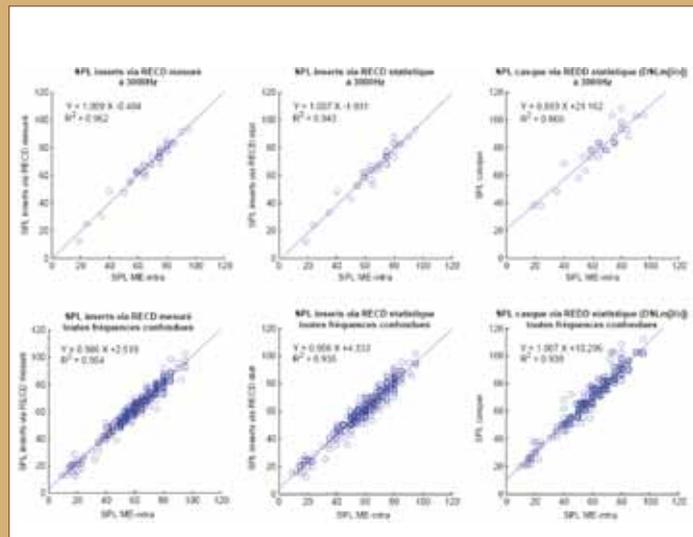


Figure 7 : Analyse de régression entre les seuils SPL estimés par les méthodes audiométriques conventionnelles et la référence ME-intra - pour la fréquence 3kHz et pour toutes les fréquences confondues.



Les avantages d'une audiométrie aux inserts

Notre étude concorde avec la littérature dans l'idée que l'utilisation des inserts - même sans mesure du RECD - permet de pallier l'imprécision du casque sur les fréquences aiguës, et d'améliorer ainsi nettement la fiabilité des seuils. Ce résultat rejoint les observations de Killion en 1989.

Ajoutons à cela que les inserts assurent une meilleure atténuation vis-à-vis des bruits extérieurs, mais aussi une meilleure atténuation inter-aurale, réduisant considérablement la nécessité de masquage.

L'enjeu de la mesure effective du RECD

Notre étude révèle clairement l'amélioration apportée, sur les seuils aux inserts, par une mesure effective du RECD.

Certes, sur les patients étudiés, l'apport de la mesure du RECD reste modeste et n'est, a priori, pas significatif cliniquement. En effet, pour une audiométrie réalisée avec un pas de 5 dB, l'erreur audiométrique calculée par le comité ISO est de 7 dB. Comparativement, les quelques décibels d'amélioration apportés par la mesure n'auraient pas eu d'influence conséquente sur les réglages des appareils.

Mais il faut bien noter qu'il était impossible d'améliorer les résultats au-delà de l'erreur audiométrique, puisque - comme le montre la **figure 9** - les RECD mesurés ne s'éloignent quasiment jamais de plus de 6 dB du RECD statistique. Il aurait fallu des oreilles plus éloignées de l'oreille standard pour que l'amélioration soit significative pour un audioprothésiste. C'est là une autre limite de notre étude.

Même si - dans le cadre de notre étude - l'amélioration apportée par la mesure du RECD a un intérêt clinique limité, elle est cependant significative statistiquement et nous autorise à dire que le RECD mesuré permet de gagner en fiabilité dans l'établissement du SPLogramme. Cela pourra se révéler réellement bénéfique dans le cas d'un conduit auditif hors normes.

L'exception du 2 kHz, où le RECD mesuré éloigne (de 2 dB) les seuils SPL de leur référence plutôt que de les en approcher, pourrait être due au fait que l'audiométrie et le RECD ne sont pas réalisés avec

le même écouteur. Le RECD étant dépendant de l'impédance de la source sonore (Munro & Salisbury, 2002), le fait d'utiliser deux écouteurs différents peut introduire une incohérence dans l'addition du RECD et des seuils audiométriques. Cette hypothèse est d'autant plus vraisemblable que les études qui mettent en évidence les disparités entre les mesures de RECD avec différents écouteurs laissent clairement paraître un maximum de variabilité autour de 2 kHz (Munro & Salisbury, 2002 ; Munro & Toal, 2005 ; Bech 2007).

Même si la mesure du RECD peut avoir un impact limité sur les SPLogrammes du tout-venant adulte, comme c'est le cas dans la présente étude, il faut prendre en considération son intérêt crucial dans le cas des enfants : les conversions statistiques ne peuvent prendre en compte les importantes disparités de développement crânien entre enfants du même âge (Bagatto et al, 2001). En outre, dans le cas des nourrissons et des très jeunes enfants, qui sont généralement trop agités pour permettre une mesure in-vivo des performances des aides auditives, le RECD a un intérêt supplémentaire : celui de permettre la prédiction des niveaux dans l'oreille réelle via une mesure au coupleur (Seewald & Scollie, 1999).

La mesure du RECD individuel est également cruciale dans le cas de pathologies de l'oreille moyenne, telles qu'une mastoïdectomie, une perforation de la membrane tympanique ou la présence d'un aérateur tympanique. Dans ce cas le RESPL est généralement abaissé de 10 à 15 dB (Voss et al, 2000).

5 Conclusion

La partie expérimentale de notre étude montre que l'audiométrie aux inserts avec mesure du RECD individuel est l'approche conventionnelle la plus précise pour estimer les seuils SPL au tympan (même si l'utilisation de deux écouteurs différents entraîne probablement un certain biais aux environs de 2 kHz).

Cependant, l'amélioration apportée par la mesure du RECD n'étant pas significative pour l'appareillage sur le tout-venant adulte, l'ins-

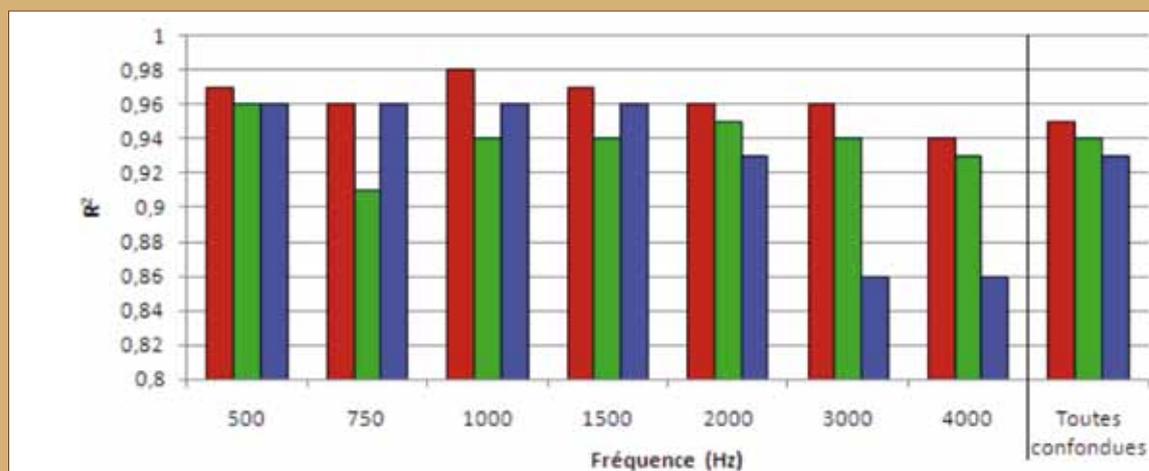


Figure 8 : Coefficients de détermination (R^2) de la régression linéaire entre les différentes estimations des seuils SPL au tympan et la référence ME-intra, fréquence par fréquence. Rouge : audiométrie aux inserts et RECD mesuré, vert : audiométrie aux inserts et RECD statistique, bleu : audiométrie au casque et conversion HL → SPL statistique.



tauration de cette mesure dans la pratique quotidienne ne se justifie sans doute pas. Elle s'impose en revanche dans le cas de patients présentant des pathologies de l'oreille moyenne ou chez les enfants. Elle pourra aussi être d'un précieux secours dans le cas où l'adaptation s'avère problématique sans raison apparente, en révélant une éventuelle résonance particulière du conduit auditif.

En outre, cette étude confirme l'imprécision des seuils SPL prédits par audiométrie conventionnelle au casque pour les fréquences aiguës, dès 3000 Hz. L'utilisation des inserts permet, même sans être associée à une mesure du RECD, d'améliorer considérablement la fiabilité sur ces fréquences. Cette considération, associée à d'autres avantages des inserts comme une meilleure isolation vis-à-vis des bruits ambiants et une forte atténuation interaurale, peut justifier de remplacer l'audiométrie habituelle au casque par une audiométrie aux inserts. La mesure effective du RECD dans le conduit pourra alors s'intégrer d'autant plus facilement dans le protocole de routine dans les cas où elle s'avèrera nécessaire.

Les efforts faits par les fabricants d'aide auditive afin de tenter d'estimer au mieux les seuils SPL au tympan («mesure in-vivo temps réel» de Starkey, «AudiogramDirect» et ancien «RECD Direct» de Phonak, «Sensogramme» et «RECD par l'aide» de Widex) montrent combien la précision de ces niveaux de pression acoustique est importante pour établir un réglage initial pertinent. On peut imaginer que ce type de fonctionnalité va à l'avenir continuer de se développer pour pallier les imprécisions des audiométries conventionnelles au casque.

6

Bibliographie

Bagatto MP, Scollie SD, K. Moodie S, Seewald RC, Hoover BM. Development of Real-Ear-to-Coupler Difference (RECD) predictions for two coupling methods. A Sound Foundation Through Early Amplification Conference, Chicago, 2001 Nov.

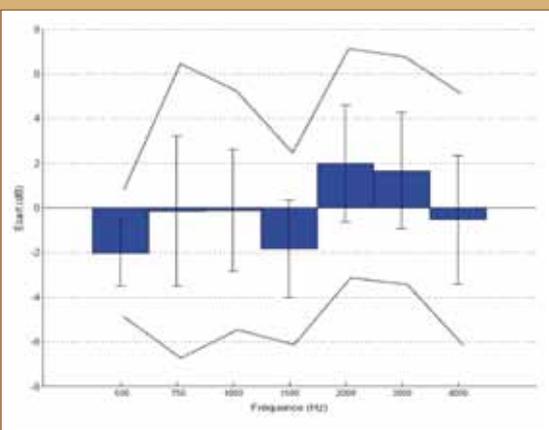


Figure 9 : Ecart moyen entre RECD mesurés et RECD statistique. Les barres d'erreurs représentent 1 écart-type de part et d'autre de la moyenne. Les traits pointillés délimitent la plage de déviation par rapport à la référence pour 95% des sujets (soit 1,96 écarts-types).

Barlow NL, Auslander MC, Rines D, Stelmachowicz PG. Probe-tube microphone measures in hearing-impaired children and adults. *Ear Hear.* 1988 Oct; 9(5), p.243-247.

Bech B. Variables affecting the real ear to coupler difference. Thèse de master en audiologie. Kongens Lyngby, Denmark ; 2007, 87p.

Bentler RA, Pavlovic CV. Transfer functions and correction factors used in hearing aid evaluation and research. *Ear Hear.* 1989 Feb; 10(1), p.58-63.

Cox RM. NBS-9A coupler-to-eardrum transformation: TDH-39 and TDH-49 earphones. *J Acoust Soc Am.* 1986 Jan; 79(1), p.120-123.

Feigin JA, Kopun JG, Stelmachowicz PG, Gorga MP. Probe-tube microphone measures of ear-canal sound pressure levels in infants and children. *Ear Hear.* 1989 Aug; 10(4), p.254-258.

Hawkins DB, Cooper WA, Thompson DJ. Comparisons among SPLs in real ears, 2 cm³ and 6 cm³ couplers. *J Am Acad Audiol.* 1990 Jul; 1(3), p.154-161.

Killion MC, Villchur E. Comments on «Earphones in Audiometry» [Zwislocki et al., *J. Acoust. Soc. Am.* 83, 1688-1689 (1988)]. *J Acoust Soc Am.* 1989 Apr; 85(4), p.1775-1778.

Moodie KS, Seewald RC, Sinclair ST. Procedure for predicting real-ear hearing aid performance in young children. *Am. J. Audiol.* 1994; 3, p.23-31.

Munro KJ, Salisbury VA. Is the real-ear to coupler difference independent of the measurement earphone? *Int J Audiol.* 2002 Oct; 41(7), p.408-413.

Munro KJ, Davis J. Deriving the real-ear SPL of audiometric data using the «coupler to dial difference» and the «real ear to coupler difference». *Ear Hear.* 2003 Apr; 24(2), p.100-110.

Munro KJ, Toal S. Measuring the real-ear to coupler difference transfer function with an insert earphone and a hearing instrument: are they the same? *Ear Hear.* 2005 Feb; 26(1), p.27-34.

Munro KJ, Millward KE. The influence of RECD transducer when deriving real-ear sound pressure level. *Ear Hear.* 2006 Aug; 27(4), p.409-423.

Saunders GH, Morgan DE. Impact on hearing aid targets of measuring thresholds in dB HL versus dB SPL. *Int J Audiol.* 2003 Sep; 42(6), p.319-326

Scollie SD, Seewald RC, Cornelisse LE, Jenstad LM. Validity and repeatability of level-independent HL to SPL transforms. *Ear Hear.* 1998 Oct; 19(5), p.407-413.

Seewald RC. The Desired Sensation Level (DSL) method for hearing aid fitting in infants and children. Phonak Focus [en ligne]. 1995. [consulté le 26/04/2010]. Nr.20. [18]. Disponible sur : <https://www.phonakpro.com/com/b2b/en/library/archive/focus.html>

Seewald RC, Scollie SD. Infants are not average adults: implications for audiometric testing. *Hear J.* 1999 Oct; 52(10), p.64-72.

Valente M, Valente M, Goebel J. High-frequency thresholds: circumaural earphone versus insert earphone. *J Am Acad Audiol.* 1992 Nov; 3(6), p.410-418.

Valente M, Potts LG, Valente M, Vass W, Goebel J. Intersubject variability of real-ear sound pressure level: conventional and insert earphones. *J Am Acad Audiol.* 1994 Nov; 5(6), p.390-398.

Voss SE, Rosowski JJ, Merchant SN, Thornton AR, Shera CA, Peake WT. Middle ear pathology can affect the ear-canal sound pressure generated by audiologic earphones. *Ear Hear.* 2000 Aug; 21(4), p.265-274.

Zelisko DL, Seewald RC, Gagné JP. Signal delivery/real ear measurement system for hearing aid selection and fitting. *Ear Hear.* 1992 Dec; 13(6), p.460-463.



Etude du démasquage spectral et temporel chez des auditeurs présentant une perte auditive

Mathieu LOISEAU

Etude réalisée en partenariat avec Agnès Léger et Christian Lorenzi (Université Paris Descartes, CNRS, Ecole Normale Supérieure), avec l'aide de Xavier Debrulle (ENTENDRE Reims).

1 Résumé

Le démasquage de la parole est généralement réduit chez les malentendants, vraisemblablement à cause d'une capacité réduite à « écouter » le signal de parole dans les vallées spectrales et temporelles du bruit masquant. De précédentes études indiquent que le démasquage spectral de la parole est contraint par la sélectivité fréquentielle, alors que le démasquage temporel de la parole pourrait être limité par des mécanismes temporels basés pour une part sur les propriétés de synchronisation neurale dans le nerf auditif.

Le but de la présente étude est de déterminer si les déficits de démasquage temporel de la parole peuvent être constatés en l'absence de perte de sélectivité fréquentielle, et donc en l'absence de déficit de démasquage spectral de la parole. Cela a été réalisé en déterminant le démasquage de la parole pour des auditeurs malentendants ayant des seuils audiométriques normaux ou quasi normaux dans la région testée, et donc a priori ayant une sélectivité fréquentielle normale dans cette même région.

2 Introduction

Chez l'auditeur normo-entendant, le démasquage de la parole correspond à l'amélioration substantielle de l'intelligibilité d'un signal de parole en milieu bruyant, lorsque le bruit est fluctuant, que ce soit de manière temporelle ou spectrale, par rapport au cas où le signal masquant ne présente pas de telles fluctuations.

Plusieurs études ont montré que cette amélioration est due au fait que les normo-entendants « entendent » le signal vocal utile dans les « vallées » créées par la fluctuation du signal masquant, et que l'amélioration de l'intelligibilité est dépendante de la fréquence d'interruption du signal masquant.

Il a été également montré que les auditeurs malentendants avaient des performances nettement amoindries par rapport aux auditeurs normo-entendants, dans un bruit de fond contenant des fluctuations spectrales et temporelles.

La sélectivité fréquentielle semble être un facteur déterminant pour le démasquage spectral de la parole, et peut expliquer, au moins partiellement, la faible capacité à écouter la parole dans les vallées spectrales du masque pour les auditeurs malentendants. En effet, on observe fréquemment, chez les personnes ayant une perte auditive supérieure à 30 dB HL, un élargissement des filtres cochléaires, et donc une dégradation de la sélectivité fréquentielle.

Le démasquage temporel de la parole est également réduit chez des auditeurs malentendants. Selon une étude menée récemment, une lésion cochléaire pourrait impliquer une capacité réduite à utiliser la structure temporelle fine.

Rappelons que deux aspects du signal vocal sont à prendre en compte pour le démasquage temporel de la parole. En sortie des filtres cochléaires, l'enveloppe temporelle correspond aux fluctuations d'amplitude lentes du signal de bande, et la structure temporelle fine aux fluctuations rapides et proches en cadence de la fréquence centrale de la bande. Cette dégradation de la capacité à écouter la parole dans les vallées temporelles du masque pourrait être due à des troubles touchant exclusivement le codage temporel de la parole, mais elle pourrait aussi être le simple reflet d'un trouble de codage causé par la perte de sélectivité fréquentielle.

3 Objectif de l'étude

Un certain nombre d'études montrent des troubles du démasquage temporel de la parole chez des auditeurs malentendants ayant des seuils audiométriques normaux ou quasi normaux dans la région testée. Une étude récente réalisée par Marie Guillet (2010) indique que des patients souffrant d'une perte cochléaire modérée à sévère en haute fréquence (supérieure à 1.5 kHz) présentent un déficit de démasquage spectral et temporel de la parole dans la région basse fréquence (inférieure à 1.5 kHz) où leurs seuils absolus sont normaux ou quasi normaux (inférieurs à 30 dB HL). Or la sélectivité fréquentielle cochléaire n'est dégradée que pour des pertes auditives supérieures à 30 dB HL environ. Ces résultats suggèrent donc que les troubles de démasquage spectral et temporel de la parole observés chez les patients malentendants ne résultent pas nécessairement d'une perte de sélectivité fréquentielle. L'étude de Marie Guillet (2010) portait sur le rôle des indices de basse fréquence (inférieure à 1.5 kHz) dans le démasquage de la parole. Or une étude de Li et Loizou (2007) révèle la présence d'indices de démasquage de la parole également dans la région de fréquence intermédiaire (de 1 à 3 kHz).

Aussi, le but de la présente étude vise à étendre l'étude initiale réalisée par Marie Guillet (2010) en évaluant les troubles de démasquage spectral et temporel de la parole dans la région 1-3 kHz chez des patients présentant des seuils absolus normaux ou quasi normaux dans cette région, et une perte auditive modérée à sévère au-delà.

4 Matériel et méthode

4.1 Matériel vocal

Quatre séries de 48 signaux de parole « Voyelle-Consonne-Voyelle » (VCV) ont été enregistrées numériquement. Tous les stimuli VCV ont été égalisés en puissance RMS. Chacun de ces 48 stimuli de parole est formé d'une des 16

de la parole dans la région 1 – 3 kHz

tive cochléaire au dessus de 3 kHz



consonnes C = / p, t, k, b, d, g, f, s, j, v, z, ʒ, l, r, m, n / enregistré avec les 3 différentes voyelles V = /i, a, u/. Chaque série de 48 stimuli VCV a été enregistrée deux fois avec une voix d'homme, et deux fois avec une voix de femme (tous deux ayant comme langue maternelle le français), soit un total de 192 stimuli VCV. Ces stimuli de parole ont été filtrés passe-bande pour limiter le spectre aux fréquences intermédiaires faisant l'objet de notre étude.

A partir de cet ensemble de stimuli vocaux, un bruit dit « speech-shaped » (i.e., ayant le spectre moyen à long terme des VCVs, féminins et masculins) a été généré.

Un bruit « speech-shaped » filtré passe-haut (> 1 kHz) et passe-bas (< 3 kHz) a été ajouté à chaque stimulus de parole (avec un rapport signal sur bruit de +12 dB), afin d'éviter l'écoute des signaux de parole sur les bandes de

transition (juste au dessus de 3 kHz, et juste en-dessous de 1 kHz).

4.2 Masques

Un bruit « speech-shaped » filtré passe-bande (bande passante : 1 kHz à 3 kHz) a été ajouté à chaque VCV. Ce bruit était présenté, en fonction des cas, avec les modulations suivantes :

- Pas de modulation :

Le bruit était stationnaire. Cela a servi de point de comparaison avec les autres bruits (modulés), afin d'évaluer le démasquage de la parole.

- Modulation temporelle :

Le bruit vocal filtré avec le passe-bande a été modulé en amplitude à l'aide d'une fonction carrée ayant un rapport cyclique (pourcentage de la période du signal durant lequel celui-ci est à +1) valant soit 50%, soit 25%.

- Modulation spectrale :

Le bruit « speech-shaped » filtré passe-bande (entre 1 et 3 kHz) a été passé dans 32 filtres auditifs (de type « gamma-tone ») non-recouvrants, de la largeur d'un 1-ERBN (équivalent rectangular bandwidth, ou bande critique), centrés entre 80 Hz et 8020 Hz, et espacés de manière logarithmique. Le bruit a été modulé spectralement en mettant à 0 les sorties des filtres auditifs suivants :

- 1, 3, 5, 7, 9..., soit une alternance d'un signal de bande critique présent sur deux (1 ERBN/2),
- ou 1, 2, 5, 6, 9, 10..., soit une alternance de deux signaux de bandes critiques présents sur quatre (2 ERBN/4),
- ou 1, 2, 3, 5, 6, 7..., soit une alternance de trois signaux de bandes critiques présents sur quatre (3 ERBN/4).

Ce filtrage produit une série de vallées spectrales, comme on peut le voir sur les **Figures 3 à 5**.

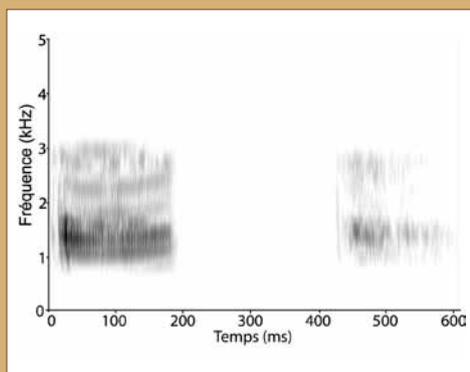


Figure 1 : Spectrogramme d'un exemplaire de la VCV /aba/ filtrée passe-bande entre 1 kHz et 3 kHz. Fréquence (en kHz) en fonction du temps (en ms), l'échelle de gris code pour l'intensité.

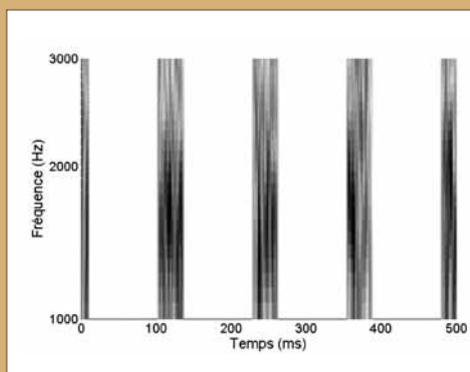


Figure 2 : Spectrogramme d'un exemplaire de bruit « speech-shaped » filtré passe-bande entre 1 kHz et 3 kHz et modulé temporellement, avec un rapport cyclique de 25%. Fréquence (en Hz) en fonction du temps (en ms), l'échelle de gris code pour l'intensité.

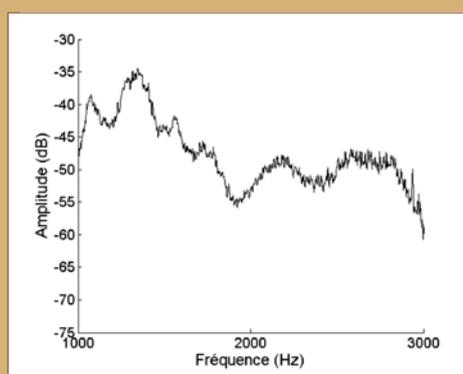


Figure 3 : Spectre d'amplitude moyen de bruits « speech-shaped » filtrés passe-bande entre 1 kHz et 3 kHz et modulés spectralement avec 1 ERBN/2. Amplitude (en dB) en fonction de la fréquence (en Hz).

Pour chaque condition expérimentale, le masque filtré a été appliqué à chaque signal de parole avec un rapport signal sur bruit (RSB) de :

- 0 dB
- -3 dB
- -6 dB

Ces valeurs ont été choisies de manière à éviter les effets « plancher » (hasard) et les effets « plafond » (performance dans le calme).

4.3 Auditeurs

Deux groupes d'auditeurs ont participé à l'étude.

Le premier groupe d'auditeurs (NE) était composé de 9 personnes normo-entendantes. Elles avaient un seuil audiométrique normal (moins de 20 dB HL) aux fréquences d'octaves entre 125 Hz et 8 kHz, et n'ont jamais eu de problèmes auditifs.

Le deuxième groupe d'auditeurs (ME) était composé de 5 personnes malentendantes, présentant des seuils audiométriques normaux

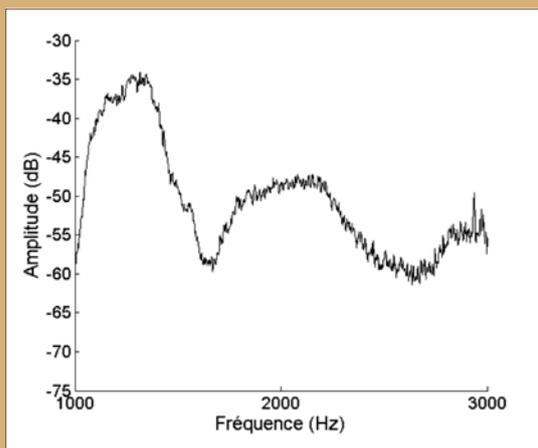


Figure 4 : Spectre d'amplitude moyen de bruits « speech-shaped » filtrés passe-bande entre 1 kHz et 3 kHz et modulés spectralement avec 2 ERBN/4. Amplitude (en dB) en fonction de la fréquence (en Hz).

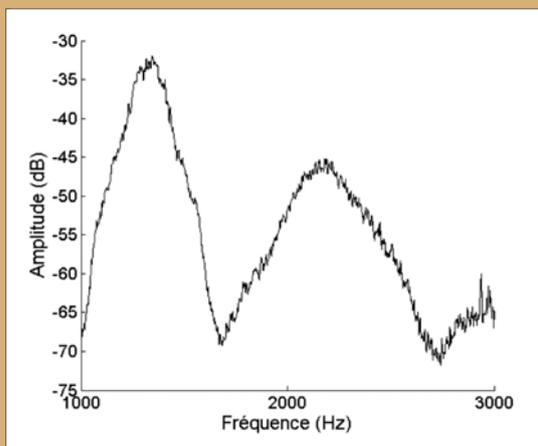


Figure 5 : Spectre d'amplitude moyen de bruits « speech-shaped » filtrés passe-bande entre 1 kHz et 3 kHz et modulés spectralement avec 3 ERBN/4. Amplitude (en dB) en fonction de la fréquence (en Hz).

(inférieurs à 20 dB HL) ou subnormaux (inférieurs à 35 dB HL) sur les fréquences d'octave entre 1 kHz et 3 kHz, et des seuils audiométriques plus élevés au-delà de 3 kHz. Leur perte était purement neurosensorielle. Aucune ne présentait de surdité de transmission, d'acouphènes invalidants, ou de troubles neurologiques associés.

4.4 Protocole

Les tests ont été menés sur ordinateur auprès des auditeurs de manière individuelle. A chaque session, les quatre ensembles de 48 VCV ont été présentés dans un ordre aléatoire. L'auditeur devait reconnaître la consonne associée à la VCV présentée, et ce après une seule écoute possible. Les seize réponses possibles étaient représentées dans un tableau (voir **Figure 7**), et l'auditeur devait sélectionner la consonne perçue. Une fois la réponse donnée, la VCV suivante était présentée. A la fin de chaque session, le pourcentage d'identification correcte a été calculé.

Pour les auditeurs normo-entendants, la parole était présentée à un niveau de 65 dB SPL. Pour les auditeurs malentendants, elle était présentée entre 65 et 80 dB SPL, en utilisant la règle d'amplification linéaire du demi-gain, à partir de la perte moyenne entre 1 kHz et

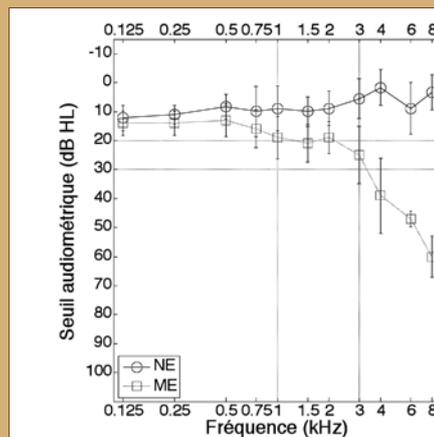


Figure 6 : Seuils audiométriques moyens (en dB HL) en fonction de la fréquence (en kHz) des auditeurs du groupe NE et du groupe ME. Les barres verticales correspondent à l'écart-type.



Figure 7 : Interface de réponse de l'auditeur, présentant les 16 consonnes dans une écriture « compréhensible ».



3 kHz. Cela a permis de s'assurer que tous les sons de fréquences entre 1 kHz et 3 kHz étaient audibles.

Les auditeurs ont complété les sessions correspondant à chacun des trois RSB (-6 dB, -3 dB, 0 dB) pour chacune des conditions expérimentales suivantes (dans un ordre aléatoire) :

- Masque non modulé
- Masque modulé temporellement avec un rapport cyclique de 25 %
- Masque modulé temporellement avec un rapport cyclique de 50 %
- Masque modulé spectralement avec 1 ERBN/2
- Masque modulé spectralement avec 2 ERBN/4
- Masque modulé spectralement avec 3 ERBN/4

5 Résultats

5.1 Scores d'identification

Les scores d'identification moyens sont représentés sur les **Figures 8 et 9**, en fonction des RSBs. Les scores ont été convertis en unités arcsinus rationalisées (RAU, pour rationalized arcsine units ; Studebaker, 1985). Pour la majorité des résultats, une analyse de

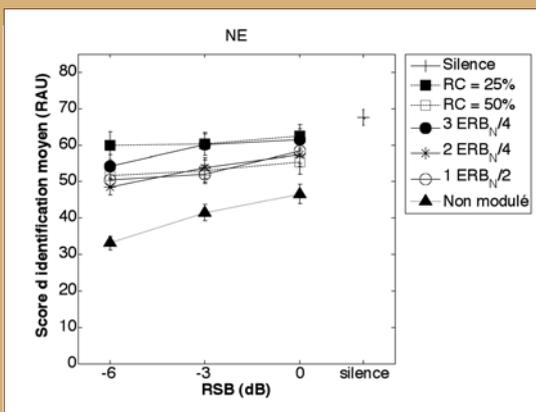


Figure 8 : Scores d'identification moyens (en RAU) du groupe d'auditeurs NE, pour chaque condition expérimentale (voir légende), en fonction du rapport signal sur bruit (en dB).

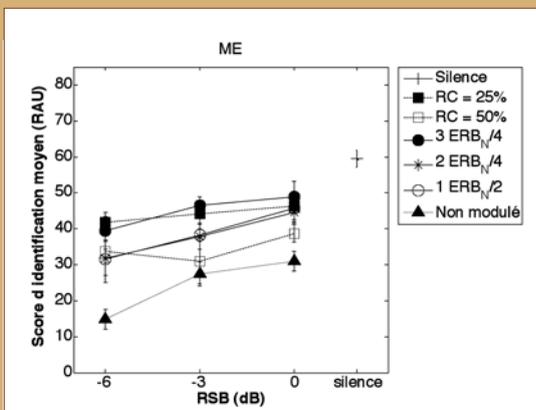


Figure 9 : Scores d'identification moyens (en RAU) du groupe d'auditeurs ME, pour chaque condition expérimentale (voir légende), en fonction du rapport signal sur bruit (en dB).

variance (ANOVA) a été effectuée, afin de déterminer si les effets observés étaient « significatifs », c'est-à-dire observables à l'échelle de l'ensemble de la population sous-jacente (et non seulement pour l'échantillon, ici de 9+5 auditeurs, chez qui ils ont été observés). Sont rapportées les valeurs du F de Fisher Snedecor (associé à ses deux degrés de libertés) et de la probabilité critique p. Il est communément admis que l'effet mesuré est « significatif » lorsque la valeur du p est inférieure à 5% (0.05).

5.1.1. Dans le silence

Les scores d'identification dans le silence des auditeurs malentendants sont légèrement inférieurs à ceux des normo-entendants (8 points de pourcentage de différence).

5.1.2. Effet du bruit de fond

Les scores d'identification sont meilleurs dans un bruit de fond modulé temporellement ou spectralement que dans un bruit de fond non modulé, pour les deux groupes.

On peut également constater que, quel que soit le masque, les auditeurs normo-entendants ont un bien meilleur score d'identification que les auditeurs malentendants (voir les analyses de variance pour chaque condition plus loin), alors même que la zone fréquentielle testée correspond à une zone où leur perte est légère (moyenne de 21 dB HL) et corrigée. Il est toutefois à noter que la différence entre les scores obtenus par les auditeurs ME et les auditeurs NE est beaucoup plus importante dans le bruit (autour de 20 points de pourcentage) que dans le silence (8 points de pourcentage).

Masque non modulé

Conformément aux attentes, le bruit de fond non modulé a été la condition expérimentale conduisant aux plus mauvais scores d'identification, et ce pour les deux groupes d'auditeurs.

Toutefois, les performances du groupe des auditeurs malentendants sont nettement inférieures à celles du groupe des auditeurs normo-entendants, alors même qu'aucun phénomène de démasquage de la parole n'est mis en jeu.

Masque modulé temporellement

Les meilleures performances des auditeurs ont été obtenues pour un rapport cyclique de 25%, ce qui semble logique (les vallées du bruit étant plus longues qu'avec un rapport cyclique de 50%). Les différences observées entre les groupes NE et ME sont significatives.

Masque modulé spectralement

Pour les deux groupes, les meilleurs scores d'identification avec une modulation spectrale ont été obtenus avec la condition 3 ERBN/4. Pour les conditions 1 ERBN/2 et 2 ERBN/4, les performances ont été similaires, que ce soit pour le groupe NE ou pour le groupe ME.

Pour chaque condition, les différences de performances observées entre le groupe NE et le groupe ME sont significatives.

5.2. Démasquage de la parole

Pour chaque type de masque, et à chaque RSB, le démasquage de la parole a été estimé comme la différence entre les scores d'identification obtenus dans le bruit modulé et dans le bruit non modulé par chaque auditeur.



		Non modulé	Modulation temporelle		Modulation spectrale		
			RC = 25%	RC = 50%	3 ERB _N /4	2 ERB _N /4	1 ERB _N /2
p	Différence entre NE et ME	***	**	**	**	**	**
	Effet de la variation du RSB	***	0,21	0,09	***	***	***
	Relation entre la variation du RSB et le groupe	0,39	0,84	0,44	0,31	0,33	0,32

Tableau 1 : Résultats des ANOVAs (valeurs p) sur les scores d'identification, pour chaque condition expérimentale présentant un bruit. Les astérisques indiquent une valeur significative de p : *** pour p < 0,001, ** pour p < 0,01 et * pour p < 0,05.

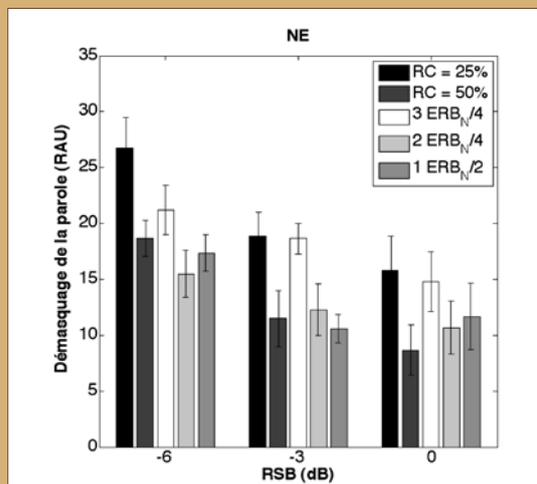


Figure 10 : Démasquage de la parole (en score RAU) du groupe NE, en fonction du RSB (en dB), pour les conditions expérimentales avec un bruit modulé temporellement ou spectralement (voir légende).

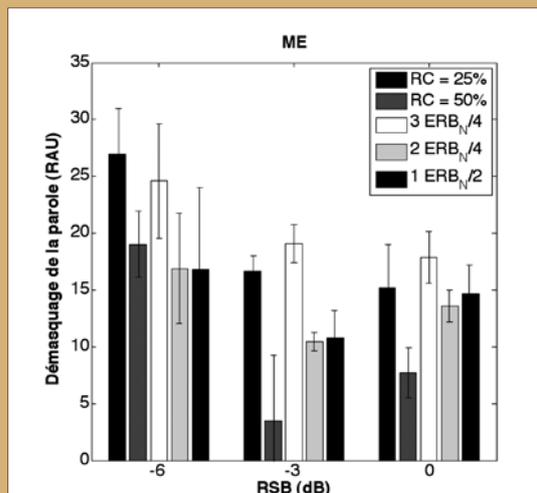


Figure 11 : Démasquage de la parole (en score RAU) du groupe ME, en fonction du RSB (en dB), pour les conditions expérimentales avec un bruit modulé temporellement ou spectralement (voir légende).

Les valeurs moyennes de démasquage de la parole sont présentées en fonction du rapport signal sur bruit en **Figures 10 et 11**.

Pour les deux groupes d'auditeurs, les valeurs de démasquage de la parole sont tout à fait comparables pour toutes les conditions expérimentales, sauf dans le cas d'une modulation temporelle avec un rapport cyclique de 50% et un rapport signal sur bruit de -3 dB (la valeur de démasquage de la parole observée pour cette condition est très variable entre auditeurs, comme l'atteste un écart-type important).

5.2.1. Démasquage temporel de la parole

Pour les deux groupes, les meilleures performances sont atteintes lorsque le masque est modulé temporellement avec un rapport cyclique de 25%, ce qui, comme pour les scores d'identification, est attendu. L'analyse de variance confirme que les différences entre les groupes NE et ME ne sont pas significatives.

5.2.2. Démasquage spectral de la parole

Pour les deux groupes, les meilleures valeurs de démasquage de la parole sont observées pour la condition 3 ERB_N/4, quelque soit le rapport signal sur bruit. Pour les conditions 1 ERB_N/2 et 2 ERB_N/4, les performances ont été similaires, que ce soit pour le groupe NE ou pour le groupe ME.

Pour chacune des trois conditions de modulation spectrale, les différences entre le groupe NE et le groupe ME ne sont pas significatives.

6

Discussions

6.1. Effet d'une lésion cochléaire sur le démasquage temporel et spectral de la parole

Les résultats ont montré que la capacité de démasquage de la parole du groupe d'auditeurs malentendants dans la zone fréquentielle 1 kHz - 3 kHz n'est pas ou peu affectée par la lésion cochléaire au-delà de 3 kHz. Ce résultat n'est pas en accord avec ceux de précédentes études qui montraient un déficit de démasquage temporel de la parole pour des auditeurs malentendants présentant une perte auditive légère dans la zone fréquentielle testée (Takahashi & Bacon, 1992; Dubno, 2002; Grose et al., 2009; Strelcyk & Dau, 2009).



		Modulation temporelle		Modulation spectrale		
		RC = 25%	RC = 50%	3 ERB _N /4	2 ERB _N /4	1 ERB _N /2
p	Différence entre NE et ME	0,79	0,28	0,71	0,75	0,43
	Effet de la variation du RSB	***	***	0,12	0,1	*
	Relation entre la variation du RSB et le groupe	0,9	0,28	0,84	0,58	0,76

Tableau 2 : Résultats des ANOVAs (valeurs p) sur les valeurs de démasquage de la parole, pour chaque condition expérimentale présentant un bruit modulé. Les astérisques indiquent une valeur significative de p : *** pour $p < 0,001$, ** pour $p < 0,01$ et * pour $p < 0,05$.

De plus, la variation du rapport signal sur bruit produit les mêmes effets sur le démasquage de la parole pour les auditeurs malentendants et normo-entendants.

6.2. Effet d'une lésion cochléaire sur la corrélation entre le démasquage temporel et spectral de la parole

Afin d'étudier la relation entre démasquage temporel et spectral de la parole, des analyses de régression ont été effectuées entre les valeurs de démasquage temporel de la parole (moyennées entre les deux conditions impliquant des masques modulés temporellement) et les valeurs de démasquage spectral de la parole (moyennées entre les trois conditions impliquant des masques modulés spectralement). Les résultats sont présentés en **Figures 12 et 13**.

Les résultats montrent une forte corrélation entre démasquage temporel et spectral de la parole pour le groupe des auditeurs normo-entendants pour les RSBs valant 0 dB et -3 dB, alors que pour le groupe des auditeurs malentendants, cette corrélation n'apparaît pas, bien qu'on puisse noter qu'elle est marginalement significative pour des RSBs valant -6 dB et 0 dB, ce qui ne va pas dans le sens d'une dissociation franche.

7

Conclusion

Le but de la présente étude était d'évaluer les troubles de démasquage spectral et temporel de la parole dans la région 1-3 kHz chez des patients présentant des seuils absolus normaux ou presque normaux dans cette région fréquentielle, et une perte auditive modérée à sévère au-delà.

Les résultats ont montré que :

- Les auditeurs malentendants présentent un léger déficit dans le silence, dans la région 1-3 kHz.
- Les auditeurs malentendants présentent un déficit important dans le bruit, que ce dernier soit modulé ou non modulé, dans la région 1-3 kHz.
- Les auditeurs malentendants n'ont pas ou peu de troubles de démasquage spectral et temporel de la parole dans la région 1-3 kHz. Le démasquage de la parole ne serait donc pas affecté par la perte sensorielle au-delà de 3 kHz.
- Contrairement à ce qui a été rapporté dans la littérature, aucune dissociation entre démasquage spectral et temporel de la parole n'a été observée. A l'inverse, une forte corrélation entre ces deux types de démasquage a été observée chez les auditeurs normo-entendants, des tendances dans ce sens se retrouvant dans le groupe des auditeurs malentendants.

Ces résultats sont toutefois à interpréter avec modération, du fait du faible nombre de participants malentendants à l'étude, mais ils peuvent avoir un intérêt pour l'audiologie expérimentale et clinique en général, et pour la pratique de l'audioprothésiste en particulier.

En effet, les résultats montrent que même avec une audition normale ou quasi normale (seuils audiométriques inférieurs à 30 dB HL) dans la région fréquentielle étudiée, des troubles d'intelligibilité peuvent exister en cas de perte modérée à sévère par ailleurs. Ces résultats pourront donc inciter le clinicien et le praticien à suspecter des troubles supraliminaires dans une telle situation, et à prendre sérieusement en considération les plaintes du patient.

L'utilisation de ces résultats dans le domaine de l'audioprothèse est quant à elle restreinte par le fait que l'audibilité dans la zone fréquentielle étudiée est intacte. On pourrait toutefois envisager d'employer des réducteurs de bruit pour cette région fréquentielle à audiométrie normale.

Plusieurs questions se poseraient alors :

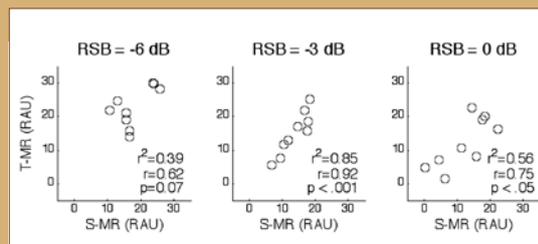


Figure 12 : Corrélation entre démasquage temporel de la parole (T-MR, en scores RAU) et démasquage spectral de la parole (S-MR, en scores RAU) à différents niveaux de rapport signal sur bruit, pour le groupe NE.

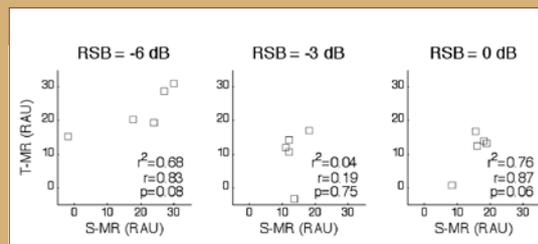


Figure 13 : Corrélation entre démasquage temporel de la parole (T-MR, en scores RAU) et démasquage spectral de la parole (S-MR, en scores RAU) à différents niveaux de rapport signal sur bruit, pour le groupe ME.



> DOSSIER

- Pour profiter au mieux de ce traitement du signal, l'obturation du conduit auditif semble nécessaire : une adaptation prothétique en « open fit » rendrait inefficace les réducteurs de bruit, compte tenu des seuils audiométriques normaux dans la zone fréquentielle étudiée. Cela peut-il se justifier, compte tenu d'une bonne compréhension dans le silence et des implications d'un tel procédé ?
- Les performances hypothétiques d'une telle solution justifieraient-elles pour le patient les contraintes liées à l'acquisition et au port d'une aide auditive ?

8

Bibliographie

- Bacon, S. P., Opie, J. M., & Montoya, D. Y. (1998). The effects of hearing loss and noise masking on the masking release for speech in temporally complex backgrounds. *J Speech Lang Hear Res*, 41(3), 549-563.
- Baer, T., & Moore, B. C. (1993). Effects of spectral smearing on the intelligibility of sentences in noise. *J Acoust Soc Am*, 94(3), 1229-1241.
- Baer, T., & Moore, B. C. (1994). Effects of spectral smearing on the intelligibility of sentences in the presence of interfering speech. *J Acoust Soc Am*, 95(4), 2277-2280.
- Dubno, J. R., Horwitz, A. R., & Ahlstrom, J. B. (2002). Benefit of modulated maskers for speech recognition by younger and older adults with normal hearing. *J Acoust Soc Am*, 111(6), 2897-2907.
- Duquesnoy, A. J. (1983). Effect of a single interfering noise or speech source upon the binaural sentence intelligibility of aged persons. *J Acoust Soc Am*, 74(3), 739-743.
- Eisenberg, L. S., Dirks, D. D., & Bell, T. S. (1995). Speech recognition in amplitude-modulated noise of listeners with normal and listeners with impaired hearing. *J Speech Hear Res*, 38(1), 222-233.
- Festen, J. M., & Plomp, R. (1990). Effects of fluctuating noise and interfering speech on the speech-reception threshold for impaired and normal hearing. *J Acoust Soc Am*, 88(4), 1725-1736.
- Gilbert, G., Bergeras, I., Voillery, D., & Lorenzi, C. (2007). Effects of periodic interruptions on the intelligibility of speech based on temporal fine-structure or envelope cues. *J Acoust Soc Am*, 122(3), 1336.
- Gilbert, G., & Lorenzi, C. (2006). The ability of listeners to use recovered envelope cues from speech fine structure. *J Acoust Soc Am*, 119(4), 2438-2444.
- Grose, J. H., Mamo, S. K., & Hall, J. W., 3rd. (2009). Age effects in temporal envelope processing: speech unmasking and auditory steady state responses. *Ear Hear*, 30(5), 568-575.
- Lorenzi, C., Gilbert, G., Carn, H., Garnier, S., & Moore, B. C. (2006). Speech perception problems of the hearing impaired reflect inability to use temporal fine structure. *Proc Natl Acad Sci U S A*, 103(49), 18866-18869.
- Lorenzi, C., Husson, M., Ardoint, M., & Debrulle, X. (2006). Speech masking release in listeners with flat hearing loss: effects of masker fluctuation rate on identification scores and phonetic feature reception. *Int J Audiol*, 45(9), 487-495.
- Moore, B. C. (2008). The role of temporal fine structure in normal and impaired hearing.
- Peters, R. W., Moore, B. C., & Baer, T. (1998). Speech reception thresholds in noise with and without spectral and temporal dips for hearing-impaired and normally hearing people. *J Acoust Soc Am*, 103(1), 577-587.
- Strelcyk, O., & Dau, T. (2009). Relations between frequency selectivity, temporal fine-structure processing, and speech reception in impaired hearing. *J Acoust Soc Am*, 125(5), 3328-3345.
- Stuart, A., & Phillips, D. P. (1996). Word recognition in continuous and interrupted broadband noise by young normal-hearing, older normal-hearing, and presbycusis listeners. *Ear Hear*, 17(6), 478-489.
- Takahashi, G. A., & Bacon, S. P. (1992). Modulation detection, modulation masking, and speech understanding in noise in the elderly. *J Speech Hear Res*, 35(6), 1410-1421.
- ter Keurs, M., Festen, J. M., & Plomp, R. (1993). Effect of spectral envelope smearing on speech reception. II. *J Acoust Soc Am*, 93(3), 1547-1552.

Les mesures intégrées dans les aides auditives : innovations ou gadgets numériques ?



Résumé

Les mesures intégrées : outils commerciaux ou progrès techniques ? Gadgets numériques ou valeurs ajoutées ? Telles étaient les questions qui ont orientées cette étude. Plusieurs éléments ont été mis en avant :

- **L'audiométrie directe** permet une détermination plus précise des seuils liminaires. Non pas plus juste mais plus pertinente pour l'appareillage. En effet cette audiométrie prend en compte les référentiels anatomique et acoustique définitifs du malentendant appareillé.
- **La mesure *in vivo* intégrée** permet le contrôle immédiat du niveau de sortie déterminée par le pré-réglage.

La combinaison des deux mesures permet une prise en compte du volume résiduel après appareillage, la détermination des seuils liminaires avec équipement et une mesure acoustique permettant d'établir un référentiel acoustique fondamental et personnalisé pour la suite des réglages.

1 Introduction

L'innovation perpétuelle des fabricants d'aides auditives nous amène parfois à quelques interrogations. Où se trouve la limite entre le gadget numérique et l'avancée audioprothétique ? Mon interrogation s'est portée sur deux éléments : l'audiogramme direct et la mesure *in vivo* intégrée. L'audiométrie « classique » et la mesure *in vivo* « traditionnelle » sont des éléments fondamentaux du choix et de l'adaptation audioprothétique. Or, les fabricants semblent pouvoir se les accaparer, avec l'argument de l'efficacité.

Au fil des pages, je traiterai séparément l'audiométrie et la mesure *in vivo*. Ainsi, je détaillerai la démarche expérimentale avec ses objectifs et son protocole. Je présenterai ensuite les résultats des différentes études. Je terminerai par une critique et une conclusion commune. Car entre l'audiométrie et la mesure *in vivo*, tout n'est-il pas qu'une question de pression et de volume ?

2 L'audiométrie directe

Souvent, la dénomination *audiométrie in vivo* est usitée lorsque celle-ci est réalisée par l'intermédiaire d'une aide auditive. J'emploierai plutôt le terme d'**audiométrie directe**. Il est vrai que le terme « *in vivo* », signifiant « au sein du vivant »¹, pourrait convenir à ce type d'audiométrie.

¹ « *in vivo* » terme proposé pour l'audioprothèse en 1982 par X. Renard. Les mesures *in vivo* sont apparues il y a plus de soixante ans aux États Unis (WEINER et ROSS, 1946).

Cependant elle diffère de l'audiométrie *in vivo* que nous pouvons réaliser avec une chaîne de mesure telle qu'Aurical ou Affinity. Je marquerai donc la différence.

Partons de ce postulat : « *En théorie, à niveau d'émission égal, le niveau sonore mesuré dans une cavité augmente de 6 dB SPL sur toute la bande passante lorsque le volume de celle-ci diminue de moitié.* »²

3 Protocole

Cette première partie a pour objectif de quantifier la différence d'intensité des seuils liminaires obtenue par audiométrie tonale au casque et par audiométrie directe.

4 Description de l'échantillon

Les personnes³ choisies n'ont qu'un caractère commun : un intra-auriculaire profond. Le choix s'est porté sur un appareillage Starkey car il a l'avantage de présenter l'audiométrie directe et la mesure *in vivo* intégrée (seconde partie). Le choix d'un intra-auriculaire profond devrait, théoriquement, permettre d'obtenir les variations les plus importantes si le postulat est vrai. En effet, c'est avec ce type d'aide auditive que le volume résiduel est le plus petit.

5 Analyse

Analyse des variabilités inter patients, évaluation de la potentielle amélioration sur une population.

Nous rapprochons-nous des valeurs moyennes statistiques ? Demeure-t-il une erreur systématique ou individuelle ?

Pour la suite des analyses, l'audiométrie au casque est prise comme référence et représente donc le 0 dB. Ainsi, n'apparaissent que les variations obtenues avec l'audiométrie directe en dB relatif.

Le **graphique 1** représente les variations audiométriques de la population, soit un total de 20 oreilles. Une tendance à la surestimation des aigus et à la sous-corrrection des fréquences graves semble apparaître.

Les variations audiométriques moyennes (**graphique 2**) infirment ces deux éléments : « amélioration » des seuils audiométriques aigus et « dégradations » des seuils audiométriques graves.

² Gelis C. « Bases techniques et principes d'application de la prothèse auditive » Éditions Sauramps, 1993.

³ Détails : 10 patients, âge moyen ; 53 ans, perte tonale moyenne 59 dB HL.

Jean-Baptiste
LEMASSON

jb.lemasson@
auditiongrenoble.com

Les résultats du test statistique de Student ⁴ indiquent que les variations obtenues sont significatives pour les fréquences 250 et 500 Hz. Il s'agit donc d'erreur systématique. À contrario pour les fréquences 1000, 2000 et 4000 Hz, les variations semblent être la conséquence d'erreurs individuelles.

Une surévaluation de la surdité dans les fréquences graves implique un risque de résonance et d'autophonation.

Sur la population de 20 oreilles, les tendances moyennes se rapprochent du 0 dB relatif. Les différentes pondérations statistiques semblent correspondre à la population étudiée.

Analyse des variabilités intra patients, évaluation de l'erreur individuelle sur la population donnée.

Lorsque l'on regarde les variations individuelles (graphique 3), il y a peu de valeurs aberrantes. La plupart des écarts audiométriques sont compris entre -5 et 5 dB relatifs.

Les écarts de mesures sont donc systématiques pour la fréquence 250 Hz, demeurent individuels et faibles pour les fréquences 1000 et 2000 Hz, et discutables pour les autres fréquences.

Où en sommes-nous dans la personnalisation ?

Rappelons le postulat : « En théorie, à niveau d'émission égal, le niveau sonore dans une cavité augmente de 6 dB SPL sur toute la bande passante lorsque le volume de celle-ci diminue de moitié. »

Donc si nous considérons un volume de 6 cc au casque et un volume 0,5 cc avec un CIC profond, nous obtenons une augmentation de 16.7 dB SPL sur toute la bande passante. Les résultats obtenus nous indiquent que ce n'est pas le cas. Ce n'est pas pour autant que le postulat n'est pas vrai. Bernadette Lefebvre, Université Starkey France, rappelle également que « le gain naturel est un phénomène physique et acoustique présent dans tous les cylindres fermés à une extrémité. Il disparaît lorsque nous obturons le conduit, mais la cavité résiduelle ainsi obtenue conserve sa capacité d'amplifier plus les aigus que les graves »⁵.

En définitive, l'audiométrie directe est la combinaison d'un ensemble de facteurs de corrections statistiques⁶. Cependant, rares sont les patients entrant parfaitement dans les normes, cette audiométrie trouve donc tout son intérêt. De plus elle se justifie pleinement pour plus de 32 % des patients (graphique 3).

Toutefois plusieurs limites entourent cette audiométrie. La puissance requise en est une car la saturation des écouteurs rend parfois impossible la détermination du seuil subjectif d'inconfort. Nous pouvons également nous poser la question de la fiabilité de l'audiométrie en fonction de l'obsolescence des composants. Ne pouvons-nous nous baser que sur la première audiométrie directe réalisée ?

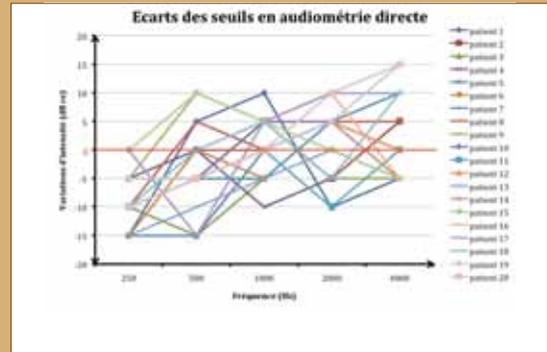
Dans le cas d'un appareillage en tube fin les avis sont partagés... Tous les fabricants ne permettent pas l'utilisation de l'audiométrie directe dans cette situation. Il est vrai que l'acoustique des tubes fins imposerait des facteurs de correction statistique risquant une plus grande variabilité dans les fréquences aiguës, comme nous l'avons vu, intra individu.

Dans le cas des appareillages ouverts, comment devons nous considérer l'impédance tympanique face à l'impédance au niveau du tragus (impédance de rayonnement acoustique) ? Les microphones de l'aide auditive sont désactivés, il ne peut y avoir d'effet Larsen nous indiquant une fuite acoustique. Donc, quelle est la quantité

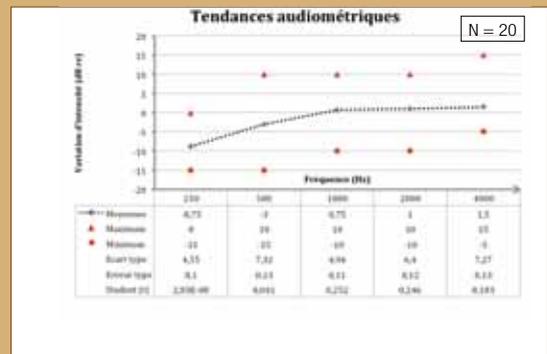
⁴ Test significatif pour $t < 5\%$.

⁵ Lefebvre B. «Les mesures *in vivo* ou mesures de pression réalisées dans le conduit auditif externe du patient», 2009.

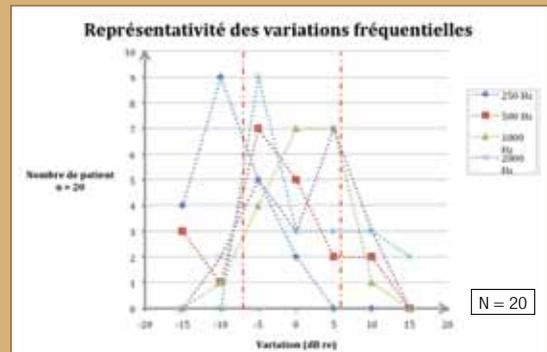
⁶ dB 2cc = dB HL + RENTh - RECD



Graphique 1 : Écart des seuils audiométriques liminaires de la population testée.



Graphique 2 : Analyse des écarts audiométriques de la population complète.



Fréquence [Hz]	Valeurs hors [-5 ; +5 dB re]
250	65 %
500	30 %
1000	10 %
2000	25 %
4000	30 %

Graphique 3 : Variabilité intra individu de la population complète. 68 % des valeurs sont comprises dans l'encadrement rouge.

Notons la variabilité importante, 9 patients à -10 dB re, pour la fréquence 250 Hz.



réelle d'énergie mettant en vibration le tympan ? Pour une meilleure estimation des fréquences graves nous pourrions isoler le conduit auditif avec le casque audiométrique après avoir placé l'aide auditive. Notons que pour l'étude de ce mémoire les mesures ont été réalisées conduit fermé. La fréquence 250 Hz n'est pas une mesure fiable. Comme nous le rappellent Francis Kuk, PhD et David Fabry, PhD, dans leurs dernières publications sur l'Open Fitting, que le conduit soit ouvert ou fermé, nous ne maîtrisons pas réellement les fréquences inférieures à 300 Hz. Peut-être aurons quelques réponses avec l'équipe de l'atelier 1 du congrès du CNA 2011...

Les analyses précédentes montrent que l'étalonnage des écouteurs est effectué dans un environnement physique normalisé. Les courbes de RECD statistiques ⁷ sont bien connues des concepteurs et sont donc incorporées comme facteur de correction dans la programmation. Cependant il demeure une erreur résiduelle entre l'affichage fabricant et la réelle sonorité à proximité du tympan. Entre les statistiques et la réalité, il y aura toujours les variabilités inter individus malgré une nette amélioration des aides auditives. C'est sur ce point que l'audioprothésiste et l'audiogramme direct trouvent tout leur intérêt.

Dans le but de minimiser cette erreur résiduelle, on pourrait imaginer un REDD Direct. Comme on le verra dans la seconde partie, un tube sonde peut être fixé sur le microphone de l'aide auditive. Ainsi, la sonde en place permettrait de contrôler le niveau de sortie dans la cavité résiduelle. Le terme d'audiométrie *in vivo* deviendrait approprié avec la prise en considération de ce que j'appelle la résonance résiduelle naturelle, RRN.

L'ensemble nous fournirait un RECD direct. Cette démarche a été entreprise par Phonak en 2003 avec le Supéro. L'effet escompté n'a pas eu lieu et la mesure de RECD direct a été abrogée. Seule l'importation du RECD et du REUR reste possible (minimisation des erreurs statistiques ?). Chez Siemens l'importation de ces deux valeurs est également possible mais encore faut-il voir l'option.

Les mesures *in vivo* intégrées permettent-elles une nouvelle approche afin d'incorporer plus aisément le RECD ?

6 La mesure *in vivo* intégrée (IREM)

Comment l'aide auditive fonctionne-t-elle pendant l'utilisation de l'IREM⁸ pour justifier de tels résultats ?

Un tube sonde est fixé sur le ou les microphones de l'aide auditive. Ce même tube est placé dans le conduit auditif. Les fabricants recommandent un passage par l'évent⁹. Une telle préconisation doit être discutée.

Le signal sonore est en premier lieu émis par l'écouteur, puis capté par le tube sonde et enfin réceptionné par le microphone de l'aide auditive. Le signal reçu est analysé en fonction du signal émis. Il en découle des facteurs de corrections. Dès lors, deux possibilités s'offrent à nous : conserver la courbe mesurée ou non.

⁷ Polette L. « Influence du tube de raccordement entre l'aide auditive et l'embout sur l'intelligibilité ». Mémoire pour l'obtention du diplôme d'état d'Audioprothésiste, 2010.

⁸ Integrated real ear measurement

⁹ Thornton A.R., Bell I.E., Goodsell S., & Whiles P.J. (1987). The use of flexible probe tubes in insertion gain measurement. *British Journal of Audiology*, 21(4): 295-300.

7 Valeur ajoutée

Amélioration acoustique

Le premier pré-réglage est comparé à la cible choisie. La courbe obtenue n'est pas accolée à la cible car ce réglage ne peut prendre en compte les variabilités acoustiques individuelles. La réalisation de l'IREM corrige ces variabilités.

En suivant le protocole le test n'a été réalisé que sur quelques patients. En effet, comme on le verra plus loin, l'IREM ne s'utilise que pour le pré-réglage...

Dans le principe, on s'attend à obtenir une réponse de l'aide auditive non accolée à la cible (**graphique 4 et 5**) par la présence des variabilités inter individus. Après l'utilisation de l'IREM les résultats mesurés devraient être superposés à la courbe cible choisie (**graphique 4**). On constate en effet une nette amélioration sur les cas présentés, jusqu'à 12,3 dB SPL à 2 KHz.

Amélioration technique

La mesure *in vivo* intégrée (IREM) permet de s'affranchir de 3 limites présentes dans la mesure *in vivo* traditionnelle (TREM, traditional real ear measurement).

Limite 1: la position de microphone de référence

Pour une TREM, le microphone de référence est généralement situé à la partie inférieure du lobe de l'oreille et le microphone de l'aide auditive en est plus ou moins éloigné (**graphique 6**). En effet il peut se situer dans le conduit auditif (CIC), la conque (intra conque), la symba (micro déporté), ou même sur la partie supérieure du pavillon (contour). Finalement le microphone de référence permettant l'auto calibration du haut-parleur ne mesure pas la même intensité que le microphone de l'aide auditive considérée.



Graphique 4 : Conséquences acoustiques de l'utilisation de l'IREM. 1: (courbe rose) pré-réglage sans utilisation d'IREM. 2: (courbe noire) correction manuel du réglage, augmentation du gain global, il demeure un pic résiduel aux environs de 2200 Hz. 3: (courbe turquoise) pré-réglage avec utilisation d'IREM, linéarisation et rapprochement notable vers la cible.



Cette erreur de mesure est-elle négligeable et quelle influence a-t-elle sur la précision ?

Pour une IREM il n'y a pas de microphone de référence. Par la seule présence du microphone de mesure les variations d'intensités disparaissent, la précision en est améliorée d'autant. Cependant il n'y a pas de rétrocontrôle permanent du signal test. Nous pouvons potentiellement retrouver la même erreur d'intensité moyenne de 4,82 dB SPL mesurée en audiométrie directe.

Limite 2 : l'azimut

Selon la position du patient par rapport à la source sonore il y a une variabilité de l'intensité (graphique 7). Pour l'IREM l'émission du signal composite se faisant directement dans le conduit auditif ce problème de positionnement est inexistant. Il demeure le problème lié aux «PMLE» (Probe Microphone Location Effect).

Limite 3 : les systèmes Open

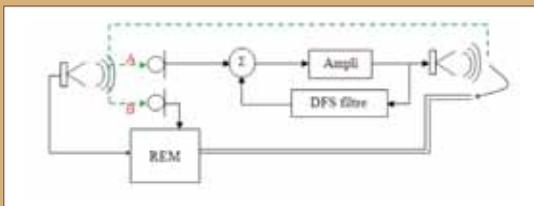
Nous connaissons tous les difficultés rencontrées dans la réalisation de mesures *in vivo* avec un appareillage ouvert. Le signal sonore émis par l'aide auditive s'échappe naturellement du conduit auditif. Cette fuite est captée par le microphone de référence et modifie la boucle de rétrocontrôle (synoptique). Bien sûr il existe une méthodologie pour éviter ce problème de rétrocontrôle mais il impose la déconnection du microphone de référence. Par conséquent il y a augmentation potentielle des erreurs de mesures. Dans le cas de l'IREM le microphone de mesure est connecté au tube sonde. Une fuite acoustique n'influence pas le niveau de pression mesurée.

8 Bilan

Par rapport à la mesure *in vivo* traditionnelle, la mesure *in vivo* intégrée est présentée par les fabricants comme une méthode moins longue, plus précise et moins onéreuse. On a mis en évidence une amélioration de la précision en s'affranchissant de certaines limites. La fiabilité des mesures s'en trouve améliorée. La réalisation de ce test est moins longue mais ne s'adapte qu'au pré-réglage. En définitive, si l'audioprothésiste travaille avec les mesures *in vivo*, il devra utiliser une méthode traditionnelle pour la suite des réglages. Quoi qu'il en soit l'établissement d'un référentiel patient lors du pré-réglage est une valeur ajoutée non négligeable pour la finalité du réglage et donc le bénéfice patient.

Rappelons la formule de J. YANZ qui résume tout le principe :

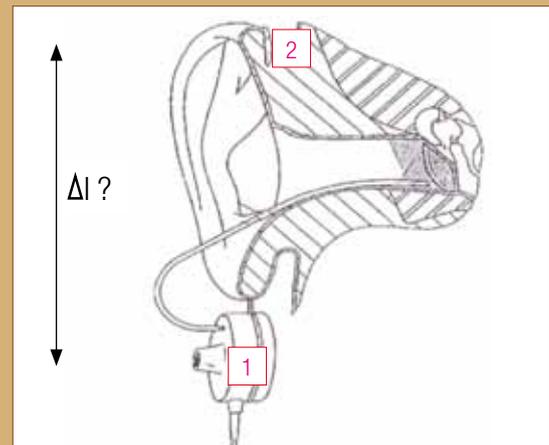
« WISIWIG : What I See Is What I Get »
« ce que je vois c'est ce que j'ai »



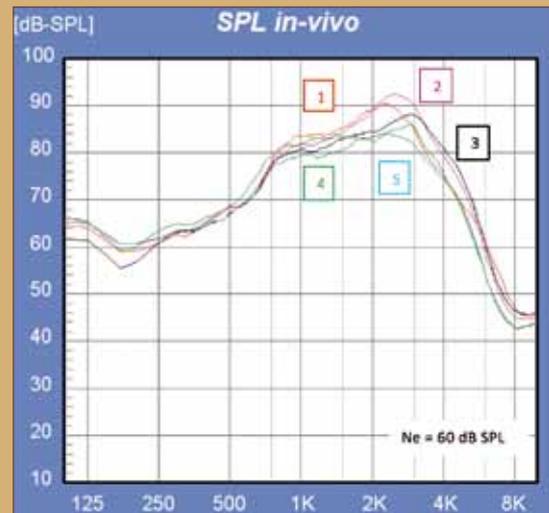
Synoptique : Effet de la fuite acoustique d'un système ouvert sur le rétrocontrôle. [A] risque de Larsen. [B] rétrocontrôle biaisé.



Graphique 5 : Optimisation du réglage initial [1] par utilisation de l'IREM avec le patient n°2. La courbe améliorée [2] n'est pas très distante de la cible et suit la même tendance.



Graphique 6 : Schématisation de la distance inter microphones. Source: Gerbaud, 1995.



Graphique 7; Intensités mesurées en fonction de l'azimut. (1) azimut à 90°, (2) azimut à 45°, (3) azimut à 0°, (4) azimut à -45°, (5) azimut à -90°.



9

Conclusion

Comme nous le savons les adaptations prothétiques sont grandement conditionnées par des référentiels statistiques. Même les mesures intégrées sont influencées par ces normes. On peut donc se demander où en est la personnalisation et donc l'intérêt ? Chaque audioprothésiste a son avis sur l'utilisation des modèles statistiques.

C'est là que les mesures intégrées trouvent leurs avantages. Elles permettent de s'affranchir, en partie, de ces statistiques.

Concernant l'audiométrie directe plus de 32 % de la population testée ne correspond pas à l'évaluation statistique. Par exemple, pour la fréquence 500 Hz les variations d'intensités vont de -15 à + 10 dB relatif...

Quant à la mesure *in vivo* intégrée, elle permet l'ajustement des derniers éléments statistiques à l'acoustique propre de la cavité résiduelle du malentendant en fonction d'une cible. Cette même cible qui est déterminée par l'audiométrie directe...

Ainsi, pour moi, les deux vont de paires.

L'in vivo seule, ..., c'est contrôler l'acoustique avec une cible fausse.

L'audiogramme direct seul, ..., c'est générer une cible au plus proche de la réalité mais sans contrôle du traitement de signal...

Réaliser l'une sans l'autre n'a pas réellement de sens et représente une perte de temps.

Réaliser les deux, c'est prendre le temps pour en gagner. Mais surtout, pour gagner en satisfaction et bénéfice patient.

Quand est-il de la conviction du patient sur la réussite de l'appareillage si nous utilisons ces tests et cette interactivité ?

Je ne rappellerai qu'une dernière formule :

« La formule c'est : 60% de psychologie et 40% de technique. »
(Un Homme Averti, PJC).

10

Bibliographie

1. Itti R., Bontemps L. « Biophysique de l'audition, Sons et Ultrasons ». Faculté de Médecine RHT Laënnec, 2005.
2. Pumford J, Sinclair S. « Real-Ear Measurement: Basic Terminology and Procedures ». Internet Personal Publication, 05-07-2001.
3. www.college-nat-audio.fr
4. <http://fr.wikipedia.org/wiki/R%C3%A9sonance>
5. Blanchet H. « Les ossiculoplasties, à propos de 215 cas ». Thèse pour l'obtention du diplôme d'état de Docteur en Médecine, 2005.
6. Bailly-Masson E, Chevalier P.-J, Lemasson J.-B. « La Mesure *In vivo* ou REM », Formation Amplifon, novembre 2009.
7. Gelis C. « Bases techniques et principes d'application de la prothèse auditive » Éditions Sauramps, 1993.
8. Verstraeten N., Zarowski A.J., Somers T., Riff D. et Offeciers E.F. « Comparison of the Audiologic Results Obtained With the Bone-Anchored Hearing Aid Attached to the Headband, the Testband, and to the « Snap » Abutment ». Otology & Neurology, Inc, 2008.
9. Jouhaneau J. « Notion élémentaires d'acoustique », Électroacoustique, Acoustique appliqué. Collection CNAM 2^{ème} Ed. Edition Tec et Doc.
10. Lefebvre B. « Les mesures *in vivo* ou mesures de pression réalisées dans le conduit auditif externe du patient », 2009.
11. Polette L. « Influence du tube de raccordement entre l'aide auditive et l'embout sur l'intelligibilité ». Mémoire pour l'obtention du diplôme d'état d'Audioprothésiste, 2010.
12. Yanz J.L., Pisa J.F., Olson L. « Integrated REM: Real-Ear Measurement From a Hearing Aid ». Hearing Review, tech topic, may 2007.
13. Fabry D., PhD, « Mesures in situ et aides auditives numériques: Réalités, mythes et techniques de mesurage », Focus 32, Phonak AG.
14. Yanz J. L., Glaster J. A. « Integrating Real Ear Measurement into Destiny™ and Z n™ Hearing Instruments ». Eden Prairie, Minnesota (US), Starkey Laboratories, Inc. October 2008.
15. Thornton A.R., Bell I.E., Goodsell S., & Whiles P.J. (1987). The use of flexible probe tubes in insertion gain measurement. British Journal of Audiology, 21(4): 295-300.



Métier et Technique

L'estimation des seuils audiométriques au tympan

DELERCE Xavier

Audioprothésiste D.E.,
D.U. Audiologie
Audioplus
172, bd de la
République
40000 Mont-de-Marsan
delerce.xavier@neuf.fr

DURAND Nadège

Audioprothésiste D.E.
[www.viadeo.com/fr/
profile/nadega.durand1](http://www.viadeo.com/fr/profile/nadega.durand1)

BARON Jean-Baptiste

Audioprothésiste D.E.

Dans le cadre d'une adaptation prothétique, l'audioprothésiste s'aide le plus souvent de valeurs cibles issues d'une formule de calcul choisie parmi diverses méthodes existantes. La formule utilisée, en fonction de l'audiométrie renseignée (seuils liminaires et éventuellement supraliminaires), donne des indications de niveaux de sortie en fond de conduit auditif, pour divers niveaux d'entrée. Par déduction, la correction est également donnée sous forme de valeurs cibles de gain (gain d'insertion le plus souvent).

La mesure in-vivo, moyen objectif de mesure du niveau de pression acoustique délivré par l'aide auditive, à proximité de la membrane tympanique, permet de comparer les niveaux mesurés dans l'oreille du patient et les cibles préalablement définies.

Mais pour être comparables, les niveaux de sortie et les seuils dont sont issues les cibles doivent être définies selon le même point de référence et la même échelle. Ainsi, les fabricants d'aides auditives et les méthodologies de calcul travaillent sur les valeurs en dB SPL au tympan alors que l'audioprothésiste, lui, procède à des tests audiométriques dont les résultats sont toujours déterminés sur une échelle de dB HL.

Il est tout à fait possible de convertir ces valeurs dB HL en des valeurs absolues (dB SPL), mais en utilisant des pondérations normatives pour les coupleurs (RETSPL). Cette compensation permet ainsi d'obtenir des seuils audiométriques en dB SPL au niveau de la membrane du microphone du coupleur, mais ne concorde pas nécessairement avec le niveau absolu « au tympan », car il est très probable que le patient n'ait pas un volume conque/conduit ou conduit égal aux volumes des coupleurs d'étalonnage. La meilleure façon de s'en convaincre est de constater en mesure in-vivo l'écart entre ce que prévoient les logiciels (sortie coupleur, ou in-vivo

simulée) et ce qui est réellement mesuré au niveau du tympan.

La conversion des seuils audiométriques HL en dB SPL au tympan est rendue possible par l'utilisation de facteurs de correction supplémentaires, qui permettent de passer du coupleur au tympan et que les anglo-saxons appellent « fonctions de transfert ». Cette démarche est effectuée de manière transparente pour l'audioprothésiste, par tous les logiciels qui évaluent l'équivalent en dB SPL au tympan des seuils HL renseignés.

Ces conversions « dB HL \leftrightarrow dB SPL au tympan » sont établies sur des bases statistiques, par des procédés qui varient selon les fabricants et les méthodologies. Il en résulte des disparités importantes dans les valeurs utilisées, tout particulièrement pour le casque. Il est même possible que l'estimation faite par le logiciel de réglage ne soit pas la même que celle faite par la chaîne de mesure in-vivo.

Il existe donc un certain flou en matière d'approximation des fonctions de transfert. Et, quoi qu'il en soit, les variabilités acoustiques interindividuelles de l'oreille externe ne sont pas prises en compte. Or, la cible de gain ou de niveau de sortie dépend de la précision du niveau sonore au tympan déclenchant la sensation auditive du patient.

Il existe donc une contradiction à vouloir améliorer la précision du réglage par la mesure in-vivo (par exemple), tout en se basant sur une approximation statistique des seuils au tympan et des cibles résultantes. C'est ce qu'ont compris ces dernières années les fabricants, qui, par le biais d'étapes de mesures dites de « calibration », cherchent à connaître le comportement en fond de conduit de leurs aides auditives - pour un individu donné - par l'introduction de l'audiométrie intégrée (audiométrie in-situ), mesures RECD ou mesures in-vivo directes par l'appareil.

Quelles sont les « dérivations » ou « fonctions de transfert » préétablies pour estimer les seuils en dB SPL au tympan ?

Un audioprothésiste s'engageant dans une démarche de précision par la mesure in-vivo peut-il se contenter de ces estimations ?

Quels sont les moyens de réduire la part d'incertitude dans l'établissement des seuils dont les niveaux seraient mesurés à proximité de la membrane tympanique ?

Les technologies de mesure audiométrique (in-situ) par l'appareil, mesure RECD ou in-vivo par l'appareil sont-elles de nature à améliorer la précision dans l'estimation des seuils au tympan, et donc de mieux appréhender les niveaux atteints en fond de conduit par les appareils auditifs (cf partie 2, n°5/2011) ?

Les facteurs de conversion pour la calibration

Les audiométries liminaires s'effectuent en majorité au casque ou aux inserts, et de ces deux transducteurs, le casque représente le



Figure 1 : Casque à écouteurs Telephonics TDH 39



Figure 2 : Inserts EARTone 3A et mousses de couplage

Première partie : Analyse des différents transducteurs audiométriques, formules de calcul et fabricants



moyen de mesure audiométrique le plus employé.

Casque et inserts sont étalonnés à l'aide de coupleurs spécifiques de 6cm³ pour le premier et 2cm³ pour le second (**Figures 3 et 4**) et conformes aux normes ISO-389 :

Le volume du coupleur d'étalonnage du casque représente environ 6cm³, censés représenter le volume moyen de la conque et du conduit auditif externe lorsqu'il est couplé à l'écouteur TDH 39.

Le volume du coupleur d'étalonnage pour écouteurs inserts représente 2cm³, censés représenter le volume résiduel au-delà de la mousse d'insertion. Pour chaque transducteur audiométrique, des valeurs spécifiques d'étalonnage fréquence par fréquence (valeurs RETSPL : Reference Equivalent Threshold Sound Pressure Level) permettent de passer d'un niveau HL au niveau « SPL coupleur » correspondant, et réciproquement. Ces valeurs sont définies par la norme ISO 389.



Figure 3 : Coupleur d'étalonnage NBS-9A pour casque. Photo G.R.A.S.



Figure 4 : Coupleur d'étalonnage pour écouteurs inserts (Modèle HA-1).

Si les conduits auditifs ou l'ensemble conque/conduit avaient des volumes standards chez tous les êtres humains, et égaux à ceux des coupleurs, il serait très facile de connaître le niveau sonore au tympan en dB SPL, déclenchant la sensation auditive des patients. Ce que nous verrions à l'écran serait exactement ce qui se passe en fond de conduit.

Le SPLoGramme

Dès 1992, ZELISKO, SEEWALD et GAGNE mettaient en avant le besoin de connaître avec précision le niveau sonore absolu (dB SPL) au niveau du tympan déclenchant une sensation auditive afin de pouvoir comparer facilement les seuils auditifs avec les niveaux de pression acoustiques atteints par l'aide auditive en fond de conduit. Le terme de SPLoGramme, à la différence de l'audiogramme, sera utilisé par SEEWALD et coll., à l'origine de la méthodologie DSL, au début des années 90.

Le but est de représenter l'audition d'un patient non pas en dB HL, mais en dB SPL au tympan, de la détection du son à l'inconfort. On obtient donc un graphique très pratique pour visualiser l'intégralité de la dynamique résiduelle d'un patient :



Figure 5 : SPLoGramme (seuil et inconfort) et cibles de niveau de sortie voix faible, normale et forte

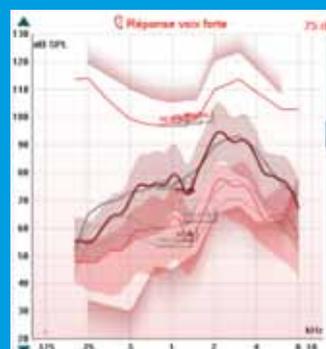


Figure 6 : Niveaux de sortie in-vivo avec appareil (REAR) pour une voix à 65 et 75dB SPL en entrée, dans le champ dynamique en dB SPL au tympan (SPLoGramme). X. DELERCE

Approximations du SPLoGramme

Pour connaître précisément les seuils en dB SPL au tympan, il faudrait pouvoir mesurer le niveau sonore atteint en fond de conduit lors d'un test d'audiométrie (appelée « mesure REDD », voir plus bas). Bien que cette solution ne soit pas impossible, elle est limitée par le bruit de fond de la cabine audiométrique et du microphone de mesure, sans omettre des impératifs techniques de passation assez lourds, du moins avec le casque.

Il existe de multiples façons, normées ou non, d'estimer les niveaux atteints au tympan sur la base de l'audiométrie réalisée en dB HL.

Le casque

Comment passer avec précision du volume d'étalonnage de 6cm³ au volume individuel du patient testé ? Que valent les audiométries réalisées au casque sur de jeunes enfants dont les volumes conques/conduits peuvent être inférieurs à ceux des adultes ?

Le casque à écouteurs TDH est le transducteur de mesure le plus populaire, mais c'est aussi celui qui présente la plus grande incertitude d'estimation de l'énergie au tympan.

Dès les années 80, des études ont tenté de mesurer l'écart moyen entre le niveau atteint dans un coupleur 6cm³ et celui mesuré en fond de conduit: dérivation appelée « 6cc to Eardrum ». En 1989, R. BENTLER et C.PAVLOVIC compilent plusieurs études dans ce sens et donnent une moyenne pour que fabricants et audiologistes puissent prévoir un seuil au tympan.

Une autre méthode, le REDD (Real Ear to Dial Difference), consiste à mesurer en fond de conduit le niveau atteint lors de l'émission d'une audiométrie au casque. L'ANSI S3.6 1989 en donne une valeur moyenne à appliquer aux mesures en dB HL faites au casque. Le NAL (National Acoustic Laboratory, Australie) compile sur des milliers de sujets des mesures de REDD sur casque et donne une moyenne légèrement différente de l'ANSI. Mais, mesuré sur quelques sujets ou des milliers, la disparité interindividuelle des mesures montre qu'une moyenne n'est pas forcément de nature à améliorer la précision : définir un REDD moyen revient finalement

à se baser sur des références normatives comme l'ISO 389, par exemple.

D'autres dérivations, basées sur le MAF (Minimum Audible Field) sont utilisées assez fréquemment pour le casque à écouteurs TDH : le « MAF monaural au tympan ». Dans ce cas, le MAF, valeur binaurale de seuil en champ libre, est dérivée en valeur monaurale, puis est ajoutée une valeur permettant de passer au tympan (Free Field to Eardrum). Il existe deux dérivations de ce type.

On a donc pour le casque de multiples dérivations pour passer en dB SPL au tympan, dont voici quelques exemples, car d'autres sont possibles :

1. SPL = HL + REDD(NAL)
2. SPL = HL + REDD(ANSI)
3. SPL = HL + MAF(mono)Tympan1
4. SPL = HL + MAF(mono)Tympan2
5. SPL = HL + RETSPL(6cc) + coupleur au canal + canal au tympan (Valeurs Cox)

Le casque présente de nombreuses dérivations (ou compensations) possibles, sensiblement différentes les unes des autres.

En aucun cas, la variabilité inter-individuelle n'est prise en compte. Voici les écarts mesurés en fond de conduit chez une cohorte de sujets pour un même niveau d'émission au casque en dB HL (mesures REDD) (**Figure 9**).

On constate des variations très importantes, de 27 à 37dB selon les fréquences. Les moyennes utilisées pour estimer les niveaux du casque en fond de conduit rendent donc peu compte de la variabilité inter-individus possible. On imagine facilement la plus grande imprécision d'estimation pour des mesures au casque sur des enfants en bas âge.

Les inserts

Très tôt, l'utilisation des écouteurs audiométriques insérés, ou « inserts », s'est avérée plus utile aux audiologistes ou audioprothésistes désirant connaître le niveau SPL en fond de conduit.

Hormis des avantages audiométriques certains, (isolation du bruit extérieur, transfert transcrânien limité, etc.), il s'agit surtout d'utiliser un transducteur étalonné sur un coupleur de 2cm³, de volume équivalent à celui utilisé par tous les audioprothésistes.

L'audiométrie en dB HL aux inserts est réalisée dans un volume de conduit auditif réduit et on peut s'attendre à ce que la disparité des niveaux atteints au tympan soit moins importante que pour le casque.

La **figure 10** montre la disparité mesurée sur 50 oreilles de 50 sujets adultes pour un son envoyé à 50dB HL aux inserts.

Des disparités de plus de 10dB sont rarement constatées dans le cas de cette étude aux écouteurs insérés (inserts), il était donc légitime de poser la question

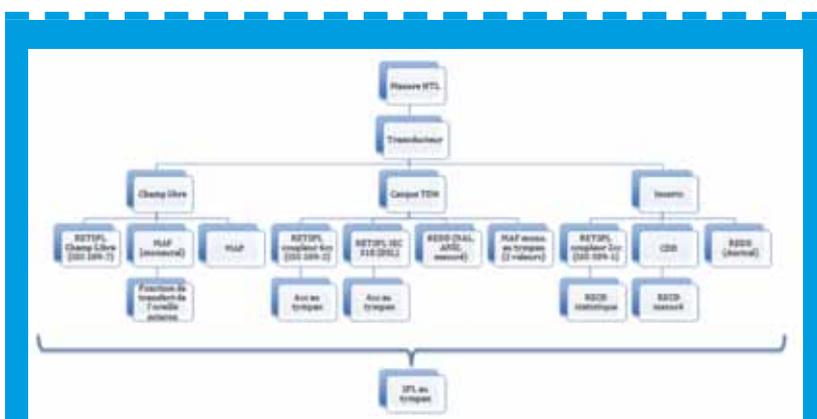


Figure 7 : Arbre logique de quelques possibilités d'estimation ou de mesure directe des seuils en dB SPL au tympan. A. GAULT, X. DELERCE, 2010

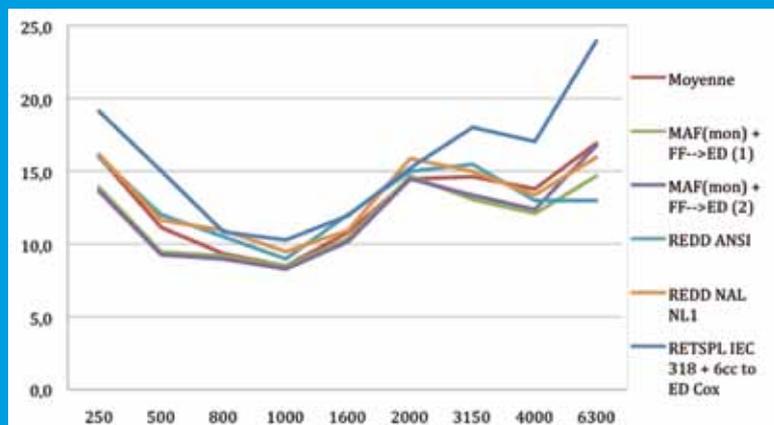


Figure 8 : OdB HL obtenu au casque, estimés en dB SPL au tympan. N. DURAND, X. DELERCE

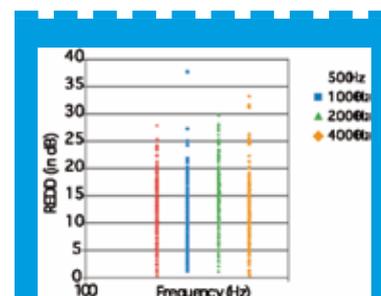


Figure 9 : Variabilité inter-individus (435 oreilles) des niveaux atteints en fond de conduit pour un même niveau d'émission au casque (REDD). Tiré de Keller - 2006



d'une éventuelle supériorité d'un transducteur audiométrique sur un autre dans l'estimation des seuils au tympan (SPLogramme).

Casque ou inserts... qui est le plus fiable ?

Une étude statistique, menée sur 36 sujets, nous a permis de comparer la précision des seuils SPL au tympan suivant leur mode d'obtention :

- audiométrie au casque
- audiométrie aux inserts

- audiométrie aux inserts avec mesure du RECD (nous verrons plus loin en quoi consiste cette mesure)

Nous avons ainsi corrélé les seuils SPL issus de chacune de ces méthodes avec les seuils SPL de référence (ces derniers étant issus d'un système tout intégré pour l'établissement de SPLogrammes, développé par Madsen Electronics).

Rappelons que le principal indicateur de la qualité de la corrélation est le R2 (coefficient de détermination) : plus il est proche de 1, plus les seuils sont corrélés avec la référence. Cela se traduit visuellement par un nuage de points étroit le long de

la droite de régression (voir l'exemple de la **figure 12**). Mais il faut également prendre en compte la position de la droite de régression : si elle s'éloigne de la droite d'équation « $x=y$ » (appelée « première bissectrice », en pointillés sur la figure), c'est que les données sont entachées d'un biais (un écart global vis-à-vis de la référence).

Voyons donc les résultats de notre étude comparative. Confrontons pour le moment la précision des seuils suivant qu'ils soient obtenus au casque ou aux inserts (sans mesure de RECD).

La **figure 13** présente les R2 obtenus pour chacune des 2 méthodes.

Il s'avère que, dans les fréquences graves et jusqu'à 1500 Hz, les seuils au casque sont bien corrélés avec la référence. De 750 à 1500Hz, ils sont même mieux corrélés que les seuils aux inserts.

En revanche, à partir de 2kHz, les inserts deviennent plus fiables. Les seuils au casque se révèlent particulièrement imprécis à 3 et 4kHz (R2 à 0,86).

La **figure 14** présente les écarts moyens entre les seuils SPL de référence et les seuils SPL obtenus par inserts (sans mesure du RECD) et par casque (avec les 3 conversions HL→SPL statistiques majoritairement utilisées par les industriels).

L'observation de ces écarts vient relativiser les bonnes performances, en terme de R2, des seuils au casque dans les fréquences graves. En effet, même si les résultats sont bien corrélés avec la référence, ils sont entachés d'un biais dû à

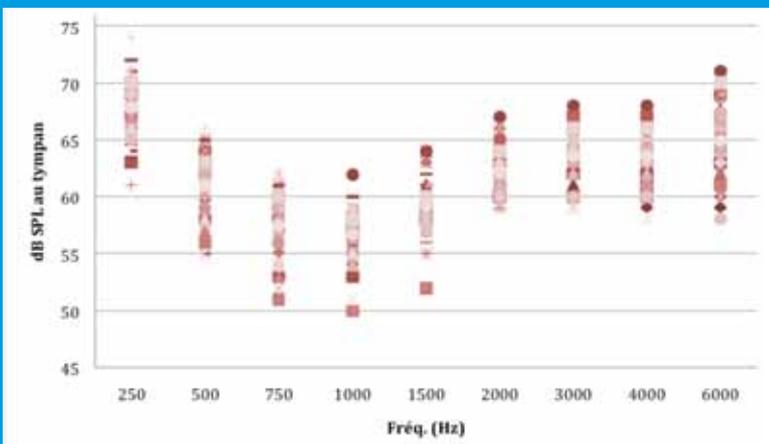


Figure 10 : Niveaux atteints au tympan en dB SPL pour 50dB HL émis aux inserts EAR 3A. X DELERCE.2010.

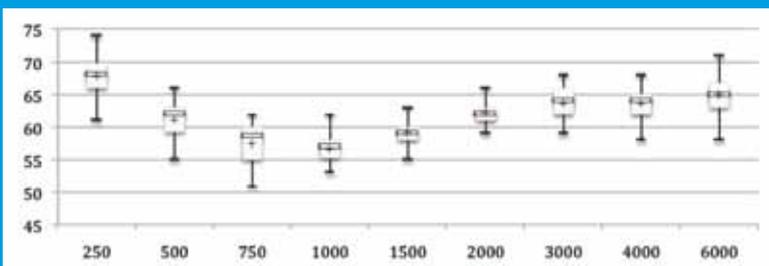


Figure 11 : Analyse statistique du graphique précédent.

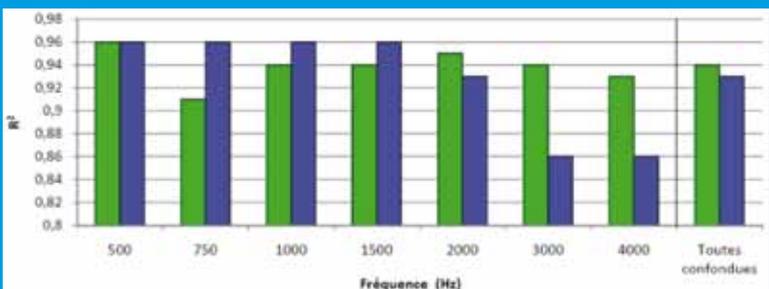


Figure 13 : Coefficients de détermination (R2) des régressions linéaires entre les estimations des seuils SPL au tympan et la référence. Vert : audiométrie aux inserts, bleu : audiométrie au casque. N. DURAND – 2010.

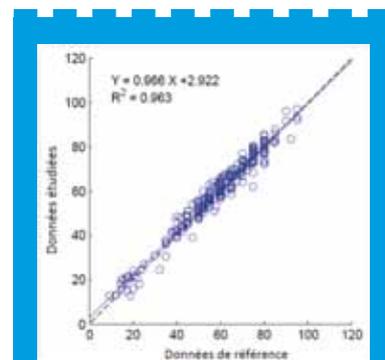


Figure 12 : Exemple de corrélation entre des données étudiées et des données de référence. Dans ce cas, les données étudiées sont bien cohérentes avec les données de référence : le R2 est proche de 1 (nuage étroit) et la droite de régression est presque confondue avec la première bissectrice

une conversion statistique « HL→SPL au tympan » qui est excessivement pessimiste (le nuage de régression est étroit, mais la droite de régression est décalée vers le haut : voir l'exemple de la fréquence 500Hz en **figure 15**). En résumé, dans les fréquences graves, la méthode au casque est valable, mais l'exploitation qui en est faite ne l'est pas.

Il faut noter que cette étude a été menée avec un casque TDH dans une coque « Peltor », or les conversions statistiques des seuils HL en seuils SPL au tympan ne prennent pas en compte la configuration du casque (TDH nu ou dans une coque circum-aurale). Des conversions plus adaptées suffiraient à redonner de la justesse aux résultats.

Pour ce qui est des fréquences aiguës, le manque de fiabilité de la méthode (R2 mauvais) et le biais additionnel dû à une conversion excessivement pessimiste (écart moyen important par rapport à la référence) se cumulent.

La **figure 16** illustre ce cumul d'erreurs. Il s'agit des corrélations observées pour la fréquence 3kHz : à gauche, les seuils aux inserts présentent à la fois un bon R2 (les points sont relativement resserrés autour de la droite de régression) et une bonne droite de régression (elle concorde avec la première bissectrice).

À droite, les seuils au casque sont beaucoup plus dispersés autour de la droite de régression, et cette dernière présente un décalage important par rapport à la première bissectrice.

Dans les fréquences aiguës, même des conversions statistiques plus adaptées ne suffiraient pas à redonner de la justesse aux résultats obtenus au casque : cela permettrait de recalibrer la droite de régression sur la première bissectrice et donc d'éliminer le biais (l'écart moyen vis-à-vis de la référence), mais la dispersion du nuage est inhérente à la méthode au casque, qui manque de fiabilité à partir de 3kHz.

Avec les inserts, quelque soit la fréquence, les R2 restent toujours corrects et le biais limité.

L'utilisation des inserts permet de pallier l'imprécision du casque pour l'estimation des niveaux SPL atteints au tympan dans les fréquences aiguës.

Comment améliorer encore cette précision au tympan ?

Le RECD, passer du coupleur au tympan avec les inserts EAR

Comme pour le casque, la mesure audiométrique aux inserts donne le

niveau atteint en dB SPL au niveau de la membrane du microphone placé dans le coupleur :

$$\text{dB HL}_{\text{fréq.}} (\text{insert EAR}) + \text{RETSPL}_{\text{fréq.}} = \text{dB SPL coupleur 2cc}$$

Pour passer du coupleur au conduit, il suffit de mesurer ou d'utiliser les moyennes du RECD (Real Ear to Coupler Difference). Le RECD est l'écart en dB pour passer du coupleur au conduit.

Sa mesure est simple :

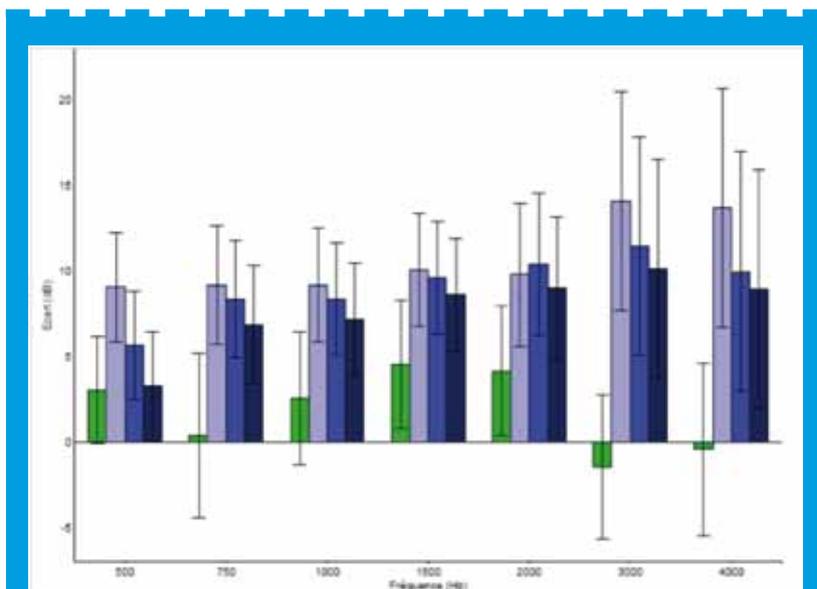


Figure 14 : Différences moyennes entre les estimations des seuils SPL au tympan et la référence. Vert : audiométrie aux inserts et RECD statistique, bleu : audiométrie au casque et conversion HL SPL statistique (clair : conversion de la méthode DSL m[i/o] 5.0a , moyen : conversion de la méthode NAL-NL1, foncé : conversion spécifique au fabricant Widex). Les barres d'erreur représentent 1 écart-type de chaque côté de la valeur moyenne (n=36). N. DURAND – 2010.

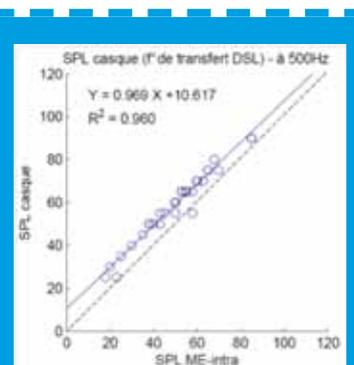


Figure 15 : Analyse de régression entre les seuils SPL estimés au casque et la référence, pour la fréquence 500 Hz. N. DURAND – 2010.

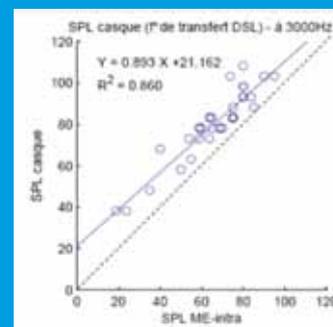
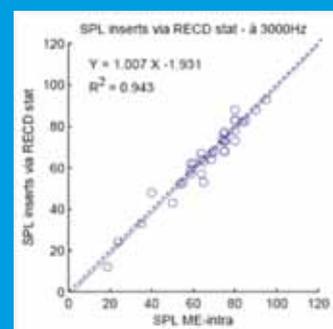


Figure 16 : Analyse de régression entre les seuils SPL estimés aux inserts (resp. au casque) et la référence, pour la fréquence 3kHz. N. DURAND – 2010.



- La chaîne de mesure effectue un balayage fréquentiel par le transducteur audiométrique, à un niveau donné
- Ce niveau est mesuré dans le coupleur 2cc (**Figure 17**)
- L'insert est remis dans l'oreille, et ce même niveau d'émission est mesuré en fond de conduit, par une sonde de mesure in-vivo :

La différence entre le niveau mesuré dans le conduit et mesuré dans le coupleur est le RECD (**Figure 19**).

Automatiquement, la chaîne de mesure (le logiciel de réglages ou la formule de calcul) en déduit le niveau au tympan :

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

Le RECD n'est pas une valeur universelle, il est spécifique à chaque patient, dépend du transducteur utilisé pour la mesure et de la façon dont ce transducteur est couplé au conduit auditif externe. En général, le RECD devra être mesuré avec le même transducteur que celui utilisé pour l'audiométrie. Par exemple, utiliser un RECD mesuré avec un insert et une audiométrie conduite avec une aide auditive ne pourra que réduire la robustesse

de la manipulation. Voici par exemple, une mesure RECD réalisée de 5 façons différentes sur un même patient (**Figure 20**).

Les mesures du RECD sont relativement différentes les unes des autres, sans que l'on puisse pour autant donner une mesure comme meilleure qu'une autre. Pour les trois mesures sur embout par exemple, l'effet de l'événement dans les fréquences graves sera compensé par une mesure audiométrique plus basse dans la zone fréquentielle (fuite acoustique), mais donnera au final, le même seuil en dB SPL au tympan. On obtient, pour une fréquence donnée :

- Mesure 1 : dB SPL tympan = dB HL + RETSPL HA1 + RECD HA1 « mousse »
- Mesure 2 : dB SPL tympan = dB HL + RETSPL HA2 + RECD HA2 « mousse »
- Mesure 3 : dB SPL tympan = dB HL + RETSPL HA2 + RECD HA2 « embout »
- Mesure 4 : dB SPL tympan = dB HL + RETSPL HA1 + RECD HA1 « embout »
- Mesure 5 : dB SPL tympan = dB HL + RETSPL App. Aud. + RECD App. Aud.

- Mesure 3 : dB SPL tympan = dB HL + RETSPL HA2 + RECD HA2 « embout »
- Mesure 4 : dB SPL tympan = dB HL + RETSPL HA1 + RECD HA1 « embout »
- Mesure 5 : dB SPL tympan = dB HL + RETSPL App. Aud. + RECD App. Aud.

Dans le cas des 4 premières mesures, l'audiométrie sera réalisée avec écouteur insert EAR couplé à la mousse (mes. 1 et 2) ou à l'embout (mes. 3 et 4).

La cinquième mesure (RECD par l'appareil) exige une audiométrie avec un transducteur identique (l'aide auditive).

L'énergie au tympan nécessaire à déclencher la sensation auditive du patient est toujours la même mais les moyens pour parvenir à l'estimer diffèrent.



Figure 17 : RECD: étape coupleur. Illustration Siemens.

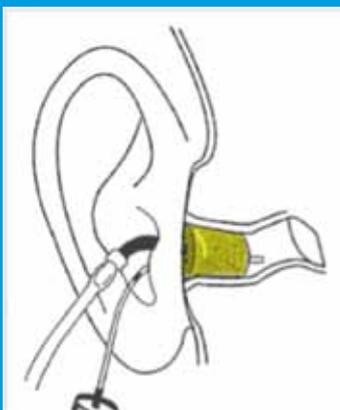


Figure 18 : RECD: étape conduit. Illustration VALENTE - 2000.

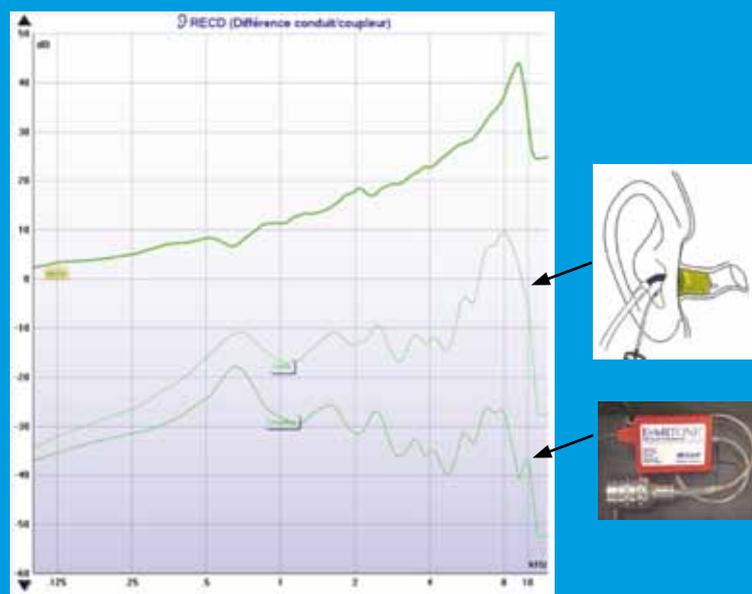


Figure 19 : Exemple de courbe de RECD telle qu'affichée par la chaîne de mesure Affinity (en trait gras). Il s'agit de la différence entre la mesure issue de l'étape oreille et celle issue de l'étape coupleur (en traits fins).

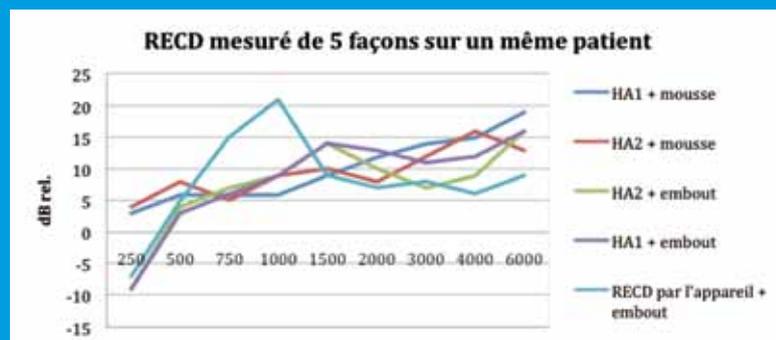


Figure 20 : 5 RECD mesurés selon 5 protocoles différents (pour les trois derniers, embout avec effet d'événement de 2 mm).

Est-on obligé de mesurer le RECD ?

Des moyennes de RECD existent en fonction de l'âge, car le RECD est fonction du volume résiduel du conduit auditif.

Automatiquement, si l'audioprothésiste indique à la chaîne de mesure avoir

réalisé son audiométrie par inserts, cette dernière utilisera un RECD statistique pour établir un SPLoGramme, en fonction de la formule de calcul utilisée :

Il n'est donc pas obligatoire de mesurer le RECD si l'audiométrie est faite aux inserts.

Le RECD statistique est-il fiable ?

Le RECD est la seule part variable de l'estimation en dB SPL au tympan à partir d'une audiométrie réalisée aux inserts.

Voici, mesuré sur 100 oreilles de 100 patients le RECD « HA1 » + mousse.

On s'aperçoit que les moyennes statistiques (DSL, Munro) sont fiables (ici dans le cas d'adultes) et que la disparité des mesures concorde avec la mesure en fond de conduit (**Figure 10**). Les écarts types sont de 3dB environ pour cet échantillon de sujets adultes otologiquement sains.

80% des mesures présentent une variabilité inférieure à 10dB, voire 5dB. On peut penser que l'utilisation d'un RECD statistique au lieu d'être mesuré présente des risques minimes d'erreur au tympan pour l'audioprothésiste souhaitant obtenir des cibles in-vivo précises (erreur de cible estimée à 3dB maximum sur cet échantillon, en fonction de la formule de calcul utilisée).

Que peut-on attendre de la mesure effective du RECD ?

Revenons à notre étude menée sur 36 sujets pour nous intéresser maintenant à la comparaison des résultats obtenus par audiométrie aux inserts, suivant que l'on ait mesuré ou non le RECD.

Il apparaît clairement que, quelque soit la fréquence considérée, la mesure effective du RECD améliore la précision des seuils par rapport à l'utilisation d'un RECD statistique (les barres rouges sont plus hautes que les vertes : le R2 est amélioré).

Même si, sur un échantillon « tout venant adulte », l'amélioration apportée par cette mesure semble minime, elle est cependant significative d'un point de vue statistique et nous autorise à dire que le RECD mesuré permet de gagner en fiabilité dans l'établissement du SPLoGramme. Cela pourra se révéler réellement bénéfique dans le cas d'un conduit auditif hors normes.

Rassemblons maintenant sur un seul et même graphique les R2 des 3 méthodes étudiées (audiométrie au casque, audiométrie aux inserts avec ou sans mesure du RECD).

Cette compilation des résultats montre que la méthode aux inserts avec mesure effective du RECD est la plus précise des 3 méthodes (plus faible dispersion par rapport à la droite de régression).

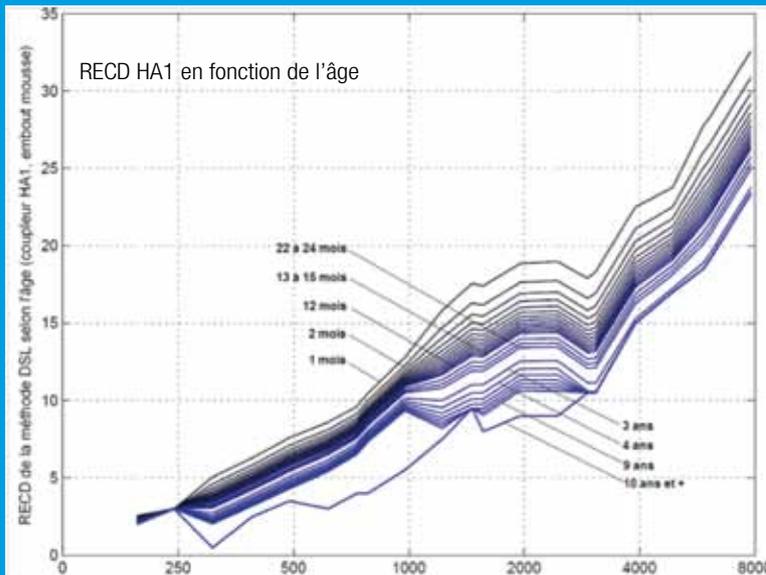


Figure 21 : RECD (dB) en fonction de l'âge: de 1mois (foncé) jusqu'à l'adulte (clair). Données DSL..

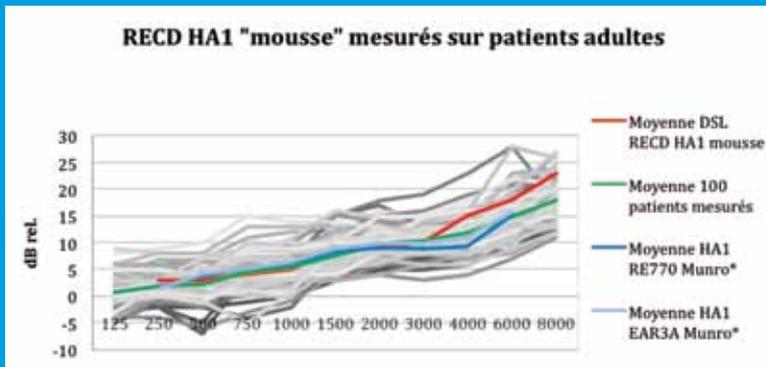


Figure 22 : RECD mesuré sur 100 oreilles/100 adultes. X. DELERCE.

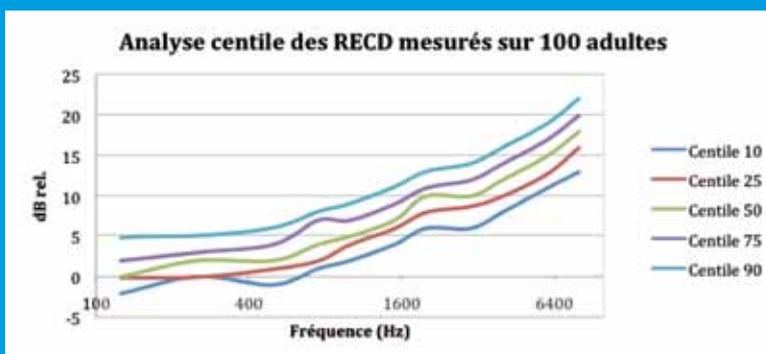


Figure 23 : Analyse des centiles de 100 mesures RECD sur 100 patients différents. X. DELERCE - 2010.



On remarque notamment que la mesure du RECD redonne de la robustesse aux inserts vis-à-vis du casque dans la zone 750/1500Hz.

Conclusion

Le choix du transducteur audiométrique n'est pas sans conséquence dans la pratique quotidienne de l'audioprothésiste. Si l'usage du casque est très répandu, l'estimation des seuils au tympan avec ce transducteur s'avère peu précise, ce qui engendre une incertitude dans le réglage proposé et le calcul des cibles de correction en mesure in-vivo. L'usage des inserts, avec notamment la mesure du RECD individuel, permet une amélioration significative de cette estimation. Nous étudierons dans une deuxième partie les moyens mis à la disposition des audioprothésistes par les fabricants d'appareils auditifs (audiométrie par l'aide auditive et mesure in-vivo par l'aide auditive), afin de savoir s'ils sont de nature à améliorer la précision dans l'estimation des seuils au tympan (et donc la précision du réglage), pour un audioprothésiste travaillant au casque.

Bibliographie

- Bagatto, Moodie, Scollie, Seewald, Pumford, Liu - Clinical Protocols for Hearing Instrument Fitting in the Desired Sensation Level Method – Trends in amplification – 2005 – Vol. 9, n° 4.
- Bentler, Pavlovic - Transfer functions and correction factors used in hearing aid evaluation and research – 1989 - Ear and Hearing – Vol. 10, n°1.
- Bernaon – From Transducer To Tympanic Membrane : a New Acoustic Transform – Poster AAA 2010.
- Ching, Dillon - Prescribing Amplification for Children: Adult-Equivalent Hearing Loss, Real-Ear Aided Gain, and NAL-NL1 – Trend in amplification – 2003 – Vol. 7, n° 1.
- Clemis, Ballard, Killion - Clinical Use of an Insert Earphone – Annals of Otolaryngology & Laryngology - 1986 – Vol. 95, n° 5.
- Cox - NBS-9A coupler-to-eardrum transformation: TDH-39 and TDH-49 earphones – J. Acoust. Soc. Am. – 1986 – Vol. 79, n°1.
- DiGiovanni, Pratt - Verification of In Situ Thresholds and Integrated Real-Ear Measurements – J. Am. Acad. Audiol. – 2010 – Vol. 20, n° 10.
- Hawkins, Cook - Hearing aid software predictive gain values : « How accurate are they ? » - The Hearing Journal – 2003 – Vol. 56, n° 7.
- Keidser, Yeend, O'brien, Hartley – Using In-situ Audiometry More Effectively: How Low-frequency Leakage Affect Prescribed Gain and Perception – Hearing Review – 2011 – Vol. 18, n°3.

Keller - Loudness discomfort levels : a retrospective study comparing data from Pascoe (1988) and Washington University School of Medicine – 2006 - Thèse de doctorat en audiologie – Université de Washington.

Killion - Revised estimate of minimum audible pressure: where is the «missing 6 dB»? – 1978 – J. Acoust. Soc. Am. – Vol. 63, n° 5.

Killion, Villchur. Comments on «Earphones in Audiometry» [Zwislocki et al., J. Acoust. Soc. Am. 83, 1688-1689 (1988)]. J Acoust Soc Am - 1989 – Vol. 85, n°4.

Kuk, Keenan – How Do Vents Affect Hearing Aids Performance ? – HearingReview.com – Février 2006.

Munro – Intégration de la RECD dans le processus d'adaptation prothétique – Phonak Focus n° 33

Munro, Davis – Deriving the Real Ear SPL of Audiometric Data Using the « Coupler To Dial Difference » and the « Real Ear To Coupler Difference » - Ear and Hearing – 2003 – Vol. 24, n° 2.

Munro, Howlin - Comparison of real-ear to coupler difference values in the right and left ear of hearing aid users – 2010 - Ear and Hearing – Vol. 31, n° 1.

Munro, Millward - The influence of RECD transducer when deriving real-ear sound pressure level – 2006 – Ear and Hearing – Vol. 27, n° 4.

Munro, Toal - Measuring the Real-Ear to Coupler Difference Transfer Function With an Insert Earphone and a Hearing Instrument: Are They the Same? – Ear and Hearing – 2005 – Vol. 26, n° 1.

Saunders, Morgan - Impact on hearing aid targets of measuring thresholds in dB HL versus dB SPL - Int J Audiol. 2003 - Vol. 42, n°6.

Scollie, Seewald, Cornelisse, Jenstad - Validity and repeatability of level independent HL to SPL transforms - Ear and Hearing – 1998 – Vol. 19, n° 5.

Seewald, Scollie – Infants are not average Adults : Implication for Audiometric testing – The Hearing Journal – 1999 – Vol. 52, n° 10.

Seewald. The Desired Sensation Level (DSL) method for hearing aid fitting in infants and children - Phonak Focus n° 33.

Smith-Olinde, Nicholson, Chivers, Highley, Williams – Test-Retest Reliability of In Situ Unaided Thresholds in Adults – American Journal of Audiology – 2006 – Vol. 15.

Voss, Rosowski, Merchant, Thornton, Shera, Peake. Middle ear pathology can affect the ear-canal sound pressure generated by audiologic earphones – Ear and Hearing – 2000 – Vol. 21, n°4.

Yanz, Galster – Integrating Real Ear Measurement into Destiny and Zön Hearing Instruments – Starkey Labs. – 2008.

Zelisko, Seewald, Gagné – Signal Delivery/Real Ear Measurement System For Hearing Aid Selection and Fitting – Ear and Hearing – 1992 – Vol. 13, n° 6.

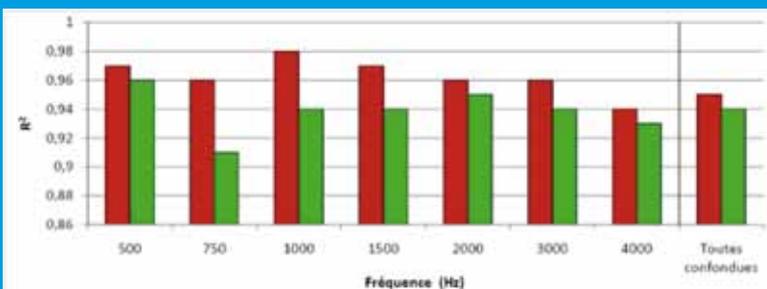


Figure 24 : Coefficients de détermination (R2) des régressions linéaires entre les estimations des seuils SPL au tympan et la référence. Vert : audiométrie aux inserts et RECD statistique, rouge : audiométrie aux inserts et RECD mesuré. N. DURAND – 2010.

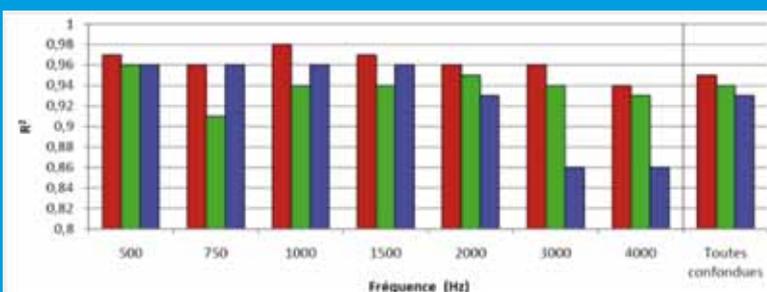


Figure 25 : Coefficients de détermination (R2) des régressions linéaires entre les différentes estimations des seuils SPL au tympan et la référence. Rouge : audiométrie aux inserts et RECD mesuré, vert : audiométrie aux inserts et RECD statistique, bleu : audiométrie au casque et conversion HL⇒SPL statistique. N. DURAND – 2010.



> MÉTIER ET TECHNIQUE

Seuils « au tympan » et transducteurs audiométriques

Affirmations vraies/fausses

1. Le casque n'est pas un transducteur audiométrique « fiable ». Vrai Faux
2. La mesure REDD (Real Ear Direct Dial) est l'équivalent pour le casque de la mesure RECD (Real Ear to Coupler Difference) pour les inserts. Vrai Faux
3. Les audiométries aux inserts se font en dB SPL. Vrai Faux
4. La mesure RECD sert à régler les appareils auditifs au coupleur 2cc. Vrai Faux
5. Les mesures audiométriques aux inserts couplés aux embouts n'est pas « fiable » dans les graves. Vrai Faux
6. Deux patients présentent des seuils obtenus au casque de 80dB HL pour l'un et 60dB HL pour l'autre à une fréquence donnée. Il est possible qu'ils puissent présenter le même seuil d'audition en valeur absolue (dB SPL au tympan). Vrai Faux

1. Faux. Tout dépend de ce que l'on entend par « fiable ». A partir du moment où la calibration d'un transducteur audiométrique est correctement effectuée (casque ou inserts), les valeurs obtenues (en dB HL) seront comparables entre elles dans le temps (chez un même praticien) et dans l'espace (entre deux praticiens). Il est par contre plus difficile d'obtenir une approximation fiable des niveaux de pression au tympan (en dB SPL) sur la base d'une audiométrie réalisée au casque, qu'avec les inserts.

2. Faux. La mesure RECD consiste à mesurer en dB SPL le niveau atteint au tympan lors de l'émission, en dB HL, d'un transducteur audiométrique, quel qu'il soit (casque ou inserts). La mesure du RECD est exclusive aux inserts (ou à certaines aides auditives) et consiste à mesurer la différence entre le niveau mesuré à proximité du tympan et mesuré dans un coupleur 2cc.

3. Faux. Les inserts, comme le casque sont étalonnés pour que les audiométries soient réalisées en dB HL.

4. Vrai... mais. Les inserts sont étalonnés sur un coupleur de 2cc. La mesure du RECD, différence en dB entre l'oreille et le coupleur, permet de « pondérer » le coupleur comme s'il s'agissait de l'oreille : c'est la mesure in-vivo simulée (ou S-REM). Mais le RECD peut également servir à déterminer les seuils en dB SPL au tympan afin d'obtenir des cibles fiables pour la mesure in-vivo par la formule $\text{Seuil SPL au tympan} = \text{HL} + \text{RETSPL} + \text{RECD}$ (calcul fait automatiquement par les chaînes de mesure).

5. Faux. Si une mesure audiométrique faite aux inserts couplés aux embouts est tributaire de l'effet d'évent, une éventuelle diminution des seuils HL dans les graves sera

6. Vrai. Prenons comme exemple la figure 9 de l'article (mesures REDD sur casque TDH), pour la fréquence 4000Hz par exemple. Si le premier patient présente un RECD de 1 dB, son seuil au tympan est de $80 + 1 = 81$ dB SPL. Si le second patient présente un RECD de 21 dB, son seuil au tympan est de $60 + 21 = 81$ dB SPL. Leurs seuils relatifs sont différents, leurs seuils absolus sont identiques : ils bénéficieront de la même correction théorique. On notera une variabilité inter-patients (adultes) qui semble moins importante avec les inserts (figures 10 et 11).

6. Vrai. Prenons comme exemple la figure 9 de l'article (mesures REDD sur casque TDH), pour la fréquence 4000Hz par exemple. Si le premier patient présente un RECD de 1 dB, son seuil au tympan est de $80 + 1 = 81$ dB SPL. Si le second patient présente un RECD de 21 dB, son seuil au tympan est de $60 + 21 = 81$ dB SPL. Leurs seuils relatifs sont différents, leurs seuils absolus sont identiques : ils bénéficieront de la même correction théorique. On notera une variabilité inter-patients (adultes) qui semble moins importante avec les inserts (figures 10 et 11).

Cas clinique

Acouphène et appareillage open



Anamnèse

Monsieur J-M AL était âgé de 48 ans lorsqu'il me consulte sous les recommandations de son O.R.L. pour une prise en charge d'un acouphène invalidant unilatéral gauche dont l'apparition remonte à deux ans, suite à une sinusite sévère. Son O.R.L. décide donc de le faire rentrer dans un protocole d'étude de traitement de l'acouphène par un appareillage open avec ou sans perte d'audition apparente (étude menée conjointement avec le Docteur Catherine De WAELE, Cesem, URM 8194, O.R.L. Hôpital Salpêtrière). En tant que directeur d'importantes sociétés il dit être extrêmement gêné par cette pathologie qui le diminue pour

l'exercice de ses fonctions : troubles de la concentration, du sommeil et de ses relations sociales. Monsieur J-M AL évolue dans un cadre de vie très agréable en région parisienne. Sur le plan clinique il ne révélait pas de perte d'audition apparente, ni de vertiges. Contraint à un suivi médical important et régulier, il se révèle être en bonne santé ne nécessitant pas la prise régulière de médicaments et n'ayant jamais subi d'opération d'oreille. Sur le plan dentaire comme sur le plan des cervicales il ne présentait aucune pathologie ni trouble. Son mode de vie ne l'a jamais exposé aux bruits (travail en bureau et ne chasse pas), aux solvants ni pression atmosphérique importante (pas de plongée ni

aviation de loisir). Aucune fragilité familiale n'était à déplorer. Aucune pathologie du tympan, du conduit auditif externe, seule une sécrétion importante de cérumen fut révélée au vidéo otoscope lors du premier rendez-vous.

Il décrivait son acouphène comme un sifflement aigu permanent sur lequel venait s'ajouter de temps en temps un bourdonnement mais non perturbant. Avant de nous consulter il avait déjà effectué des prises en charge médicamenteuses sans résultat, ainsi qu'un début de TRT mais qu'il n'avait pas accepté.

Paul Edouard Waterlot

pe.waterlot@free.fr



Éléments audiométriques

Cet audiogramme (**Figure 1**) révèle une audition normale sensiblement symétrique tant au niveau liminaire que supraliminaire.

Quelques mois plus tard une audiométrie de Bekesy réalisée cette fois avec une version test du logiciel distorsion d'Yves LASRY (audioprothésiste à Nantes et membre du Collège National d'Audioprothèse) a montré à plusieurs reprises un tracé comme celui de la **figure 2**.

Au Bekesy il est apparu un scotome marqué jusqu'à l'intensité de 35 dB sur la fréquence avoisinant le 5000Hz. Élément non visualisable lors d'une audiométrie dite classique.

L'acouphénométrie

Effectuée selon une méthode menée par K. ADJOUT (audioprothésiste à Lyon et membre du Collège National d'Audioprothèse), elle montre un acouphène centré sur la fréquence de 5000Hz avec une émergence de 4dB le jour de la mesure. Les questionnaires THI à différentes étapes



Figure 1 : Audiogramme clinique (Mars 2009)

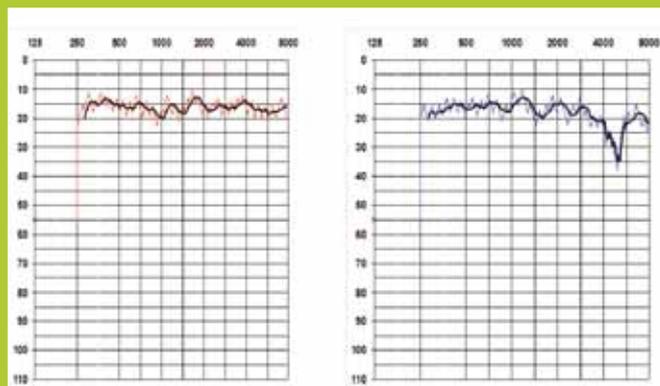


Figure 2 : Audiogramme au Bekesy (Décembre 2009)



> CAS CLINIQUE

de la prise en charge montrent une gêne réelle et importante.

Cet acouphène est omniprésent mais avec des fluctuations et des prises de conscience variables en fonction du milieu ambiant (moins perçu en milieu bruyant) et au cours de la journée (se renforçant le soir et en cas de stress). L'acouphène représente réellement une pollution sonore importante pour ce patient qui ressent une dégradation de ses capacités de travail. Le seul moyen lui permettant de trouver le sommeil c'est de mettre un fond sonore avec timer pour l'endormissement. Par contre s'il se réveille à cause de l'acouphène, il lui est impossible de se rendormir.

Choix prothétique

Au terme d'une anamnèse spécifique, d'une audiométrie complète, d'une acouphénométrie et d'une prise en charge pluridisciplinaire, il fut convenu de proposer une prise en charge prothétique de cet acouphène.

Le choix prothétique s'est donc porté sur un appareillage de type open sur l'oreille gauche. Cet appareillage devait présenter un effet d'occlusion minimal, permettant une bonne amplification sur la zone auditive atteinte sans distorsions, sans effet Larsen, et agissant de façon la plus ciblée possible.

Il fut adapté un appareil open ION 400 de chez Sonic Innovations avec une canule open taille 6 limitant l'effet d'occlusion tout en conférant un bon maintien dans le conduit auditif externe, avec 16 canaux de programmation, un effet Larsen maîtrisé, un bruit de fond réduit, des réducteurs de bruit et un aspect esthétique préservé.



La prise en charge d'un acouphène

nécessite une disponibilité importante, une bonne connaissance de la problématique du patient mais il faut absolument garder la main sur le patient. Plusieurs réglages successifs et évolutifs sont nécessaires afin d'apporter le plus de satisfaction au patient. (Figure 3)

Le réglage initial fut un réglage doux avec une faible compensation de la zone péri-périphérique de l'acouphène.

Une mise en place d'une compression légère pour les sons forts. Un système microphonique directionnel pour ambiance calme a permis au patient de ne pas être gêné dans un premier temps par une perception importante de petits bruits

de proximité. Un seul programme fut établi simplifiant au maximum les manipulations. Il fallait un appareil le plus automatisé possible.

Réglage obtenu à plus de trois mois (voir Figure 4).

Les réglages furent progressifs et basés sur une méthodologie différente d'un appareillage ayant pour vocation la seule compensation d'une hypoacousie. L'idée est d'être le plus transparent possible pour le patient à savoir physiquement quasi absent, ne générant pas d'inconfort auditif (autophonie, sur amplification des aigus,...), masquant ou atténuant pour son acouphène, apaisant. Le réglage est

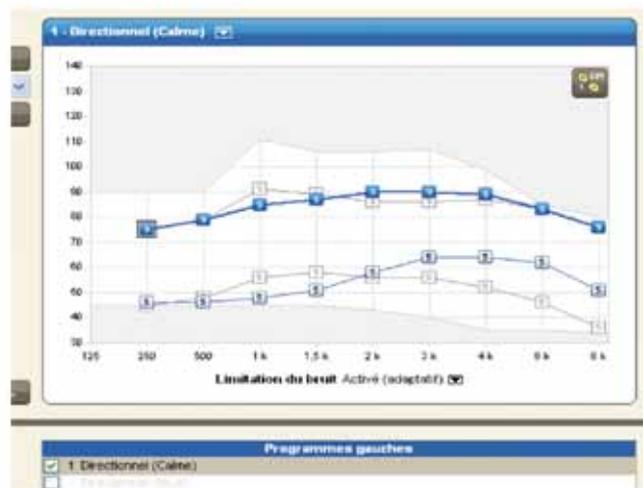


Figure 3 : Réglage gain jour J

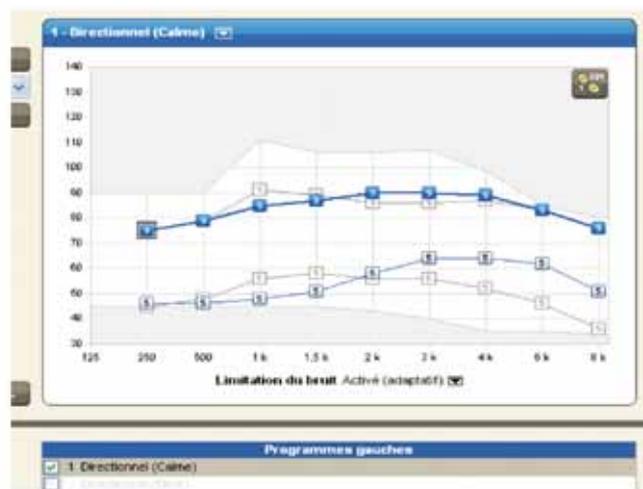


Figure 4 : Réglage obtenu à plus de 3 mois



basé sur la compensation d'un vide auditif et sur la notion de masque des aigus par les fréquences plus graves. Il était important de restimuler les voies auditives avec l'environnement sonore dans lequel le patient évolue et non pas générer un bruit artificiel qu'il n'avait accepté.

Sur le réglage obtenu à trois mois il fut mis en place deux programmes permettant ainsi au patient d'avoir deux niveaux de masque en fonction de l'impact de l'acouphène lors de sa présence variable au cours de la journée (fatigue, stress, ...).

Il est important de bien garder à l'esprit que cette réhabilitation prothétique est basée sur le système limbique, sur la plasticité cérébrale et l'habituation.

Résultat

A la suite d'un port permanent et régulier de cet appareil en présence de l'acouphène il est apparu assez rapidement un rythme de port de l'appareil imposé par la non ou la présence de l'acouphène.

Au final l'acouphène est présent un jour sur quatre, et donc absent les trois autres, alors qu'il était présent au quotidien avant cette prise en charge. Le patient porte l'appareil auditif le jour où l'acouphène est présent dès le réveil. Le port de l'appareil lui permet de vivre normalement avec son acouphène, il travaille, se concentre et ne

se focalise plus sur l'acouphène. Dès le lendemain l'acouphène est absent et ce pendant soixante douze heures environ. Il fut essayé de ne pas porter l'appareil pendant les jours où l'acouphène était présent mais très vite, le patient ressentit une nouvelle gêne. S'agissait-il d'un effet placebo ?

Ceci étant, un cycle récurrent s'est installé depuis de nombreux mois. Suite à cet essai gratuit de cette prise en charge dans son milieu social, le patient est très satisfait et a souhaité acquérir l'appareil. L'acquisition de l'appareil à un effet rassurant pour le patient qui arrive très bien à gérer son acouphène et ce dès l'apparition de ce dernier. Dans le cadre des contrôles d'efficacité permanente de son appareil auditif monsieur J-M AL ne parle plus d'acouphène spontanément, et dit ressentir une petite baisse d'audition progressive sans prédominance d'oreille et a adopté un port plus quotidien se sentant plus performant au niveau de ses capacités auditives. C'est un patient jeune très exigeant et avide de compétitivité.

Une audiométrie récente au Bekesy montre une nouvelle acuité auditive (**Figure 5**).

Une symétrisation de son audition se manifeste progressivement (due cette fois au vieillissement auditif). Le patient a conscience qu'un appareillage auditif stéréophonique sera une finalité. Il est tout à fait préparé à cette prise en charge et est

conscient de la nécessité de l'appareillage précoce qui ne lui posera aucun problème.

Conclusion

L'acouphénique est donc un patient habituel de l'activité professionnelle de l'audioprothésiste.

Dans la majorité des cas, cet acouphène est cité par le déficient auditif sans que celui-ci soit le motif de la prise en charge, mais il arrive que cet acouphène ait un impact psychologique suffisamment important pour qu'il soit la raison de la demande du patient.

Dans ce cas, le rôle de l'audioprothésiste différera en fonction des différents paramètres suivants : l'acouphène est-il isolé et doit-il s'inscrire dans une thérapie de base de générateur de bruits ?

Est-il associé à une surdité et doit-il être traité de façon conjointe à la perte auditive elle-même ?

Est-il invalidant et représente-t-il le problème principal ?

Est-il accompagné d'une hyperacousie ? Crée-t-il un impact psychologique nécessitant une prise en charge pluridisciplinaire ?

Dans tous les cas il faut proposer une prise en charge adaptée au besoin du patient, et en aucun cas laisser repartir son patient sans solution envisageable.

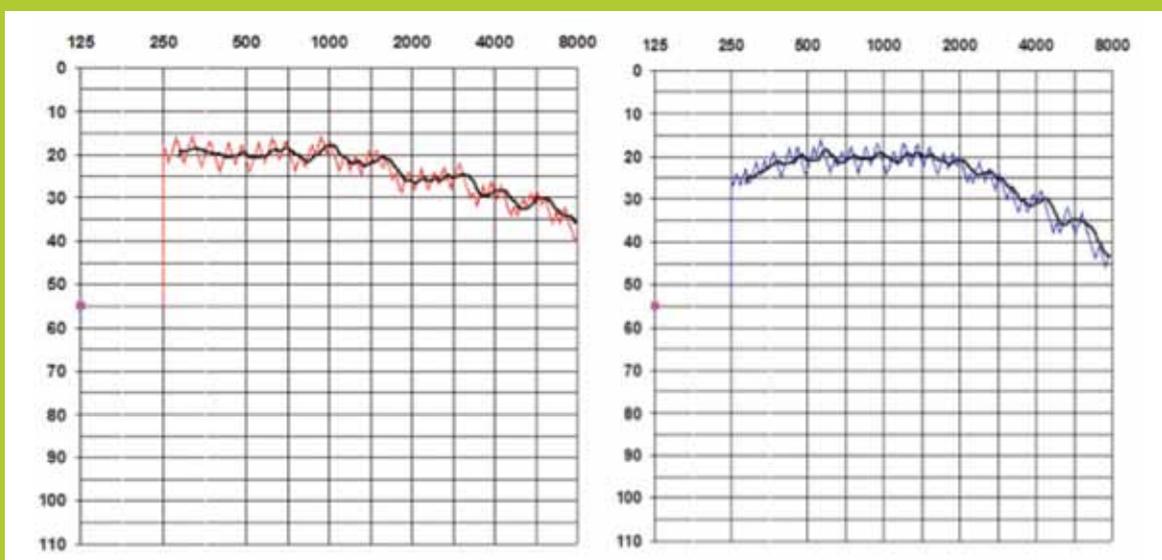


Figure 5 : Réglage gain jour J



Interview

Professeur Paul Avan par Arnaud Coez



■ **Cher Paul, ton parcours est particulièrement époustouflant. Tes domaines de recherche sont très variés : biophysique, médecine, électrophysiologie, pionnier des otoémissions acoustiques. Tu es le rédacteur de plusieurs revues scientifiques. Tu es reconnu dans le monde de l'audiologie et les auditeurs ont toujours beaucoup de plaisir à t'entendre exposer ton savoir et te remercient de le rendre accessible. Tu as pu côtoyer des pionniers et des précurseurs de l'acoustique physiologique, et plus spécialement, de l'analyse du fonctionnement de l'oreille interne, domaine très délaissé dans notre pays il n'y a pas si longtemps. Tu as connu Jean-Paul Legoux (1922-2009), chercheur au CNRS – qui travailla au Collège de France de 1960 à 1987 d'abord dans la chaire de Neurophysiologie générale d'Alfred Fessard (1949-1971) puis dans celle de Neurophysiologie d'Yves Laporte (1972-1991). Peux-tu nous retracer ton parcours ?**

Le domaine des sciences de la vie me fascinait depuis tout petit.

Cependant, au lycée et à la sortie, les sciences dures et notamment la physique me semblaient un passage obligé pour accéder au domaine de la recherche, car leur maîtrise conditionnait l'exploitation des données et la démarche de leur donner une signification. Je le pense toujours : sciences dures ne veut pas dire sciences difficiles ! et c'est le but de journaux comme les Cahiers, justement, de rendre accessibles, à doses contrôlées, des notions de mathématiques, traitement du signal et physique qui forment la base de nos métiers. Une digression mais elle me semble importante : comment imaginer que des millions de citoyens puissent être appelés dans quelques mois à vraiment décider de choix à long terme dans le domaine énergétique, sans disposer de l'information minimum de physique sous-jacente, tout simplement parce qu'elle n'est pas enseignée au lycée ? Relativité, mécanique quantique, structure de la matière, rayonnements ionisants, photovoltaïque, comment choisir uniquement en termes financiers ou partisans ? ceci me semble une

effarante plongée (délibérée ?) dans un obscurantisme médiéval.

J'avais donc choisi les classes préparatoires aux écoles d'ingénieurs et me suis retrouvé ainsi, à 22 ans, dans le laboratoire prestigieux du Professeur Claude Cohen-Tannoudji. J'y ai appris ce qu'est la démarche d'un chercheur qui trouve, mais aussi que je ne serais pas, dans cette voie de la spectroscopie, un chercheur qui trouve, en tout cas pas à la mesure de mon mentor (celui-ci a reçu le Prix Nobel en 1997, rétrospectivement ce n'est pas étonnant que je me sois senti plusieurs tons en dessous, malgré ses immenses qualités pédagogiques!!). J'ai alors décidé de revenir à ma première inspiration : celle de la médecine. Ceci voulait dire repartir pour sept ans d'études, car à l'époque aucune passerelle n'existait, d'autres au Collège ont connu ce parcours... Service militaire inclus, au cours duquel j'avais rencontré des personnes comme Armand Dancer et assisté à des colloques de la SFA (mon orientation future se dessinait au gré des rencontres qui me semblaient inté-

Biographie express

Paul Avan, initialement physicien en spectroscopie laser, a rapidement choisi de s'orienter vers la médecine. Un passage transitoire au laboratoire d'audiologie de l'Institut National de Jeunes Sourds de Paris, lui a permis alors de s'initier au monde de la surdité, de sa physiologie aux besoins des sujets sourds en termes de communication et de vie quotidienne. Ses premiers pas en physiologie ont été guidés, entre 1983 et 88, par Jean-Paul Legoux, alors directeur d'une équipe CNRS au Collège de France. Une fois médecin avec de nouveau du temps disponible pour la recherche, le sensoriel lui a fourni le thème frontière entre physique et sciences de la vie dans lequel il rêvait d'évoluer. Il s'est d'abord retrouvé Assistant Hospitalier Universitaire au CHU Lariboisière de 1988 à 1992, dans le service de biophysique, avec des activités d'enseignement, de recherche sur l'animal, la cochlée de cobaye, et d'exploration fonctionnelle auditive chez les patients, surtout d'otoneurologie, qui étaient explorés dans ce service. Nommé à Clermont-Ferrand en 1992 comme maître de conférences puis professeur à partir de 1995, il anime une équipe de biophysique sensorielle et de physiologie auditive. L'exploration fonctionnelle et les réglages d'appareils et d'implants sont également devenus ses domaines quotidiens.



ressantes), cela me faisait terminer à 30 ans, mais heureusement pas usé ni aigri de n'avoir pu faire de recherche pendant 8 ans, bien au contraire. « Petits » détails et autres clin d'œil de la vie, étant agrégé et donc sous contrat avec l'Education nationale, j'avais dû trouver une position de détachement dans un organisme public (accessoirement, elle m'apportait un salaire indispensable !) et je m'étais retrouvé, en 1979, à l'Institut National de Jeunes Sourds de Paris, le célèbre INJS créé peu après la mort de l'Abbé de l'Épée sous son impulsion. Le domaine s'est immédiatement imposé à moi comme celui où je trouverais ma voie, mais je ne pensais pas que 32 ans plus tard ma passion pour le thème de l'audition et de la surdité se serait autant amplifiée. On dit souvent qu'un chercheur est blasé à 40 ans...

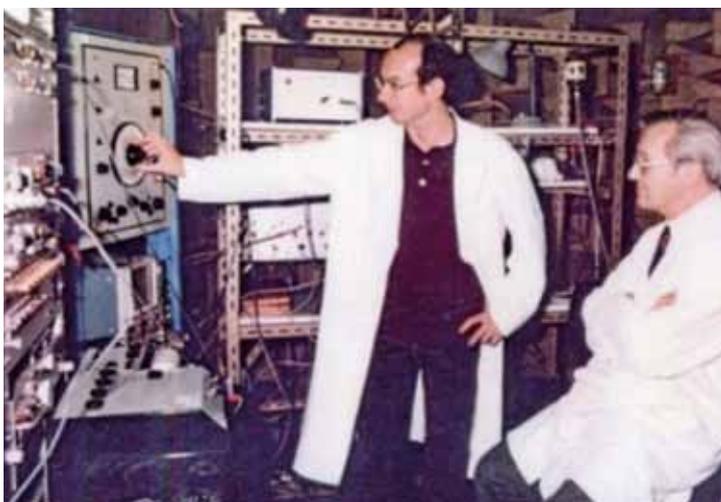
Peux tu nous situer cette photo dans le temps et dans l'espace ? Et nous en dire plus sur le contexte d'alors ? Qu'est ce qui t'a amené dans ce laboratoire ?

C'est en 1987 et je me trouve aux côtés de Jean-Paul Legoux dans son labo, en train d'effectuer un test

électrophysiologique sur la cochlée d'un cobaye. Je commençais alors à détecter des otoémissions, que David Kemp et Pat Wilson m'avaient fort gentiment fait découvrir dans leurs labos anglais. La photo est prise par Michèle Legoux qui tenait à collecter une documentation iconographique sur la magnifique chambre sourde de très grande taille installée au 2e sous-sol du Collège de France. C'était une bonne idée car la chambre sourde n'existe plus. Mais tout le reste du matériel sur cette photo fonctionne encore, sauf celui à hauteur de mon visage qui vient de tomber en panne. Jean-Paul Legoux m'avait accueilli 3 ans auparavant, car il se trouvait être directeur du laboratoire d'audiologie de l'INJS (mon labo !), poste entièrement bénévole et fictif issu d'un montage sans lendemain, mais que l'administration avait pérennisé par négligence et absence d'intérêt. Quand j'avais appris cette extraordinaire coïncidence, je m'étais précipité chez Mr Legoux pour lui proposer de réactiver le montage, ce qu'il avait accepté aussitôt. Entre 1984 et 87, il m'a transmis tout son savoir et son expérience, laissé toutes les initiatives que je souhaitais, et très pragmatique, il m'avait introduit dans l'équipe de biophysique de Lariboisière où j'ai pu m'insérer

officieusement en 1984 et officiellement en 1988. Cela a été pour moi une période d'intense découverte et de forte motivation. J'y ai noué des liens durables et riches à tous points de vue avec Drystan Loth, Colette Menguy et Monique Teyssou, et aussi, avec mon complice de longue date Pierre Bonfils. C'était aussi l'époque Pujol, Aran, Dancer déjà cité, Marie-Claire Botte, et la SFA (acoustique) a vu le jour à ce moment là à partir du vieux GALF. C'est du labo de Jean-Paul Legoux que sont venus à moi tous ces contacts.

Effectivement, on oublie assez facilement qu'il y a plus d'un demi-siècle, on n'avait aucune idée précise des rôles respectifs des cellules ciliées internes et externes. La physiologie des neurones était alors très incomplètement connue. En 1952, H. Davis, I. Tasaki, spécialistes du neurone, et J.-P. Legoux réussirent à démontrer que ces potentiels provenaient de l'organe de Corti et précisèrent leur distribution spatiale. Jean-Paul Legoux mit en œuvre l'enseignement de Davis et, pendant plusieurs années, fut le seul en France à développer cette thématique. Après avoir travaillé dans des conditions difficiles, c'est seulement à partir de 1960 qu'il poursuivit au Collège de France l'étude du potentiel microphonique chez le cobaye et accueillit dans son laboratoire de nombreux médecins spécialistes de l'audition, à une époque où les relations entre scientifiques et médecins étaient rares. Quelles furent tes principales contributions ?





A l'époque la question de la micromécanique cochléaire et des rôles cellulaires respectifs commençait à s'imposer comme un thème pour les 10 ans à venir au moins, et pour un physicien comme moi le travail consistait à combiner des approches de traitement informatique des données, et de traitement du signal, qui me permettaient d'avoir une place réelle dans un labo, et de plus ma formation médicale désormais achevée m'ouvrait les portes de la transposition à l'homme, vers de nouvelles explorations fonctionnelles. On commençait à parler dépistage, implant et nouvelles techniques d'appareillage. Mon rêve initialement abstrait de me trouver à la frontière entre physique et physiologie, avec une dimension humaine (jeunes sourds, patients) se concrétisait brutalement. Incidemment, de mon passage à l'INJS j'ai gardé un grand respect pour les souhaits des patients (ceux qui consultent), mais aussi de la communauté sourde (ceux qui n'éprouvent pas le besoin de consulter). La violence de certaines réactions a pour seule origine la violence de l'exclusion qu'ont subie ces personnes et leurs proches, et j'espère que ces aspects épidermiques se calmeront avec la mise en œuvre d'un dialogue et de solutions où tous les dogmatismes seront mis de côté. D'autant plus que ces solutions existent !

■ On voit bien que les contributions majeures à la recherche reposent sur quelques hommes qui ont une vision à long terme, qui sont persévérants et investis corps et âmes dans la recherche et, qui en plus arrivent à rassembler des compétences de champs disciplinaires différents du leur. Quels enseignements pour la recherche actuelle ? Ces règles ont-elles changé ?

L'action humaine nécessite vision et persévérance, investissement personnel sans compter et aussi volonté de transmettre son expérience. Dans le domaine de l'audition, des notions émergent, s'éteignent, reviennent sous une autre forme : Békésy (onde propagée passive), Gold (résonance active), puis Békésy de nouveau, Kemp réinventant le concept de Gold, puis Brownell et la motilité rapide des cellules ciliées externes fournissant une idée de mécanisme... puis le questionnement actuel sur les limites de cette motilité, et deux mécanismes en compétition. Celui qui découvre le domaine et ne

peut donc se souvenir des raisons pour lesquelles des pistes anciennes ont été abandonnées prématurément, parfois, juste faute d'équipement assez précis, doit tout redécouvrir y compris les impasses.

Les règles n'ont donc pas changé, mais la donne risque de changer avec la précarité des postes de recherche. Le débat actuel sur la fuite des cerveaux est crucial, et on ne forme pas un chercheur comme on forme un trader. De plus en plus de laboratoires sont limités dans leurs activités par le fait de ne pas pouvoir offrir de débouché à ses thésards. L'impact est limité en faculté de médecine par le fait de pouvoir recruter des thésards médecins, mais ceux-ci une fois nommés à un poste hospitalo-universitaire ont trop rarement le temps de continuer leurs recherches, ou d'encadrer à leur tour.

■ Legoux et ses élèves ont procédé à de nombreuses études systématiques de la vulnérabilité du potentiel microphonique, et donc de l'audition, à des agressions - exposition aux sons très intenses, aux barotraumatismes, à l'administration de diverses substances ototoxiques ainsi qu'à une oxygénation défectueuse-responsables de millions de surdités neurosensorielles. Leur prévention était, et reste en 2011, un sujet de santé publique très important car aucun traitement ne permet la régénération de cellules sensorielles auditives détruites. N'éprouves tu pas une frustration à ce qu'une connaissance bien établie, ne permette pas d'avantage de prévenir ce fléau ? Que faudrait-il pour que les données censées aujourd'hui être connues de tous trouvent une application efficiente et efficace ?

Depuis une quinzaine d'années les physiologistes moléculaires ont fait irruption dans le domaine de l'audition et ont commencé à décortiquer les mécanismes intimes du fonctionnement des cellules sensorielles et de leur environnement. Donc je ne suis pas pessimiste, l'application de ces données est imminente.

■ De la même façon, les otoémissions acoustiques ont bénéficié d'un développement technologique qui facilite leur utilisation en clinique pour un coût très abordable. Qu'est ce qui à ton sens en empêche une utilisation plus systématique notamment dans les maternités ?

L'utilisation systématique des otoémissions en maternité a été mise en œuvre pour la toute première fois en France, et ce en 1987 (Bonfils et Uziel). Elle l'est dans plusieurs régions de France depuis longtemps, sur initiatives d'individus enthousiastes, mais les pouvoirs publics traînent et la France est désormais à la traîne des autres pays Européens. J'en déduis qu'à certaines étapes, les fantasmes et les données sérieuses ont été mis sur le même plan ce qui a bloqué les décisions. Pourquoi n'a-t-il pas été possible de rassurer ceux qui émettaient des craintes fantasmagiques, c'est certainement un des points faibles des structures de pilotage de la santé type ANAES ou HAS dont la méthodologie est parfaite.

■ Aujourd'hui, nous avons changé d'échelle. De la découverte des cellules ciliées, la compréhension des mécanismes de l'audition se focalise d'avantage sur la mise en évidence des molécules essentielles à la morphogenèse et au fonctionnement de l'oreille interne, rendue possible par l'identification des gènes responsables. Tu participes de plus en plus à des travaux en génétique. Peux tu nous expliquer pourquoi ? et comment tes connaissances en électrophysiologie permettent d'approfondir et de participer à certaines découvertes en biologie moléculaire ?

On est passé de la mécanique de Békésy à la micromécanique en changeant d'échelle grâce aux mesures par laser et effet Mossbauer remplaçant loupe et stroboscopie : ainsi les niveaux des stimuli ont pu passer de 140 à 20 dB ! La physiologie moléculaire apporte un autre saut d'échelle, mais encore faut-il valider la signification des données en examinant in vivo l'effet de telle ou telle mutation. Certaines de celles-ci ont l'effet anticipé,



d'autres pas d'effet du tout, d'autres un effet très inattendu (à condition de s'attendre à quelque chose : d'où la nécessité d'avoir l'expérience de la physiologie 'ancienne', pour voir si la 'nouvelle' la corrobore ou pas). Donc parfois, la vieille technique du microphonique à la Tasaki, Davis et Legoux révèle en deux minutes chez une souris mutante un comportement tout à fait évocateur d'un concept nouveau.

■ Quels sont les espoirs d'une médecine régénérative ? Certains ont identifié le gène qui bloque la repousse des cellules ciliées. D'autres ont récemment réussi à rendre totipotentes des cellules vieillissantes. Que faudrait-il faire pour que ces pistes scientifiques puissent devenir une réalité dans notre domaine ?

Sur ce point je ne suis pas un spécialiste mais plutôt un spectateur des découvertes dans le domaine de la physiologie moléculaire. Les étapes sont encore longues entre la compréhension des mécanismes de repousse ou de réparation, qui est en bonne voie, et la réalité de l'intervention clinique, pour laquelle il faudra tester l'efficacité mais aussi l'innocuité des procédures et définir le meilleur stade pour intervenir. Il reste donc encore de beaux jours pour la prévention, et pour l'appareillage !

■ Quels sont à ton avis les pistes de recherche d'avenir en audiologie en général ?

En quarante ans on a appris à quantifier finalement peu de choses : PEA, otoémissions sont les deux recettes de base. Certes cela quantifie le degré d'élévation de seuil auditif dans certains intervalles de fréquence, et certes les otoémissions ciblent une catégorie de cellules. Et puis les techniques d'imagerie fonctionnelle ont aussi beaucoup apporté mais pas en médecine quotidienne, seulement en recherche. Entre ces quelques îlots de compréhension existe un vaste no man's land à explorer et valider. Les outils pour créer des modèles physiopathologiques chez l'animal ou pour en identifier chez l'homme existent : rappelons-nous celui des neuropathies auditives (Starr et collègues 1996), où les otoémissions existent

alors que pour ce degré de perte, elles ne « devraient » pas. On commence à savoir regarder de plus près, plus directement, les performances des neurones malades. Ces divers modèles serviront de contrôles pour valider, de proche en proche, d'autres outils, j'en suis persuadé. N'oublions pas que les millions de personnes appareillées sont en demande de progrès, qu'ils ressentent à chaque nouvelle génération d'audioprothèse, mais aussi de validation objective de ces progrès, c'est un domaine où nous pouvons apporter beaucoup.

■ On s'aperçoit que tu apportes une contribution clé à l'audiologie en France. Les membres du Collège National d'Audioprothèse sont très heureux que tu aies accepté de continuer d'être le rédacteur en chef de la revue 'Les cahiers de l'audition, la revue du Collège National d'audioprothèse'. Quelles orientations aimerais-tu donner à la revue ? Quelles thématiques devraient à ton avis y être diffusées ? Les cahiers pourraient-ils devenir un espace qui expose les thématiques phares des différents laboratoires qui travaillent dans le domaine de l'audiologie en France ?

Ce qui a manqué aux Cahiers et à l'audiologie en général, c'est de faire le lien concret entre physiologie, physiopathologie, psychoacoustique et clinique et d'en tirer des conséquences pratiques quant à la prise en charge, au quotidien, afin d'améliorer les performances perceptives des patients appareillés. Pour en parler pédagogiquement, il faut d'abord savoir faire ce lien, et que cela serve à plus que simplement le plaisir de comprendre. On commence seulement à savoir expliquer ce qui se passe dans des cas simples, et à proposer des améliorations de la prise en charge. Mais ne nous faisons pas l'illusion que se font certains patients juste appareillés, cela ne se fera pas instantanément ! Quant à exposer des thématiques phares, certainement c'est une orientation à poursuivre, certains dossiers magistraux produits ces dernières années ont eu un accueil qui nous encourage fortement dans cette voie.



« vegas » et « freeTEL III » :
deux nouvelles possibilités
de téléphoner détendu, par
induction et amplification
acoustique.

Le nouveau téléphone portable à clapet
« vegas » et le téléphone sans fil « freeTEL III »
apporteront plus de mobilité et
d'indépendance à vos clients.

N'hésitez pas à les proposer !



SMS Audio Electronique

173, rue du Général de Gaulle - 68440 HABSHEIM
Tél. : 03 89 44 14 00 - Fax : 03 89 44 62 13
Internet : www.humantechnik.com - E-mail : sms@audiolt.com



> INTERVIEW

■ On s'aperçoit que certaines équipes de recherche internationales ont une bonne visibilité internationale en audiologie. La représentation en France est plus morcelée même s'il y a en soi des acteurs de renommées mondiales dont tu fais partie. Que faudrait-il faire pour qu'en France nous disposions d'un 'groupe' qui acquiert cette notoriété ?

Au fond l'audiologie est par essence un domaine transdisciplinaire qui exige une certaine souplesse, je ne suis pas sûr qu'il serait plus innovant avec de grosses équipes. De petites équipes acquièrent une bonne lisibilité à condition de pouvoir combiner des techniques appropriées et d'avoir accès à des équipements adéquats. Pour cela on peut concevoir un fonctionnement en réseau, associant équipes fondamentales et cliniciens, et basé sur des échanges et des interventions de petits groupes issus d'autres domaines. Bien sûr on pèse plus si on dispose d'une infrastructure bien dotée en postes, équipement et capacités d'accueil capable de répondre efficacement à des appels d'offres internationaux. Il y a eu le lancement récent du concept d'IHU, mais le domaine de l'audiologie n'a pu en profiter.

■ A ton avis, est ce que la création de PRES (Pôle de recherche et d'enseignement supérieur) répond à cet objectif ? Quelle est ton expérience des PRES ?

Je suis peut-être trop négatif vis-à-vis de certaines approches mais pour moi ce n'est qu'une couche supplémentaire qui n'apporte pas grand-chose : Boston a-t-il eu besoin d'un PRES pour porter Harvard et le MIT au sommet des classements ? Ce qui fonctionne dans un PRES est ce qui

fonctionnait auparavant tout seul. Là où notre système pêche est que lorsqu'une université définit des axes d'excellence dans lesquels elle veut faire porter ses efforts pour améliorer sa lisibilité, des pouvoirs intermédiaires détournent quand même des moyens vers d'autres axes (non excellents) sans avoir de compte à rendre. De ce fait les moyens ne reviennent pas à ceux qui apportent ces moyens à leur institution.

■ Les PRES sont une réponse française. Existe-t-il des réseaux à un niveau européen ? L'Europe donne-t-elle des moyens pour qu'un réseau, des partenariats et des collaborations puissent se mettre en place ?

Il existe en effet un certain nombre d'appels à projets européens bien dotés et qui permettent à un groupe d'équipes compétitives d'espérer obtenir des financements solides pendant quelques années. Cela semble indispensable de jouer cette carte à fond. Dans d'autres domaines, la donne a été complètement changée, quand des structures comme le CERN ont permis à d'énormes moyens d'être mutualisés au niveau international.

■ La recherche, la formation et l'innovation sont aujourd'hui considérées comme des activités clés pour renouer avec une croissance durable. Si tu avais à dessiner un plan d'avenir pour développer l'audiologie, quelles pistes suivrais-tu ?

Je vais répondre par une provocation, je ne suivrais aucune piste ! L'innovation émerge toujours de la recherche, au hasard d'une combinaison de circonstances soit favorables (l'âge d'or de la Grèce ancienne ou de l'astronomie

chinoise) soit pressantes (la 2ème guerre mondiale ou la guerre froide). Elle n'exige que quelques ingrédients autour d'une formation générale extrêmement solide, d'un réseau d'échanges scientifiques et de la liberté de chercher. Quand Bardeen, Brattain et Shockley sont arrivés aux Bell Labs, certains se sont inquiétés de savoir ce qu'ils allaient apporter. D'autres leur ont répondu : on ne sait pas, eux encore moins, mais laissez-les faire, ils sont géniaux. Et lorsque, peu après, ils ont découvert l'effet transistor dans les jonctions entre semi-conducteurs, pour préparer la conférence de presse d'annonce, l'attaché de presse des Bell Labs leur a demandé à quoi pourrait bien servir ce fameux transistor, et aucun des trois n'a su, ou voulu répondre ! si bien que la conférence de presse a dû se contenter de vagues généralités, a posteriori surréalistes. L'utilité du transistor n'a cependant pas tardé à se manifester, et les travaux des trois Nobel, à être rentabilisés au centuple.

Les bons gestionnaires de la recherche ont compris ceci, et heureusement, pas seulement dans quelques pays privilégiés. Cela a été la force du CNRS, notamment, que de promouvoir si longtemps cet état d'esprit totalement ouvert et libre, avec de belles séries de Prix Nobel français à la clé. Je précise que dans mon laboratoire, nos sommes impliqués depuis cinq ans dans une démarche de création d'entreprise, Echodia que certains lecteurs connaissent, donc nous ne sommes pas suspects d'être d'archaïques scientifiques enfermés dans leur tour d'ivoire –si toutefois cela a jamais existé... Mais nous savons que la recherche appliquée ou finalisée est un concept vide de sens, tout part de la recherche de la connaissance pour la connaissance, de là peuvent émerger les applications, et elles émergent toujours.

Notes de lecture

Dernières parutions scientifiques



L'ETHIQUE DU CARE

Fabienne Brugère

P. U. F. ; 127p. 201. 9 €

Nous avons déjà évoqué cette thématique il y a plusieurs années. Elle revient aujourd'hui au devant de la scène, y compris la scène politique. Ce n'est évidemment pas celle-là qui nous intéresse en premier lieu. Il faut simplement rappeler que la réflexion menée sur ce sujet depuis les années 80 dans les pays anglo-saxons a eu du temps pour se structurer. On arrive maintenant à quelque chose, à la fois de plus solide, mais aussi, à mon sens, d'un peu trop théorique. Ce qui est sans doute nécessaire sur le plan de la philosophie politique. En fait pour ce qui nous concerne il semble qu'il faille se restreindre à « l'application » des grandes lignes de ce que représente « la disposition à comprendre » qui équivaut ici à « une disposition à la réceptivité ».

On comprend dès lors qu'il s'agit d'une voie qui concerne, pour une part importante, la théorisation de toutes les interactions humaines hiérarchisées de manière stricte c'est-à-dire ne fonctionnant que dans un sens. Vous me direz que les philosophes redécouvrent ou semblent découvrir une approche qui a été analysée depuis bien longtemps par bon nombre de spécialistes de la communication. Si ceux-ci ont en effet souligné la nécessité pour parler de communication d'avoir un émetteur et un

récepteur, il ne leur a cependant pas fallu longtemps pour comprendre que ce schéma devait être réversible de manière à pouvoir au moins vérifier que le récepteur avait bien compris l'information délivrée.

Ce qu'apporte, à notre sens, cette philosophie assez proche de la psychologie, c'est une aptitude à décrypter dans le champ du lexique les rapports que cette éthique (qu'il faut distinguer d'une philosophie morale trop dominante) entretient avec la dépendance au sens de la domination : « dominer, c'est croire que la dominance est nécessaire au bien-être ou au maintien dans la vie du dominé ». Notez au passage que cette simple assertion nous ramène incidemment vers une vision qui ouvre la voie du politique vers une nécessité à contraindre des entités professionnelles et civiles à discuter et à se montrer « regardante » dans un certain nombre de compétences attendues chez les professionnels. Ainsi, par exemple un groupe de professionnels de santé avec un groupe de patients ou de consommateurs de l'autre.

Cette thématique se retrouvant aussi dans l'idée de vulnérabilité, on comprend vite qu'elle peut rapidement devenir dominatrice et contraignante sur le plan politique sachant que la vulnérabilité à laquelle il est fait référence ici concernerait « l'expression de toutes sortes de fragilités humaines liées à des causes vitales, sociales ou environnementales ». Ceci est d'autant plus

sensible que l'on juge que la disposition à la réceptivité s'appuie selon cette philosophie sur l'attention, la responsabilité, la compétence et la capacité de réponse.

UNE VOIX DIFFERENTE

Pour un Ethique du Care

Carol Gilligan

CHAMPS ESSAIS 284p. ; ed. 2008

10 €

Ce petit livre a beaucoup de mérite. Oublions une fois de plus la récupération politique qui pourrait en être faite. Il vaut mieux s'interroger, entre autres, sur la sollicitude qui n'en est d'ailleurs qu'une composante, que de s'en moquer comme de sa première chemise. Ce concept est intéressant surtout pour des gens qui travaillent dans le domaine du handicap. De même, nous ne nous poserons pas la question de savoir ce qui est très provocateur de poser la question qui est dans l'introduction rédigée par S. Laugier et P. Paperman : « la morale a-t-elle un sexe ? » Pour tempérer quelques lignes plus loin par cette autre question : « Les femmes et les hommes ont-ils un sens différent de la moralité ? ». Nous sommes là dans une analyse en termes de genre qui présente, comme l'actualité de la rentrée scolaire a pu le montrer, toutes sortes de difficultés. Là où, à notre avis, il n'y a pas de difficulté c'est dans la mise en perspective comme nous l'avons présenté dans le livre ci-dessus d'une démarche

François DEGOVE

Membre du
Collège National
d'Audioprothèse

francois.degove@
wanadoo.fr





qui s'intéresse aux gens dans des situations qui sont difficiles et qui feraient que pour différentes raisons sociales ou personnelles, on pourrait avoir envie de les éviter. La question du Care est intéressante parce qu'elle pose la question « d'une voix morale différente revendiquée comme étant celle des femmes ». Et dans les années 86 cette interrogation a touché de nombreux domaines universitaires en particulier celui de la santé au travers de l'éthique des soins infirmiers. Cette démarche, on la retrouve effectivement très fréquemment dans les revues médicales ou les colloques au travers « d'un mode de pensée plus contextuel et narratif que formel ». L'originalité de l'approche de C. Gilligan est qu'elle est autant méthodologique qu'éthique. C'est ce qui est intéressant car le Care serait semble-t-il : « un travail ». Cette idée aussi est intéressante car il y a derrière une dimension qui touche la déontologie et donc une des composantes de la vie professionnelle en particulier pour tous ceux qui doivent travailler avec des enfants sourds ou des personnes handicapées de manière générale. A lire. Pour certains d'ailleurs, il serait peut-être bon de lire un livre comme celui-ci avant de se lancer dans la vie professionnelle sans autre ambition que sa dimension matérielle.

LES NOUVEAUX BLESSES

De Freud à la neurologie, pense les nouveaux traumatismes
BAYARD 361p. 2007. 21,90 €

Nous signalons ce livre qui est une approche qui intéressera les thérapeutes qui travaillent avec des acouphéniques ou des personnes touchées par des surdités brusques importantes. C'est une approche qui essaie d'expliquer comment la clinique peut décrire et comprendre les états dans lesquels les personnes touchées par ce type de pathologies « accidentelles » réagissent. Ce livre est intéressant à consulter et il serait sans doute assez positif d'en décoder un peu plus précisément le contenu avec des cliniciens du domaine en question.

LA PHILOSOPHIE DU SOIN

Ethique, Médecine et Société
L. Benarayo, C. Lefèvre, J.-C. Mino, F. Worms. PUF

Dernier de ces ouvrages que nous consacrons à un sujet qui est souvent oublié et qui dans bien des cas conduit à des attitudes

ou des gestes qu'il faudrait éviter. Si nous nous méfions du trop d'éthique, éthique par-ci éthique par-là de toute évidence il y a tout de même quelques règles qu'il faut avoir à l'esprit. Celles-ci ne vont pas de soi. Nous avons déjà quelques éléments de réponse comme on peut le lire dans les ouvrages présentés ci-dessus. Mais ce n'est pas tout il nous faut aussi aborder quelques questions complémentaires. Par exemple : « La relation de soin doit-elle être une relation d'amitié ? Une autre extension de la question est : « quelles sont les limites de l'identification de soin à la relation d'amitié ? » Il n'y a pas d'égalité dans la relation de soin ce qui en quelque sorte interdit l'affectivité dont justement l'égalité est le terrain privilégié. Mais il y a aussi la finalité qui naturellement dans une relation de soin vient comme élément distinctif de l'amitié. Il y a aussi la nécessité de tenir un équilibre entre la technicité nécessaire : nous sommes là pour réparer ou compenser des effets délétères et malgré tout réussir à réunifier le patient en lui prodiguant malgré tout l'attention à laquelle il a droit. Autre aspect important, le soin est aussi un accompagnement que les professionnels connaissent bien dans notre métier.

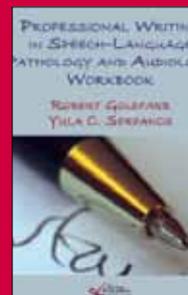
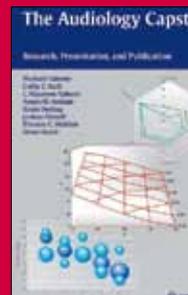
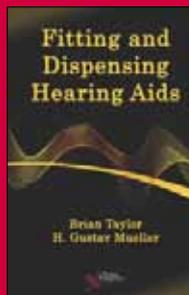
Le soin c'est « ce qui préoccupe, ce qui inquiète, ce qui donne du souci ». Tout cela naturellement il faut l'avoir présent à l'esprit lorsqu'on est face à un patient. Il est aussi « l'effort, le mal que l'on se donne soit pour obtenir soit pour répondre à une évidence (pour nous) qui préoccupe ou ce qui risque de devenir la préoccupation au sens actif du terme d'un patient. Cela doit aussi amener le thérapeute à prendre conscience que soigner c'est avoir des égards, viser la perfection mais aussi soulager... Mais on peut aussi retourner la question en se demandant si la médecine a réellement une disposition au soin ? Cette question n'est pas une provocation. Elle signifie simplement que dans son essence même, thérapie se

rapporte semble-t-il à 2 aspects : le savoir et le savoir faire. Aujourd'hui aussi d'ailleurs le mot soin fait référence au-delà du « prendre soin » à l'aspect technique de la relation. Mais comme on peut l'observer aujourd'hui la technicisation à outrance conduit aussi à des retournements par des recours à des « médecines alternatives ». Par ailleurs, la fragmentation de la médecine est aussi un obstacle majeur au soin comme relation « pacifiée »... En fait, il semble qu'aujourd'hui une harmonisation entre les deux aspects, technique et d'accompagnement, ne soit pas un obstacle. Au contraire, une excellente technicité peut amener à plus de précision et éventuellement conduire à plus d'écoute et de présence du fait d'une meilleure adéquation entre écoute et réalité de la thérapie à entreprendre. C'est comme ailleurs un rapprochement entre le possible et le probable qui passe par la technique et qui doit convaincre les professionnels de ne pas trop conserver des discours sympathiques mais très éloignés de la réalité de ce qu'on attend aussi de leurs gestes qui ont un coût pour la société. Au total, il y a dans ce livre beaucoup d'idées qui sont susceptibles d'apporter des modifications dans le regard et la technicité même qui peuvent être attendus d'un professionnel qui n'a pas toujours loin s'en faut le recul nécessaire sur ses propres pratiques

NEUROETHIQUE

Quand la matière s'éveille
K. Evers - Collège de France
ODILE JACOB 249 p. ; 2009. 29 €

Ce livre est issu d'une série de conférences présentées au Collège de France. Il a une ambition qui est de présenter un certain nombre de thèses sur la compréhension du fonctionnement du cerveau qui permet la pensée et la conscience un peu comme si l'information qui coulait dans un sens pouvait être remontée à contre-courant





pour permettre un retour à la source. L'auteur rappelle que jusque dans une période relativement avancée du 20^{ème} siècle il n'était guère question d'aborder ce sujet en dehors d'interrogation purement théorique comme sait le faire la philosophie. Cela conduisait au fait que le cerveau qui menait des enquêtes sur bien des sujets évitait de s'interroger sur lui-même. Mais comme le souligne l'auteur, il se pourrait bien que les neurosciences introduisent de nouveaux concepts et permettent d'entrevoir les modèles tout à fait différents de la conscience. En effet, l'image naïve du cerveau présenté comme une machine rigide entièrement prédéterminée ne tendait-elle pas à ignorer certains aspects tels que sa plasticité, sa variabilité ou son émotivité ?

Fort heureusement il semblerait bien que le cerveau, centre des échanges sociaux, pourrait être modélisé entre autre par les empreintes culturelles qui y sont stockées. Nous n'allons pas entrer dans un long débat sur ce sujet. Simplement nous rappellerons que pour qui connaît un peu les écrits et qui aurait suivi un peu l'enseignement de J-P. Changeux on retrouve mis en « musique philosophique » la pensée qui sous-tend le travail scientifique de l'auteur et les critiques qu'il a pu faire de certaines conceptions. L'intérêt du livre vient en particulier du fait qu'il s'agit d'une approche philosophique « professionnelle » ce qui donne un relief particulier et conduit à une réflexion plus rigoureuse du point de vue philosophique. Ce type de travail complète assez bien la pensée qui accompagne les connaissances telles que celles développées par les rééducateurs et les éducateurs. Après tout, la philosophie politique n'est elle pas indispensable aux sciences sociales ? Pourquoi la philosophie des neurosciences serait elle superflue pour les spécialistes et les « applicateurs » de ces domaines ?

FITTING AND DISPENSING HEARING AIDS

Ed. B. Taylor, H. G. Mueller
PLURAL PUBLISHING; 441p. ; 2011

Ce livre comporte 12 chapitres, et sa caractéristique principale est de vouloir être appliqué à l'audiologie prothétique sans fioriture ni complication. Les auteurs indiquent d'emblée qu'il s'agit d'un ouvrage qui en première intention est destiné aux étudiants en audiologie qui vont devoir réaliser leurs premières

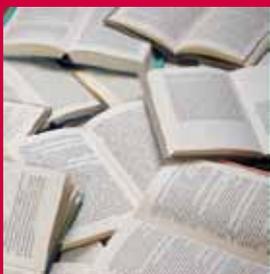
adaptations. Mais, cet ouvrage concerne aussi les personnes qui entrent dans l'industrie de l'aide auditive et qui vont devoir comprendre ce que fait l'audiologiste de manière assez détaillée. On ne s'étonnera donc pas de trouver des connaissances relativement basiques au départ. Ce qui nous a paru très intéressant dans cet ouvrage c'est que dans chaque chapitre il y a un abord très professionnel et très structuré du travail prothétique. Ce n'est pas très fréquent. Mais lorsqu'on connaît l'implication de H. G. Mueller dans une revue comme le Hearing Journal on n'est pas tellement surpris. Le chapitre 1 traite de la psychologie du sourd. Le 2 d'acoustique physique en particulier de notions de spectre, de résonance de filtre mais aussi de l'intensité et de la sensation sonore. Le 3 d'anatomie et de physiologie fonctionnelle. Le 4 traite de la mesure de l'audition. On y parle de matériel, de tests en audiométrie tonale et vocale, de méthodes. Ce chapitre est très intéressant car il souligne l'intérêt de certains matériels audiométriques. Le 5 de la relation entre surdité et audiogramme. Chacun sait que cette relation n'est pas simple et qu'il est nécessaire de l'appréhender avec une certaine subtilité et pour cela il faut un bon niveau de connaissance. Le 6 traite des procédures de sélection des aides auditives. Dans ce chapitre tous les aspects pratiques sont traités du choix de l'oreille à appareiller jusqu'au type d'appareil, la question des embouts, etc. Le 8 se résume à : une aide auditive comment cela fonctionne. Le 9 traite des aides auditives avec des processeurs évolués. Par exemple, celles qui possèdent des canaux multiples ou bien qui comportent des débruiteurs dont les auteurs évoquent la spécificité du choix des paramètres qui peuvent impacter la qualité de l'écoute. On lira aussi par exemple comment améliorer la capacité d'écoute de la parole dans le bruit. Dans cette partie le lecteur trouvera des réponses concrètes à des notions comme celle de l'index de directivité... Le 10 aborde des procédures d'appareillage proprement dites. Ce chapitre est aussi très intéressant. Le lecteur pourra refaire le tour de toute l'analyse acoustique qui permet de caractériser la prothèse jusqu'au choix des méthodologies en passant par la mesure in-vivo (dont il faut rappeler que H. G. Mueller est un grand spécialiste), les moyens du contrôle prothétique. Le chapitre 11 les différents moyens d'évaluation de l'appareillage allant des tests d'efficacité prothétique aux questionnaires qu'il ne faut pas

perdre de vue. Certains sont dans NOAH 3 et leur usage est fort intéressant. Ici de nombreux questionnaires sont présentés avec leurs spécificités. Le chapitre 12 est consacré à la vente proprement dite. Les auteurs insistent beaucoup sur le fait qu'on peut-être le meilleur technicien si l'on n'écoute pas ce que les patients ont à dire le résultat est désastreux. Les auteurs proposent une analyse qualité de l'appareillage qui est intéressante et qui permettra un « reporting » bien ficelé ce qui est assez rarement le cas.

THE AUDITORY CAPSTONE

Research, Presentation, and Publication
Ed. M. Valente, C. C. Sarli, L. M. Maureen,
A. M. Amlani, K. Oeding, J. Finnelle, Th. C. Walden and S. Huart
THIEME; 405p. ; 2011. 64,95 €

Voici un titre pour le moins un peu déstabilisant : qu'est ce que signifie le mot « capstone » en anglais. Il semblerait que le dictionnaire ne propose pas de traduction directe. Il signifierait plus probablement, si j'ai bien compris, une sorte de « chef d'œuvre » ou peut-être leur « trésor » ou de manière plus concrète comme cela est indiqué dans l'encyclopédie Wikipédia » leur « travail de réception »*(cf notes extraites de Wikipédia ci-dessous) formule finalement assez plaisante un peu conçue dans l'idée du travail que réalisaient les Compagnons. Cette idée de réaliser un travail qui est en quelque sorte un dépassement de soi est une idée qui si elle ne semble plus très bien correspondre à ce que l'on observe bien souvent reste une idée très généreuse et très positive. Généreuse parce que comme tout engagement il n'est pas écrit que le résultat sera là et positive justement car faire un effort ou accepter des conditions de vie (le compagnonnage) n'est pas très facile psychologiquement et matériellement... Cela forme les « hommes » comme on disait dans notre jeunesse. Nous en sommes loin ? Pas nécessairement. Cette idée n'est peut-être pas si désuète que cela. Ainsi, cette démarche garde des adeptes. Il suffit d'ailleurs de penser aux scientifiques qui partent pour réaliser des doctorats dans différents pays avec ce goût si particulier pour un travail approfondi. Heureusement que d'un certain point de vue le monde de la recherche est un peu protégé car il aura permis dans certains cas à des jeunes aspirant à autre chose qu'au monde de l'argent et de la représentation de vivre une aventure riche pour eux-mêmes mais



> NOTES DE LECTURE

aussi pour la communauté un peu sur le mode de l'artisanat d'excellence. Mais cette volonté de bien faire doit irriguer l'ensemble des mondes professionnels et pourquoi pas celui de l'audiologie ?

***« un travail de réception ou « chef d'œuvre ». Concerne les compagnons et le rôle de leur corporation comme source d'apprentissage d'une certaine perfection indispensable afin de devenir compagnon. Une carrière prometteuse s'ouvre alors à eux en tant que salarié ou entrepreneur ». « Ces filières, qui n'ont aucun équivalent dans les lycées professionnels de l'Éducation Nationale, donnent les ouvriers les plus habiles et les plus savants dans vingt cinq métiers différent ».*

« Cette expérience humaine leur permet d'acquérir adaptabilité et ouverture d'esprit »

Il n'y a pas qu'en France que cela existe. « En Allemagne, les charpentiers et tailleurs de pierre, les métiers traditionnels du bâtiment ainsi que de nombreux métiers manuels (suivant les différentes sociétés) ont conservé la tradition du « tour des pays » (Wanderschaft) effectué dans le respect des coutumes, c'est-à-dire à pied et revêtu du costume traditionnel de la corporation en velours noir (ou gris, blanc, beige... suivant les métiers) à pattes d'éléphant, grand chapeau et bâton, l'ensemble étant appelé Kluff. À l'origine, ils devaient acquérir de l'expérience dans au moins trois pays différents avant de revenir chez eux, mais ceci remonte à une époque où l'Allemagne était divisée en de très nombreux royaumes, principautés, duchés etc. Par contre, les très nombreux dialectes et antagonismes régionaux (clivage nord-sud) et religieux posaient les plus gros obstacles. Actuellement, plusieurs sociétés de compagnonnage existent encore. Elles se distinguent par certaines marques distinctives de la tenue (cravate grise, sans cravate, etc.). Les itinérants tournent trois ans sans pouvoir s'approcher à plus de 50 km de leur famille, ils doivent changer de région ou de pays, tous les trois mois ».

Alors, en quoi va donc consister l'objet de ce livre, nous avons assez bavardé. L'idée est assez simple et intéressante. Dans le cadre de leurs études d'audiologie les

étudiants doivent donc écrire un ou des mémoires. L'idée de base est donc typiquement anglo-saxonne. Il faut donner accès à plusieurs informations pratiques indispensables au bon déroulement de la réalisation du mémoire. C'est l'objet de la partie 1 qui comprend 7 chapitres) on y explique comment se préparer et choisir un sujet mais aussi organiser sa propre recherche, trouver un « mentor » de même que se poser quelques questions sur la dimension éthique du sujet souhaité. La partie 2 comprend 9 chapitres. Une fois le sujet à peu près défini, il faut faire les recherches de la littérature, la lire, repérer les mots-clés, etc. La partie 3 elle comprend 4 chapitres. Son objectif doit conduire à vérifier les questions les hypothèses, vérifier les corrélations entre les données, les séries de mesures leur exploitation, tout ce qui fait d'un travail un travail de recherche expérimentale. On trouvera par exemple des informations sur les traitements statistiques mais aussi sur les spécificités du matériel en audiologie calibration, etc. La partie 4 comprend 7 chapitres elle traite de la présentation de son propre travail par exemple soumettre un « poster » ou une communication dans une rencontre de professionnels, soumettre son propre travail pour publication à une revue, les problèmes de copyright, les droits d'auteurs, etc. Ce livre étant plein d'informations pratiques est une petite mine qu'il est très intéressant d'avoir sous la main dans son laboratoire pour le mettre soit à disposition des étudiants soit pour soi-même dès lors qu'on a besoin d'une information pratique. Il a bien évidemment sa place dans les bibliothèques des facultés où on enseigne l'audiologie.

PROFESSIONAL WRITING IN SPEECH-LANGUAGE PATHOLOGY AND AUDIOLOGY WORKBOOK

R. Goldfarb, Y. C. Serpanos
PLURALPUBLISHING; 267p. 2011
(+ CD ROM)

Ce livre comprend 9 chapitres. Son objectif est complémentaire du précédent. Je pense qu'il devrait l'accompagner. En effet, l'un des problèmes que doivent

résoudre impérativement les professionnels de santé c'est de savoir s'exprimer correctement avec un vocabulaire précis et compréhensible par tous les interlocuteurs. Les auteurs qui enseignent notent que bien souvent les nouveaux étudiants sont un peu submergés par le vocabulaire ce qui constitue donc une épreuve indispensable pour eux et pour les patients : utiliser les bons mots. Dans le chapitre 2 on fait faire à l'étudiant une démarche critique d'un texte. En fait on lui apprend à être exigeant avec la compréhension de sa propre langue. Dans le 3 on le confronte aux questions d'éthique qui sont importantes aux Etats-Unis. Ces questions traitent autant de « l'éthique » du copyright que d'autres questions connexes. Le chapitre 4 de l'usage d'Internet pour récupérer des données. Les notations et sources sont explicitées. Le 5, traite du travail à réaliser pour utiliser correctement les données en bibliothèque universitaire. Les classements par exemple ne sont pas toujours évidents pour relier des mots-clés entre eux, etc. Le 6 donne des directives pour les présentations orales. Le 7 des directives pour écrire convenablement les rapports de diagnostic. Ce chapitre est particulièrement intéressant. Il serait d'ailleurs bienvenu que le Collège produise une directive dans ce domaine. Le chapitre 8 est en quelque sorte la suite du précédent mais tourné vers les référents. C'est un usage plus externe. Le 9 pourrait aussi intéresser les responsables de laboratoire et les personnels qui en dépendent. Celui-ci a pour objectif d'apprendre à écrire pour défendre ou présenter son travail et éventuellement son propre parcours de sorte de répondre à une embauche ou à une demande de promotion.

Autre particularité, ce livre est réalisé comme un « cahiers de vacances ». C'est-à-dire qu'il est plein d'exercices qu'il comporte des pages qui doivent être remplies par le lecteur (qui devient co-auteur) soit pour des notes ou bien tout simplement pour répondre aux questions et la fin du livre est un ensemble de réponses aux questions et exercices. C'est très didactique et intéressant et cela implique le lecteur qui de ce fait n'est plus passif.

Veille Technique

Les innovations des industriels



— Oticon

OTICON Intiga remporte le prestigieux prix « iF Product Design Award 2012 »

Paris, le 14 Novembre 2011 - Oticon annonce aujourd'hui avoir remporté le célèbre prix international IF Product Design Award 2012. La dernière solution technologique Oticon a ainsi été récompensée pour la réalisation de son design, dans un concours qui rassemble plus de 4 000 candidatures pour 48 pays.

« Nous sommes très heureux que l'IF Design Award ait reconnu l'aide auditive OTICON Intiga comme un produit de classe mondiale » affirme Aurélie Zambeaux, responsable marketing et communication d'Oticon. « Quand nous avons créé Intiga, notre objectif était de concevoir une solution auditive innovante pour faciliter l'acceptation immédiate des utilisateurs. En plus des performances audio exceptionnelles, Intiga présente un look et une ergonomie capables de séduire les nouveaux utilisateurs. L'IF Design Award renforce notre conviction qu'Intiga offre une solution esthétiquement séduisante pour tous ceux qui n'en n'ont jamais porté ».

L'équipe de développement d'Oticon a testé une variété de design et d'approches pour créer cette coque subtile en forme de pétale. Fine naturellement, la coque arrondie suit le contour de l'oreille pour une

adaptation ultra confortable. Le tube, entièrement repensé, se marie parfaitement à l'oreille et à la peau, le rendant invisible aux yeux de tous.

L'amélioration de la forme, le fil plus souple, ainsi qu'un plus grand nombre de longueurs s'associent pour s'assurer que l'aide auditive soit davantage portée, ainsi que pour garantir un aspect plus esthétique et une adaptation plus individualisée.

Intiga est la solution auditive sans-fil la plus petite au monde. Le système sans-fil totalement binaural logé dans la coque miniature d'Intiga permet aux deux aides auditives de communiquer en temps réel pour analyser l'environnement sonore. L'équipe de développement a ainsi réussi la prouesse de concevoir un produit minimaliste en plaçant avec précision des éléments mécaniques et en branchant la petite et très efficace plateforme RISE 2 avec une batterie 10A, la plus petite du marché.

« Le design unique et les performances de haut niveau d'Intiga ont été réalisées sur la base du retour d'expérience des utilisateurs pour faire en sorte que les professionnels de la santé aient plus de facilité à convaincre et à obtenir l'acceptation immédiate des nouveaux utilisateurs, et à offrir ainsi des solutions auditives performantes pour de longues années » affirme Aurélie Zambeaux, responsable marketing et communication d'Oticon France.

A propos de l'IF Design Awards :

L'IF Product Design Award est parmi les prix les plus importants au monde récompensant l'innovation des produits en terme de design. Les jurés, composés de designers et d'entrepreneurs reconnus, se livrent à un débat critique pour choisir les produits élus parmi les postulants provenant de plus de 48 pays. Les sociétés et les studios de design utilisent le logo iF comme un gage de qualité de service et de produit.



Vous aimez les nouvelles technologies ?

Vous adorez les réseaux sociaux ? Ca tombe bien, Oticon France aussi !

Vous pouvez désormais nous suivre quasiment en direct sur l'inévitable Facebook grâce à la toute nouvelle page Oticon France.

Riche en actus, en photos et totalement interactive puisque vous pourrez notamment y laisser des commentaires auxquels nous prendrons soin de répondre, la page Facebook d'Oticon France marque un pas de plus vers un monde toujours plus connecté ! Elle vous permet en effet de rester en contact étroit avec nous...

Alors, pour tout savoir de nos actus, de nos nouveautés produits, pour suivre au jour le jour le quotidien de notre marque et évidemment pour nous écrire des petits mots, vous connaissez la marche à suivre: n'hésitez pas à devenir fan de la page Facebook d'Oticon France ! A tout de suite sur <http://www.facebook.com/pages/Oticon-France/226886217369151> !

N'hésitez pas à en parler autour de vous pour agrandir jour après jour la famille Oticon !

Pour toutes questions, contactez
Aurélie Zambeaux
Responsable marketing & communication
Oticon - ac@oticon.fr





■ Phonak

La gamme pédiatrique Phonak désormais complète avec le nouveau Nios S H2O

Miniaturisé, résistant à l'eau et aux poussières : Nios S H2O est la toute dernière solution auditive pédiatrique présentée par Phonak

La gamme pédiatrique Phonak, composée des produits Nios S H2O et Naída S, est basée sur la nouvelle technologie Spice+ et couvre tous les âges et niveaux de pertes auditives. Le nouveau boîtier résistant à l'eau et aux poussières de Nios S H2O et le design éprouvé de Naída S offrent aux enfants plus de liberté, sans compromettre leur audition. Toutes les solutions pédiatriques intègrent des fonctions clés telles que la compression non-linéaire de fréquence, la suppression du larsen avancée, la directivité supérieure et la compatibilité avec Dynamic FM. Au-delà de la gamme pédiatrique, les adolescents qui recherchent une aide auditive plus discrète trouveront une solution adaptée avec Audéo S SMART et Naída S CRT.

Une gamme conçue en fonction des besoins des enfants

Nios S H2O



Quel que soit l'âge et le niveau de perte auditive, la gamme pédiatrique Phonak offre une solution à chaque besoin. Le nouveau Nios S H2O est conçu pour les enfants ayant une perte auditive légère à sévère et tient compte des défis que représentent les environnements d'écoute en constante évolution. Le boîtier miniaturisé et résistant à l'eau et aux poussières de Nios S H2O est disponible en deux niveaux de prix et de performances. Les enfants atteints de pertes auditives moyennement sévères à profondes trouveront une solution idéale avec la famille surpuissante de produits Naída S.

Famille Naída S



Elle comprend des modèles SuperPower (SP) et UltraPower (UP) et est disponible en trois niveaux de prix et de performances.

Dernière nouveauté : Naída S CRT, le plus petit des Naída avec écouteur déporté pour répondre aux besoins de puissance et de design.

« Nous sommes fiers de présenter une gamme complète de solutions auditives pédiatriques, » explique Claude Diversi, Directeur Général Phonak France. « Grâce à leurs boîtiers résistants à l'eau et aux poussières, Naída S et Nios S H2O sont extrêmement robustes et sont le compagnon idéal des enfants pour toutes sortes d'activités et aventures. »

Le meilleur pour le développement de la parole et du langage

La gamme pédiatrique Phonak est conçue pour améliorer le développement de la parole et du langage. L'audibilité des fréquences aiguës, comme entendre les sons de la voix d'une mère, représente souvent un défi pour les enfants atteints de pertes auditives.

«SoundRecover», une fonction unique à Phonak, rend audibles les sons des fréquences aiguës, auparavant inaudibles. La compression non-linéaire de fréquence appliquée est directement proportionnelle au niveau de perte auditive, assurant une qualité sonore naturelle et une exposition constante aux fréquences aiguës.

La technologie sans fil touche tous les aspects de la vie d'un enfant, des appareils de divertissement à la maison à l'éducation. Dynamic FM de Phonak et les accessoires sans fil ouvrent le monde de la connectivité aux enfants de tous les âges. Ecouter dans une salle de classe bruyante, bavarder au téléphone, apprécier la musique sur un iPod, regarder la télévision ou communiquer sur l'ordinateur, toutes ces actions sont plus faciles avec les solutions pédiatriques Phonak.

La liberté du choix pour les adolescents atteints de perte auditive

Lorsque les enfants grandissent, ils deviennent plus conscients de leur apparence. Au-delà de la gamme pédiatrique, les besoins des adolescents peuvent être satisfaits avec Audéo S SMART et le nouveau Naída S CRT, résistant à l'eau.

Ces appareils très élégants sont combinés avec une variété d'options de connectivité sans fil, dans les plus petits boîtiers possibles, offrant une technologie ultra-moderne, la connectivité et, enfin, un design primé.

Audéo S SMART



Indécelable, pour tout entendre

La plus petite aide auditive sur mesure Phonak offre un excellent appareillage et est pratiquement invisible dans l'oreille

Avec le nouveau Phonak nano, les utilisateurs n'ont plus besoin de choisir entre une solution discrète et une excellente performance auditive. La plus petite aide auditive sur-mesure de Phonak est pratiquement invisible dans l'oreille, tout en permettant une compréhension claire, même dans les situations d'écoute difficiles.

Phonak nano



Grâce à la technologie de traitement du signal Spice+, l'acceptation spontanée est pratiquement garantie et la qualité sonore en général est excellente. Un nouveau design de la coque permet à l'aide auditive d'être portée confortablement dans le canal auditif. Phonak avait de grandes ambitions avec comme objectif d'intégrer le meilleur processeur de son du marché



dans la plus petite coque intra-auriculaire qui soit, ne pas imposer de techniques spéciales de prises d'empreintes et délivrer les meilleures performances auditives. Phonak nano est l'accomplissement de cette vision. De nombreuses personnes sont conscientes de leur perte auditive et préfèrent une aide auditive qui ne se voit pas. Ces personnes veulent une solution petite et discrète, qui ne se remarque pas, mais qui offre une qualité sonore exceptionnelle dans un grand nombre d'environnements auditifs quotidiens.

Taille minimale, performances maximales

Le nouveau design sur mesure combiné avec la technologie Spice+ assure qu'il n'y a pas de compromis entre la taille et les performances. Un nouveau composite chargé d'un matériau type céramique, utilisé en particulier dans l'industrie dentaire, permet de rendre les parois de la coque significativement plus fine, sans en compromettre la stabilité, ni la longévité.

«Beaucoup de personnes luttent quotidiennement avec leur audition mais refusent toujours de s'appareiller car ils ne veulent pas que leurs collègues, leurs amis ou leur famille l'apprennent. Nous avons travaillé dur pour offrir une solution délivrant des performances auditives exceptionnelles dans une taille extrêmement séduisante», explique Claude Diversi, Directeur Général Phonak France. «Le résultat est Phonak nano. Il permet d'entendre sans effort, tout en étant pratiquement invisible dans le conduit auditif.»

Adaptation confortable, acceptation spontanée élevée

Chaque Phonak nano est une conception personnalisée utilisant un design avancé et une technologie de production 100% numérique et les dernières innovations des matériaux. Des parois de coque plus fines, un nouveau design de face-plate et de compartiment pile et d'autres innovations ont permis d'optimiser le positionnement des composants pour offrir un appareil qui se place plus profondément dans le conduit auditif. Sa pointe conique minimise les contacts avec la partie osseuse du canal auditif et améliore le confort de port. Les données géométriques de l'appareil sont automatiquement transférées dans le logiciel d'appareillage

Phonak Target™ pour optimiser l'appareillage initial et améliorer l'acceptation spontanée. La plus petite aide auditive intra-auriculaire Phonak, Phonak nano, est disponible en deux catégories de prix et de performances, Phonak Ambra nano (Premium) et Phonak Solana nano (Business).

Phonak Spice+ : plus de bénéfices pour les patients et les audioprothésistes

Disponible pour tous les produits Spice lancés au cours des 12 derniers mois, Spice+ délivre une meilleure qualité sonore, une acceptation spontanée supérieure, moins d'efforts d'adaptation fine et un plaisir auditif à long terme.



Un traitement du signal éprouvé, une adaptation plus aisée grâce au nouveau logiciel Phonak Target 2.0 ainsi qu'une percée de nouveaux produits sont les piliers de Spice+. Créée pour aider les audioprothésistes, la technologie Spice+ a été développée dans le but d'améliorer les innovations lancées l'année dernière avec la Génération Spice de Phonak, en proposant des solutions améliorées et disponibles pour l'ensemble de la gamme Spice.

Entendre dans le calme – pas aussi simple que ça

Au cours du développement initial de la Génération Spice de Phonak, nos efforts d'innovation visaient à atteindre des performances inégalées dans les situations les plus difficiles.

Nous y sommes parvenus grâce à la Technologie Zoom de Phonak. Pour Spice+, nous avons voulu atteindre le même niveau d'innovation dans les environnements auditifs calmes. Car, contrairement

à ce que l'on croit, les situations calmes changent en fait plus souvent qu'on ne le pense. Ainsi, en gérant subtilement les nuances, il est possible d'améliorer significativement la qualité sonore. Grâce au nouveau traitement du signal de Spice+, les fluctuations subtiles de l'amplitude du signal dans les situations calmes sont gérées efficacement et en temps réel conduisant à un plaisir auditif durable pour le patient.

Moins d'efforts d'adaptation fine pour l'audioprothésiste

En tant que fabricant, notre ambition est d'offrir aux audioprothésistes un logiciel d'appareillage le plus intuitif et le plus fonctionnel possible. En 2010, Phonak a lancé Phonak Target 1.0. Nous sommes à présent ravis de vous présenter Phonak Target 2.0. Nous avons perfectionné le processus d'appareillage, simplifié le gestionnaire de programme et ajouté des commandes et des actions pratiques. La force de Phonak Target 2.0 est qu'il ne requiert aucune formation pour l'audioprothésiste. Tous les ajustements et les changements intégrés au logiciel sont intuitifs et permettront de simplifier le travail de l'audioprothésiste et une acceptation spontanée supérieure pour les patients.

Et découvrez en plus... une quantité de nouveaux produits

Avec Spice+, Phonak introduit une grande variété de nouveaux produits telle que la gamme de solutions résistantes à l'eau. Les nouveaux boîtiers micro-miniaturisés offrent non seulement la plus grande résistance à l'eau, à la sueur et aux poussières du marché, mais également une performance Spice imbattable.

Naida S CRT





Les trois nouveaux modèles couvrent un grand nombre de solutions : du M H2O en trois segments de prix au plus petit Naída S CRT avec écouteur déporté.

De plus, la gamme pédiatrique sera complétée avec le Nios S H2O, une nouvelle aide auditive extrêmement robuste pour les enfants et les adolescents. En complément de cette nouvelle gamme de produits, Spice+ introduit également la plus petite coque intra-auriculaire, Phonak nano.

Tellement petit qu'il disparaît complètement dans le conduit auditif, les audioprothésistes seront satisfaits d'apprendre que malgré l'extrême miniaturisation, Phonak nano délivre une qualité sonore remarquable.

Et enfin, la dernière nouveauté mais non la moindre, Phonak Spice+ lance un nouvel accessoire, la Phonak ComPilot qui combine l'accessibilité de la connectivité sans fil et la commodité d'une télécommande et introduit pour la première fois des alertes vocales, le tout dans un appareil simple et élégant.



Spice+ ComPilot



Phonak impressionne avec sa nouvelle gamme de produits résistants à l'eau et aux poussières

Basée sur la nouvelle technologie Spice+, les aides auditives Phonak M H2O sont le choix idéal pour les utilisateurs qui recherchent d'excellentes performances au cours de toutes leurs activités.

De nos jours, les utilisateurs d'aides auditives sont très clairs à propos de leurs attentes. Ils veulent une aide auditive performante dans tous les environnements et toutes les situations d'écoute. La nouvelle gamme résistante à l'eau et aux poussières de Phonak a été lancée pour répondre à ces critères. Qu'ils participent à une conversation sous la pluie ou à des activités dans et au bord de l'eau, les utilisateurs n'auront plus à se soucier de leurs aides auditives. Les nouveaux produits résistants à l'eau et aux poussières de Phonak sont disponibles du contour d'oreille miniaturisé au CRT surpuissant avec un produit en gamme pédiatrique.

Doté d'un niveau impressionnant de résistance à l'eau et aux poussières (IP67), les nouveaux modèles Phonak M H2O sont idéaux dedans comme dehors, et pour toutes sortes d'activités du jogging au vélo en passant par les activités nautiques. Sur ce nouveau boîtier résistant à l'eau et aux poussières, une attention toute particulière a été portée à la protection du microphone et du tiroir pile, ce qui assure des performances optimales dans tous les environnements. Phonak M H2O dispose aussi d'une bobine d'induction, d'un contrôle manuel embarqué et il est compatible FM (récepteur ML15i). Outre ses avantages et ses performances, le Phonak M H2O est le choix idéal pour une grande majorité de patients.

Phonak Ambra M H2O



Basé sur la nouvelle technologie Spice+, Phonak M H2O offre des performances uniques. Spice+ délivre une meilleure qualité sonore, une acceptation spontanée supérieure, moins d'efforts d'adaptation fine et un plaisir auditif à long terme.

Pour couvrir l'ensemble des besoins, le nouveau M H2O est disponible en trois segments de prix et de performances qui viennent compléter les gammes Phonak Ambra (premium), Phonak Solana (business) et Phonak Cassia (économique).

« Avec notre nouveau portefeuille produits, nous introduisons de réelles solutions fiables offrant des performances remarquables et un haut niveau de résistance à l'eau et aux poussières. Les utilisateurs pourront faire ce qu'ils souhaitent, quand ils le souhaitent sans se soucier de leurs aides auditives. » affirme Claude Diversi, Directeur Général Phonak France.

Naída S CRT



Cette gamme d'aides auditives résistantes à l'eau et aux poussières est complétée par l'introduction du nouveau Naída S CRT, un écouteur déporté pour toutes les personnes qui ne veulent pas de compromis entre la puissance et une aide auditive discrète. Au sein de la famille de produits M H2O, on retrouve également le nouveau Nios S H2O, une aide auditive extrêmement robuste qui intègre le portefeuille produit pédiatrique et qui offre un boîtier miniaturisé parfaitement adapté aux petites oreilles.

Pour plus d'informations, visitez www.phonakpro.fr et www.phonak.fr ou contactez : Maud Garrel - Phonak France Relations Presse - Tél : 04 72 14 50 00 Email : maud.garrel@phonak.com



Siemens

iMini II™ de Siemens.

La discrétion comme vous ne l'avez jamais vue

iMini II, nouveauté disponible



iMini II, IIC pile 10, face plate chocolat et coque blanche laquée type céramique.

Siemens a développé une solution auditive plus petite que jamais. Inséré entièrement dans le conduit auditif, 100% discret, le nouvel intra-auriculaire iMini II est très confortable et ne produit pas de Larsen ni d'effet d'occlusion. Les aides auditives iMini II sont fabriquées à la main, sur mesure pour chaque utilisateur (modeling France, assemblage dans l'usine Siemens en Allemagne).

Disponible en séries 701 (16 canaux) et 301 (8 canaux de gain), iMini II est équipé du circuit BestSound Technology. Avec 40 dB de gain et 113 dB de niveau de sortie, iMini II est idéal en renouvellement ou en premier appareillage, pour la correction des pertes auditives légères à moyennes.

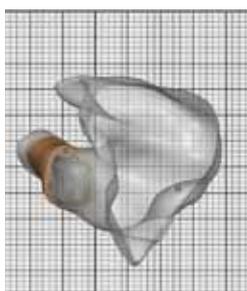
Design exclusif et haute technologie

Bienvenue dans le monde du luxe subtil. Un monde de qualité et de raffinement.

Précision de pointe pour une adaptation parfaite



Numérisation de l'empreinte



Découpe virtuelle



Insertion ultra -profonde



Un monde dans lequel l'innovation devient un art. Un monde où technologie et personnalisation ne font plus qu'un. Bienvenue dans le monde de Siemens iMini II. Miniaturisé à l'extrême et équipé des dernières innovations, Siemens iMini II est l'expression de la haute technologie auditive.

100% discret avec sa faceplate XS pour insertion profonde (après le 1^{er} coude), iMini II est en moyenne 30 % plus petit que les CIC ordinaires. Il disparaît totalement dans le conduit auditif, où il se loge très confortablement.

Grâce à la nouvelle technologie nano-Laquering de protection, la coque est **hypoallergénique**.



La position d'iMini II **empêche tout effet d'oreille bouchée**.

FeedbackStopper, anti-Larsen efficace et rapide de Siemens, évite la gêne liée aux sifflements intempestifs.

Avec le circuit BestSound Technology et la position du microphone dans le conduit auditif, qui assure la directivité naturelle de l'oreille, Siemens iMini II délivre une **qualité sonore pure et naturelle**.

Le circuit BestSound Technology garantit **confort, performance et efficacité**.

Siemens iMini II dispose en outre de SoundBrilliance (série 701), SoundSmoothing™, Traitement de la Parole et du Bruit, eWindScreen™ et DataLogging.



Passion de la précision

Chaque empreinte est numérisée, la fabrication de la coque sur mesure est réalisée en 3D grâce à une technologie Laser de stéréolithographie.

L'appareil auditif est ensuite modelé par des spécialistes hautement qualifiés.

Ils montent et assemblent méticuleusement l'appareil auditif, en s'assurant que chaque composant intègre exactement la position prévue et que tous les éléments de la coque s'insèrent parfaitement.

Ce processus garantit un niveau de fiabilité et de reproductibilité inégalé.



■ Starkey Spectral iQ : améliorer l'audibilité des fréquences aiguës

par Jason A. Galster, Ph.D.,
Susie Valentine, Ph.D.,
J. Andrew Dundas, Ph.D., &
Kelly Fitz, Ph.D.

Les fréquences aiguës comptent parmi les composantes les plus utiles du langage parlé

Les fréquences supérieures à 3000 Hz représentent environ 25 % des indices vocaux audibles nécessaires à l'intelligibilité du langage parlé (ANSI S3.5-1997). La fricative /s/, qui possède la fréquence la plus élevée, est l'une des consonnes les plus courantes de la langue anglaise. L'énergie de crête du /s/ prononcé par un enfant ou une femme se situe entre 6300 et 8300 Hz (Stelmachowicz, Lewis, Choi et Hoover, 2007) et dans une plage comprise entre 57 et 68 dB (Behrens et Blumstein, 1988). Chez certains patients présentant une perte auditive dans les hautes fréquences, une amplification classique risque de ne pas restaurer l'audibilité de ces indices vocaux et même de ne pas constituer une solution souhaitable.

La restauration de l'audibilité chez les personnes atteintes de surdité sévère ou profonde dans les fréquences aiguës est souvent limitée par la bande passante restreinte des aides auditives, l'effet



Figure 1 : Dans cet exemple, les cases numérotées représentent les canaux de l'aide auditive. Plus le chiffre est élevé, plus la fréquence est aiguë. Le panneau A correspond à l'amplification d'une aide auditive sans traitement de signal spécifique. Le panneau B, aux fréquences aiguës transposées et à leurs relations avec les fréquences inférieures.

larsen et des cibles de gain mal adaptées. Même lorsque la restauration de l'audition des signaux vocaux à haute fréquence s'avère possible, certains patients souffrant de surdité sévère à profonde risquent de ne pas tirer profit de l'amplification et de rejeter la qualité du son amplifié. Ces résultats sont parfois attribués au non fonctionnement de cellules ciliées internes («zones mortes») dans certaines portions de la cochlée. Dans une zone morte, la transduction anormale de la vibration mécanique de la membrane basilaire empêche la stimulation électrique du nerf auditif. Chez les patients présentant des zones mortes cochléaires, le résultat de l'amplification de la parole dans ces zones a été qualifié de «surcharge d'informations» (Moore, 2011). On pense que le patient malentendant perçoit cette surcharge comme une distorsion.

L'incapacité à restaurer l'audition des sons dans les hautes fréquences et l'éventuelle contre-indication de cette restauration constituent des problèmes complexes bien connus des professionnels de la correction auditive.

Pour les résoudre, on a imaginé de transférer les informations des hautes fréquences dans des zones fréquentielles plus basses caractérisées par une perte auditive souvent moins importante et une intégrité cochléaire supérieure. En d'autres termes, l'abaissement fréquentiel des informations vocales devrait en améliorer l'audibilité chez les patients présentant une perte d'audition dans les hautes fréquences.

Les études consacrées aux stratégies d'abaissement fréquentiel ont livré des conclusions mitigées. Plusieurs documents rapportent les résultats d'un test systématique de ces technologies. En 1979, Braida et al. ont passé en revue les toutes premières études à ce sujet menées dans les années 1950, 1960 et 1970. Ils ont constaté que les techniques d'abaissement fréquentiel pratiquées au milieu du XXe siècle n'ont pas été à la hauteur des attentes.

Ils expliquent cet échec par les difficultés soulevées par les stratégies d'abaissement fréquentiel ainsi que par l'absence de formation et d'acclimatation des patients et concluent que «un abaissement fréquentiel important tend à générer des schémas sonores très différents de ceux de la parole normale ; on peut supposer sans faire preuve d'irréalisme que cet abaissement ne pourra porter

ses fruits qu'au prix d'un programme de formation intensif, de longue durée et convenablement conçu» (Braida et al., 1979, p.109). Plus récemment, Simpson (2009) a publié un rapport actualisé sur les résultats d'études consacrées à diverses techniques d'abaissement fréquentiel. Plusieurs parties de ce rapport portaient sur des mises en oeuvre modernes de ces techniques. Son étude documentaire a montré que l'abaissement fréquentiel donne de meilleurs résultats cliniques que ceux observés dans le passé par Braida et al. Ces applications récentes ont donné lieu à des avantages significatifs en termes d'intelligibilité de la parole qui, en dépit de différences de résultats selon les personnes, confortent l'utilisation clinique de ces technologies (Kuk et al., 2009 ; Glista et al., 2009).

Description et comparaison des techniques d'abaissement fréquentiel actuelles

La section suivante se penche sur deux techniques existantes d'abaissement fréquentiel et les compare à une nouvelle technologie d'amélioration de l'audibilité des signaux à hautes fréquences. Au moment de sa publication, deux sociétés leaders du secteur des aides auditives proposent chacune une technologie d'abaissement fréquentiel sous la forme de fonctions de traitement des signaux. Il s'agit de la transposition fréquentielle linéaire (LFT) et de la compression fréquentielle non linéaire (NLFC).

La transposition fréquentielle linéaire transfère les fréquences aiguës dans une plage fréquentielle plus basse. Ces fréquences viennent chevaucher certains sons à fréquences graves existants. Cette technologie est capable de déplacer des fréquences aiguës de deux octaves supérieures à une fréquence de départ définie jusqu'à une octave en-dessous de la fréquence de départ. Dans cet exemple, le terme «linéaire» signifie que la répartition des fréquences au sein des sons abaissés demeure inchangée.

La **figure 1**, adaptée de Simpson (2009), illustre ce processus. Le panneau A représente l'amplification classique d'un traitement de signal. Le panneau B représente les fréquences aiguës transposées et leurs relations avec les sons à fréquences inférieures. Ce processus de transposition maintient les relations entre les sons aigus



de la parole, utiles à l'intelligibilité et à la qualité du message. Du fait du chevauchement des fréquences aiguës et graves, les sons transposés risquent de masquer les informations vocales présentes dans les graves. Afin de limiter cet effet indésirable, la LFT ne transpose les informations fréquentielles que si elle détecte des hautes fréquences en entrée.

Bien que la transposition soit transitoire et fonction des signaux à l'entrée de l'aide auditive, la bande passante de l'appareil demeure réduite en permanence, même en l'absence de transposition active.

La **figure 2** représente deux spectrogrammes : le premier a été enregistré sans LFT et le second avec LFT.

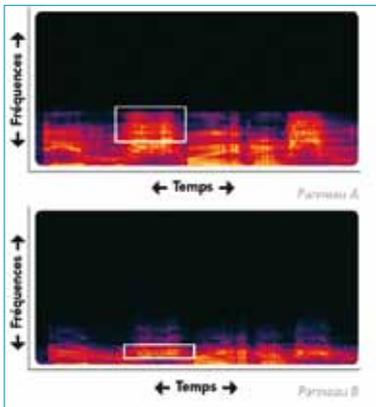


Figure 2 : Deux spectrogrammes : le premier (A) a été enregistré sans LFT et le second (B), avec LFT. Chaque enregistrement correspond au même stimulus vocal contenant un signal médium et un son final «SH» ou /J/. Dans cet exemple, les cadres blancs attirent l'attention sur les différences entre les deux tracés et montrent le comportement de transposition des sons à hautes fréquences vers des zones à fréquences graves de ce dispositif.

Chaque enregistrement correspond au même stimulus vocal composé d'un signal médium et d'un son final «SH» ou /J/. Dans cet exemple, les cadres blancs attirent l'attention sur les différences entre les deux tracés et montrent le comportement de transposition des fréquences aiguës vers les zones fréquentielles plus graves de ce système. L'effet limiteur de bande de la LFT apparaît également car l'énergie à hautes fréquences descend rapidement au-dessus de 4000 Hz.

La compression fréquentielle non linéaire. La seconde méthode d'abaissement fréquentiel proposée, adopte une approche différente. Dans ce cas, l'énergie présente

dans les hautes fréquences est transférée par compression vers une zone fréquentielle inférieure. Les fréquences les plus élevées sont transférées et compressées au maximum alors que les signaux des fréquences inférieures sont transférés progressivement et dans une moindre mesure. Cette technologie fait appel à une fréquence de coupure. En-dessous de cette fréquence, le signal amplifié ne change pas. Au-dessus, tous les signaux sont compressés dans la zone fréquentielle comprimée.

La **figure 3**, adaptée de Simpson (2009), illustre ce processus. Les cases numérotées représentent toujours les canaux de l'aide auditive. Contrairement à ce qui se passe avec la transposition fréquentielle, la NLFC ne modifie pas les fréquences inférieures à la fréquence de coupure définie (pas d'effet de chevauchement). Toutes les fréquences aiguës situées au-dessus de cette fréquence de coupure seront compressées en une plage de hautes fréquences réduite. Si la compression ne se situe pas dans la plage de fréquences importantes d'un formant, le son et la qualité des voyelles seront conservés.



Figure 3 : Dans cet exemple, les cases numérotées représentent les canaux. Plus le chiffre est élevé, plus la fréquence est aiguë. Le panneau A correspond à la bande passante amplifiée sans abaissement fréquentiel. Le B, au signal traité et à sa compression vers les fréquences inférieures.

Lors de l'optimisation de la cible avec ce type de technologie, la diminution de la fréquence de coupure vers une zone contenant des formants risque de compromettre les relations harmoniques et, par extrapolation, la qualité du signal de parole. Comme la LFT, la NLFC limite l'amplification des hautes fréquences au-dessus de la fréquence compressée la plus élevée.

La **figure 4** représente deux spectrogrammes : sans et avec NLFC activée. Chaque enregistrement avec le même stimulus vocal contenant un son médial et un son final « SH » ou /J/. Dans cet exemple, les cadres blancs attirent l'at-

tention sur les différences entre les deux tracés et montrent le comportement de ce système consistant à comprimer des sons à hautes fréquences vers une zone fréquentielle inférieure. L'effet limiteur de bande de la NLFC apparaît également car il n'y a plus d'amplification au-dessus de 5000 Hz.

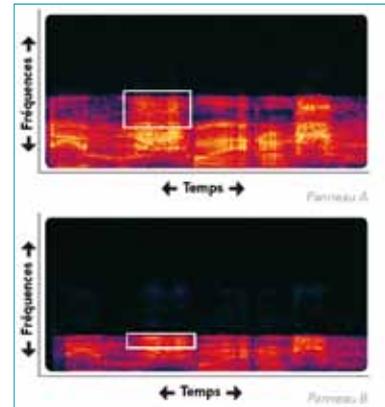


Figure 4 : Avec et sans NLFC. Conditions de test et d'enregistrement identiques. Dans cet exemple, les cadres blancs attirent l'attention sur les différences entre les deux tracés et montrent la compression des hautes fréquences vers une zone à fréquentielle inférieure.

Conscients des avantages et des limites que présentaient les méthodes d'abaissement fréquentiel existantes, les chercheurs des Laboratoires Starkey ont développé une nouvelle technologie pour corriger les patients présentant une perte auditive sévère à profonde dans les hautes fréquences.

Baptisée Spectral iQ, cette innovation restaure à la fois l'audibilité des fonctions vocales à hautes fréquences et évite les distorsions et la réduction de la bande passante propres aux techniques d'abaissement fréquentiel traditionnelles.

Spectral iQ utilise une technique baptisée «Fonction d'Identification Spectrale» qui enregistre le signal d'entrée de l'aide auditive. Celle-ci identifie et classe les caractéristiques acoustiques dans les hautes fréquences. Une fois détectées, Spectral iQ fait appel à une technique de traitement de signal complexe pour les reproduire à une fréquence plus grave dans la zone d'audibilité du patient. Ce processus unique en son genre va plus loin que le simple abaissement de la fréquence : la reproduction en temps réel des indices vocaux aigus permet de présenter des informations vocales audibles tout en limitant la distorsion présente avec d'autres technologies.



Ainsi, des informations vocales telles que /s/ ou /j/ présentent des spécificités spectrales distinctes permettant de les identifier avec précision. L'énergie d'un bruit à large bande occupera une large bande de fréquences tandis que des mots ou de la musique à hautes fréquences présenteront des crêtes d'énergie dans les hautes fréquences et souvent moins d'énergie à des fréquences inférieures. Ces relations permettent d'identifier et de traduire instantanément et avec précision des signaux à hautes fréquences essentiels pour la compréhension.

La **figure 5** illustre le comportement de Spectral iQ : le panneau A correspond à la réponse inchangée de l'aide auditive. Le panneau B représente l'identification d'une composante vocale haute fréquence tel que /s/ ainsi que l'information vocale recréée. Le panneau C montre que, lorsque les informations vocales aiguës ont disparu, Spectral iQ demeure inactif jusqu'à ce que la fonction d'identification Spectrale détecte à nouveau la présence d'une information vocale adéquate et déclenche la duplication d'un signal identique à une fréquence inférieure.

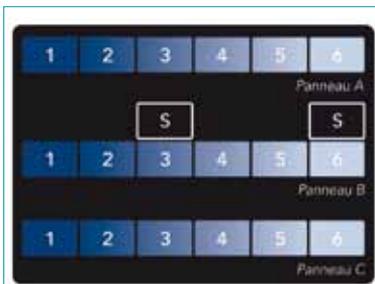


Figure 5 : Le comportement de Spectral iQ : le panneau A montre la réponse de l'aide auditive sans traitement de signal particulier. Le panneau B montre l'identification de l'indice vocal dans les hautes fréquences et la duplication dans les basses fréquences de l'indice identifié. Le panneau C illustre qu'en l'absence de Spectral iQ le traitement signal n'a aucun impact sur la bande passante.

La **figure 6** représente deux spectrogrammes : avec et sans Spectral iQ activé. Chaque enregistrement correspond au même stimulus vocal contenant un son médial et un son final. Dans cet exemple, les cadres blancs attirent l'attention sur les différences entre les deux tracés et montrent le comportement d'identification d'un indice vocal hautes fréquences et la duplication de cet indice à une fréquence inférieure. La comparaison visuelle des

panneaux A et B montre qu'il n'y a aucun impact sur la bande passante.

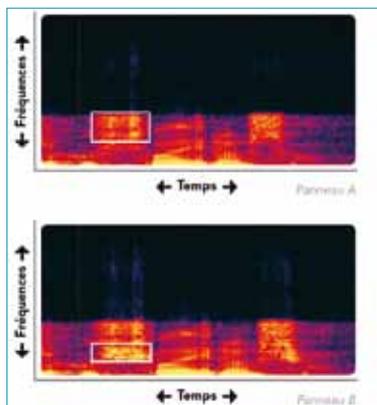


Figure 6 : Deux spectrogrammes : le premier (panneau A) a été enregistré sans Spectral iQ et le second (panneau B), avec Spectral iQ activé. Chaque enregistrement correspond au même stimulus vocal contenant un son médial et un son final «SH» ou /J/. Dans cet exemple, les cadres blancs attirent l'attention sur les différences entre les deux tracés et montrent le comportement d'identification d'un indice vocal en hautes fréquences et la duplication de cet indice à une fréquence inférieure par Spectral iQ.

La comparaison de ces trois technologies conçues pour améliorer l'audibilité vocale des fréquences aiguës montre que, pour présenter des avantages, elles doivent uniquement introduire un signal que le patient n'entendait pas auparavant. C'est pourquoi certains patients devront peut-être s'habituer au changement de sonorité. La LFT transfère temporairement les sons aigus (parole et bruit) vers des zones fréquentielles inférieures où chevauchent les sons de la plage audible.

La NLFC ramène les fréquences aiguës (qui peuvent être de la parole et du bruit) dans une plage audible, ce qui déforme certains indices tout en préservant les signaux en basses fréquences. Du fait de sa nature dynamique, Spectral iQ, conserve la répartition naturelle des fréquences et la qualité des signaux à large bande tout en évitant l'introduction d'un bruit en hautes fréquences absent au préalable des zones fréquentielles inférieures.

Pour ce faire, il génère un signal audible complémentaire en présence de signaux vocaux à composantes en hautes fréquences tels que /s/ et /j/.

Preuves cliniques à l'appui

20 participants, présentant tous une surdité de perception symétrique légère avec une pente accentuée, sévère ou profonde dans les aigus ont participé à une étude clinique. Deux d'entre eux, qui n'ont pas pu satisfaire aux exigences expérimentales, ne sont pas pris en compte dans cette présentation.

Chaque participant a dû se soumettre au «S test», qui a pour objectif d'identifier la présence ou l'absence d'un /s/final (par exemple, «dog» ou «dogs»). En anglais, la consonne finale /s/ marque souvent la possession ou le pluriel. Sa détection est donc importante. Les mots ont été présentés en champ libre à 65 dB SPL, avec un niveau faible de bruit de fond de conversation à 45 dB SPL. Parce qu'il s'agit d'une tâche de détection, similaire à la recherche d'un seuil pour la parole, plutôt que d'une tâche de reconnaissance vocale, les scores sont calculés à l'aide d'une mesure statistique de d'(prime).

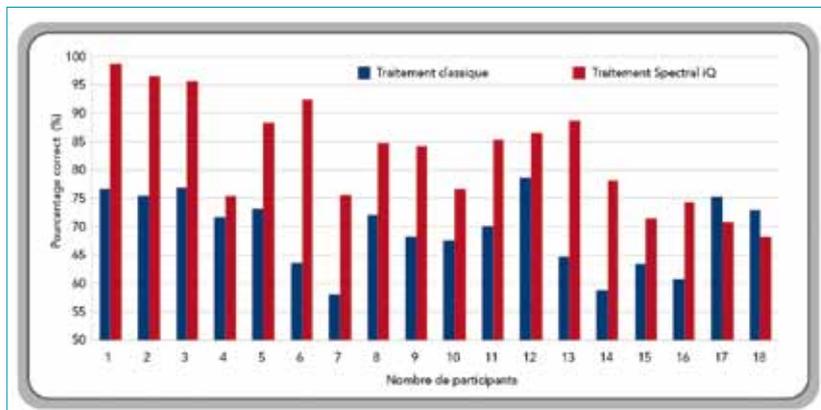


Figure 7 : Résultats du « test du S » : les barres bleues correspondent au pourcentage d'identification correcte avec le traitement classique, les barres rouges avec Spectral iQ.



Les résultats présentés ici ont été convertis dans une mesure cliniquement reconnaissable, le pourcentage de réponses correctes, à l'aide d'une méthode décrite par Hartmann (1997, p. 543).

La **figure 7** fournit les résultats du S test : les barres bleues indiquent le pourcentage d'identification correcte avec le traitement classique, les barres rouges avec Spectral iQ. Les données moyennes font apparaître un avantage collectif de 13 % similaire aux améliorations observées avec les technologies existantes (Simpson, 2009). Dans l'étude concernée, Spectral iQ a permis à 16 des 18 participants d'améliorer de 29 % la détection de la parole à composante en hautes fréquences.

Résumé

L'abaissement fréquentiel fait partie de la technologie des aides auditives depuis plus de 50 ans. Des avancées récentes dans le traitement des signaux ont amélioré ces technologies et leurs résultats cliniques. Starkey a développé Spectral iQ, une approche novatrice de l'amélioration de l'audibilité des signaux vocaux hautes fréquences conçue pour surmonter certains inconvénients associés aux techniques d'abaissement fréquentiel existantes.

Les approches actuelles de l'abaissement fréquentiel introduisent une distorsion du signal amplifié en raison du chevauchement des signaux ou de la perturbation des relations harmoniques ainsi que de l'audibilité accrue des bruits identifiés dans les hautes fréquences.

Spectral iQ fait appel à un algorithme unique en son genre baptisé Fonction d'identification Spectrale pour classifier en temps réel les indices vocaux et autres sons à composante en hautes fréquences et y réagir. Quand Spectral iQ identifie un signal dans les hautes fréquences, il le duplique à une fréquence audible inférieure qui indique à l'auditeur la présence de signaux vocaux en hautes fréquences tels que /s/ ou /j/. Contrairement aux techniques concurrentes qui limitent la bande passante dans les fréquences aiguës, Spectral iQ permet aux aides auditives Starkey de conserver une répartition des fréquences non déformée sur une large bande et de restaurer simultanément l'audibilité des informations vocales de hautes fréquences chez les patients jugés difficiles à appareiller jusqu'à présent.

Bibliographie

- ANSI (1997). ANSI S3.5-1997. American National Standard Methods for the calculation of the speech intelligibility index. New York.
- Behrens, S. & Blumstein, S. E. (1988). On the role of the amplitude of the fricative noise in the perception of place of articulation in voiceless fricatives. *Journal of the Acoustical Society of America*, 84(3), 861-867.
- Braida, L.D., Durlach, N.L., Lippmann, R.P., Hicks, B.L., Rabinowitz, W.M. & Reed, C.M. (1979). Hearing aids—a review of past research on linear amplification, amplitude compression, and frequency lowering. *ASHA Monographs*, 19 (Chapter IV, 87-113).
- Glista, D., Scollie, S., Bagatto, M., Seewald, R., Parsa, V. & Johnson, A. (2009). Evaluation of nonlinear frequency compression: Clinical outcomes. *International Journal of Audiology*, 48(9), 632-644.
- Hartmann, W.M. (1997). Signals, sound, and sensation. Woodbury, NY: American Institute of Physics.
- Kuk, F., Keenan, D., Korhonen, P. & Lau, C. (2009). Efficacy of linear frequency transposition

on consonant identification in quiet and noise. *Journal of the American Academy of Audiology*, 20, 465-479.

Robinson, J.D., Baer, T., & Moore, B.C. (2007). Using transposition to improve consonant discrimination and detection for listeners with severe high-frequency hearing loss. *International Journal of Audiology*, 46, 293-308.

Simpson, A. (2009). Frequency lowering devices for managing high-frequency hearing loss: A review. *Trends in Amplification*, 13(2), 87-106.

Stelmachwicz, P.G., Lewis, D.E., Choi, S. & Hoover, B. (2007). Effect of stimulus bandwidth on auditory skills in normal-hearing and hearing-impaired children. *Ear & Hearing*, 28(4), 483-494.

Remerciements

Nous tenons à remercier les contributions de Nazanin Nooraei, Au.D., John Ellison, M.S., Zheng Yan, Ph.D., et Brent Edwards, Ph.D., pour leur travail dans l'élaboration et l'évaluation de Spectral iQ.

ASSURANCES
aides auditives

Cabinet
BAILLY

Fondé en 1907 – 52600 HORTES

Des garanties complètes :

PERTE (toutes causes)
VOL
CASSE
PANNE

NOUVEAU :
CONTRAT
PARTENAIRES*

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

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

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

SARL au capital de 1.000.000 € RCS Chaumont 451 620 298
N° ORIAS : 07013032 <http://www.orias.fr>



Actualités du monde de l'audiologie

François DEGOVE

Membre du
Collège National
d'Audioprothèse

francois.degove@
wanadoo.fr



Avoir quelques chiffres en tête pour mieux comprendre son marché

Comme on peut l'observer sur la **figure 1**, il y a un allongement de l'espérance de vie qui se corréle bien lorsque le revenu par habitant croît jusqu'à \$18000. Mais après, (**Figure 2**), on s'aperçoit que ce n'est plus une réalité. La richesse par habitant a des effets contrastés. Il suffit de regarder par exemple le Danemark et Hong Kong. Il n'y a plus de corrélations. Pourquoi par exemple le Portugal qui a un revenu de \$18000/ha et l'Irlande ou les Etats-Unis qui ont un revenu par habitants de l'ordre de \$40000 n'ont-ils pas une espérance de vie supérieure ?

Quelques remarques en guise de réponses

Comme on peut le remarquer au premier coup d'œil, notre France est bien au milieu de l'univers mais, attention à ne pas confondre avec le centre du monde ! Plus sérieusement, ces 2 représentations suggèrent plusieurs choses. Tout d'abord que, finalement la vie dans le monde moderne présente un certain nombre d'avantages, c'est certain, mais aussi, un certain nombre d'inconvénients. Par exemple, le bruit dont on connaît les effets et les méfaits ou bien le stress, qui dans certains cas, pourrait aboutir à des acouphènes et/ou à des surdités brusques. Dans ces cas-là, la prise en charge n'a pas d'effet mesurable sur l'espérance de vie mais les gens consultent pour atténuer les effets secondaires de leur vie. Il y a donc une consommation médicale qui représente la lutte contre des effets délétères du monde développé. Nous en avons cité deux parce qu'ils nous concernent. Il y en a bien d'autres. C'est ce genre de comportement qui conduit par exemple l'Américain

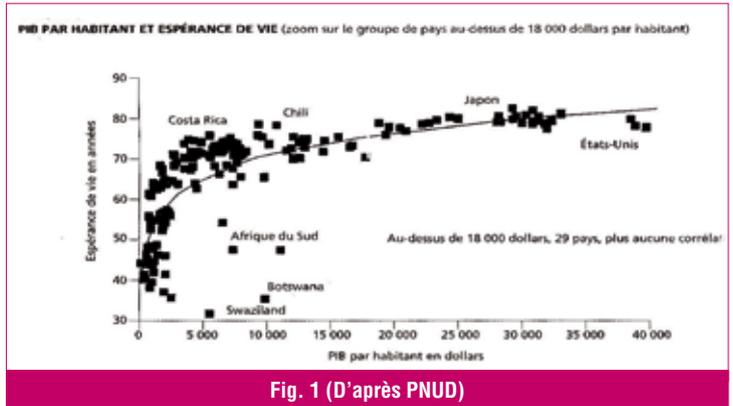


Fig. 1 (D'après PNUD)

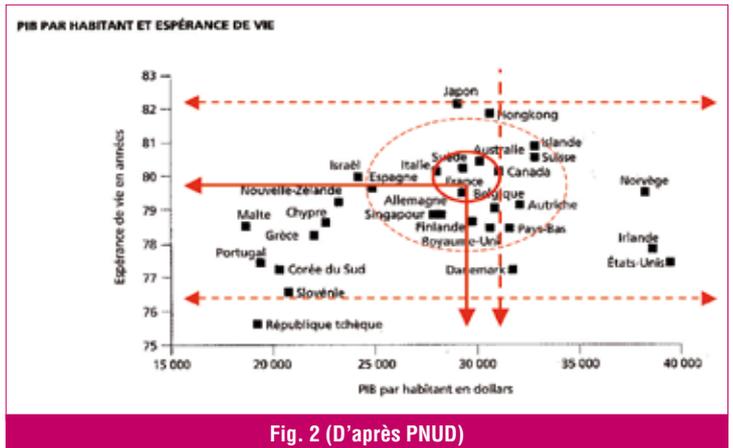


Fig. 2 (D'après PNUD)

	En milliards d'euros courants					
	2000	2005	2006	2007	2008	2009
Soins hospitaliers	52,7	67,6	70,0	72,5	75,1	78,0
Soins ambulatoires	31,2	40,9	42,8	45,0	46,8	48,3
Médecins	15,2	19,1	19,9	20,8	21,6	22,1
Auxiliaires médicaux	6,3	8,9	9,5	10,2	11,0	11,6
Dentistes	6,7	8,7	9,1	9,4	9,6	9,8
Analyses	2,8	4,0	4,1	4,2	4,3	4,5
Cures thermales	0,3	0,3	0,3	0,3	0,3	0,3
Transports de malades	1,9	2,8	3,1	3,2	3,4	3,6
Médicaments	23,6	31,5	32,4	33,6	34,5	35,4
Autres biens médicaux (1)	5,7	8,4	9,0	9,6	10,2	10,5
Consommation de soins et de biens médicaux	115,1	151,2	157,3	164,0	170,1	175,7
Taux de croissance en volume (en %)	3,7	3,1	3,3	3,4	3,0	3,0
Taux de croissance en prix (en %)	1,1	1,3	0,7	0,8	0,7	0,3
Part du PIB (en %)	8,0	8,8	8,7	8,7	8,7	9,2

(1) Optique, prothèses, orthèses, véhicules pour handicapés physiques, petits matériels et pansements.
Champ : France.

Tableau 1 (Source INSEE)



à dépenser beaucoup plus d'argent dans la santé que le Portugais sans pour autant allonger son espérance de vie.

Quelques chiffres de l'INSEE spécifiques à la France (cf tableau 1)

Dépenses de santé et commentaires (d'après l'INSEE)

Présentation

En 2009, le montant de la **dépense courante de santé (DCS)** s'élève à 223,1 milliards d'euros (soit 3 432 euros par habitant si l'on considère une population de 65 millions d'habitants). Son évolution (+ 4 %) est fortement liée à celle de la **consommation de soins et de biens médicaux (CSBM)** qui en représente les quatre cinquièmes. Elle est toutefois amplifiée en 2009 par la forte croissance des dépenses de soins aux personnes âgées en établissement et les dépenses de prévention en raison du surcoût lié à la grippe H1N1.

La consommation de soins et biens médicaux atteint 175,7 milliards d'euros, soit une consommation par habitant de 2 724 euros. Le ralentissement de sa progression, amorcé en 2008, se poursuit en 2009. Son évolution reste ainsi nettement inférieure à celle observée au début de la décennie. Le ralentissement en valeur concerne les principaux postes de dépenses, à l'exception notable des soins hospitaliers et des transports de malades.

La part de la **CSBM** dans le **PIB** augmente en raison de la baisse de celui-ci, résultat de la crise économique. En plus de 50 ans, elle a presque triplé. Jusqu'au milieu des années 80, cette progression a été assez régulière. Ensuite, elle s'est faite par à-coups avec des périodes de stabilité et des périodes de forte croissance.

La progression du prix de la **CSBM** ralentit à nouveau fortement pour constituer la plus faible hausse de prix depuis quinze ans. Le prix des soins hospitaliers, comme celui des **soins ambulatoires**, progresse. Seul **le prix des médicaments diminue encore. Ainsi la poursuite des mesures de baisse de prix** et le poids croissant des génériques expliquent essentiellement la progression modérée des prix de la **CSBM**. Toutefois, compte tenu de leur poids important, les médicaments restent un des plus forts contributeurs à la croissance en volume de la **CSBM** en 2009. **Le rythme de croissance des dépenses liées aux « autres biens médicaux » ralentit nettement en 2009. Les dépenses d'optique progressent toujours.** En revanche celles des « petits matériels et pansements » augmentent faiblement, car une partie de ces dépenses est comptabilisée dans le forfait soins des établissements d'hébergement pour personnes âgées dépendantes (EHPAD) depuis le 1^{er} août 2008.

La Sécurité Sociale finance les trois quarts de la CSBM, comme en 2008. Entre 2005 et 2008, diverses mesures d'économie prises pour **limiter le déficit de la branche**

maladie ont réduit la part de la Sécurité Sociale. L'année 2009 marque ainsi une rupture, avec la stabilisation de cette part. La prise en charge par les organismes complémentaires est tendanciellement orientée à la hausse. **Elle atteint 13,8 % de la CSBM. Le reste à la charge des ménages s'établit à 9,4 %**, interrompant la hausse enregistrée entre 2005 et 2008. Cette part demeure élevée pour certaines dépenses comme l'optique, les soins dentaires (et nous ajouterons à ce commentaire l'audioprothèse) ou les médicaments, mais elle est très faible pour les transports de malades et les soins hospitaliers.

Variations des dépenses de santé entre les pays (d'après l'OCDE)

En 2009, les dépenses de santé des pays de l'OCDE et leur part dans le PIB variaient considérablement. Les États-Unis ont conservé leur grande longueur d'avance, avec des dépenses de santé par habitant s'élevant à \$7 960, soit deux fois et demi la moyenne de l'OCDE qui se monte à : \$3223 USD.

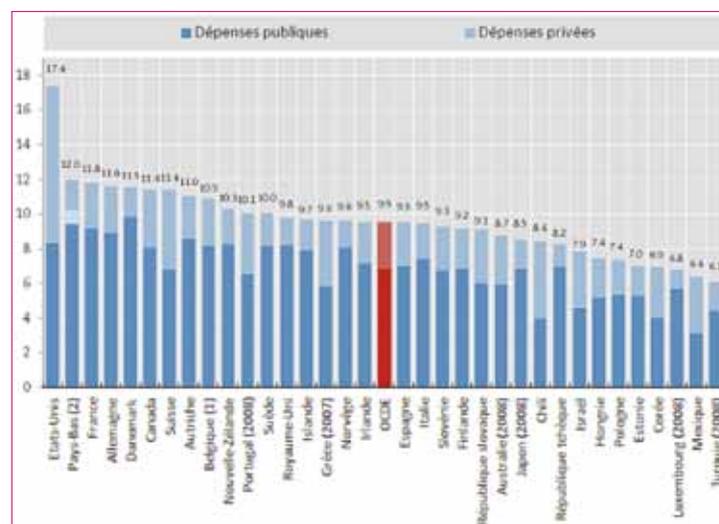


Fig. 3 (source OCDE)



Quelques chiffres supplémentaires :

Toujours en 2009, les États-Unis ont consacré 17.4 % de leur PIB à la santé, soit 5 points de pourcentage de plus que les pays qui arrivent en deuxième et troisième positions, à savoir les Pays-Bas et la France (qui ont alloué respectivement 12.0 % et 11.8 % de leur PIB à la santé).

PAYS	PIB en \$
Allemagne	3305
Corée du Sud	986
Etas Unis	14624
France	2555
Irlande	172
Japon	5390
Portugal	245
Suisse	522
Royaume-Uni	2258
(Zone euro)	12500

Tableau 2

La base de données de l'OCDE sur la santé 2011 est disponible pour la première fois sur oecd.stat, le portail statistique regroupant l'ensemble des bases de données de l'OCDE.

Le financement par les organismes complémentaires

La part des **organismes complémentaires** dans le financement de la consommation de soins et de biens médicaux (CSBM) est tendanciellement orientée à la hausse en raison de la diffusion régulière de la couverture complémentaire au sein de la population : 93,9 % des ménages disposaient d'une couverture maladie complémentaire en 2006 selon l'enquête « Santé et protection sociale » de l'IRDES. Cette part atteint 24,3 milliards d'euros en 2009, soit 13,8 % de la CSBM contre 13,7 % en 2008. Cette progression est faible par rapport aux évolutions des années antérieures. Elle est imputable essentiellement à la dynamique de croissance des biens médicaux pris en charge par les organismes complémentaires (+6,2 % en 2009, après +8,3 % en 2008).

Entre 2005 et 2008, la part des organismes complémentaires dans le financement de dépenses de santé avait en effet sensiblement augmenté, passant de 13,2 % en 2005 à 13,7 % en 2008. Cette progression était le résultat de deux évolutions contraires : une part accrue des

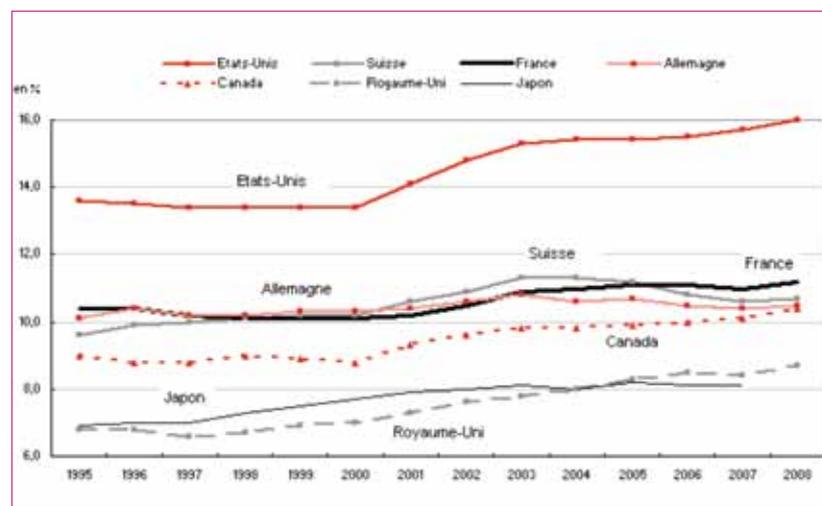
organismes complémentaires dans les soins hospitaliers et les biens médicaux, et une réduction de la prise en charge des médicaments, la part des organismes complémentaires dans les soins ambulatoires restant stable, de l'ordre de 20 %.

Entre 2005 et 2008, la part des organismes complémentaires dans les dépenses hospitalières (5,3 % en 2009) avait progressé en raison de la hausse annuelle de 1 € du forfait journalier hospitalier (passé de 13 € en 2004 à 16 € en 2007) et de celle des tarifs journaliers de prestations (TJP) dans les hôpitaux publics. Ces tarifs, qui servent de base au calcul des tickets modérateurs, sont déconnectés des tarifs opposables des **GHS** et peuvent donc être modulés par les établissements, avec l'autorisation des **ARH**. Pendant plusieurs années, quand les hôpitaux publics étaient financés par la dotation globale hospitalière, ces tarifs n'avaient pas été révisés régulièrement. La dégradation de la situation financière des hôpitaux publics depuis 2005 a cependant conduit ces hôpitaux à chercher à augmenter leurs ressources en actualisant les TJP pour tenir compte des coûts réels de séjour, et donc les tickets modérateurs, en grande partie pris en charge par les organismes complémentaires. À cette augmentation sur les soins hospitaliers, s'était ajoutée une forte hausse des prestations des organismes complémentaires sur les « autres biens médicaux » (optique, orthèses, fauteuils roulants, lits médicalisés, etc.). C'est le type de dépenses pour lequel la participation des organismes complémentaires a le plus progressé depuis neuf ans : elle atteint 37,1 % en 2009 alors qu'elle n'était

que de 26,3 % en 2000. L'augmentation des postes « Soins hospitalier » et « Autres biens médicaux » dans les prestations des organismes complémentaires avait de fait plus que compensé leur baisse de prise en charge des médicaments. Ces organismes occupent en effet une part moins importante dans les dépenses de médicaments en raison des mesures de déremboursement intervenues depuis 2006 et de l'instauration d'une franchise de 0,50 € par boîte en 2008, ce qui a augmenté la part à la charge des ménages et donc diminué mécaniquement la part des autres financeurs. La part des organismes complémentaires pour les médicaments est ainsi passée de 17,8 % en 2005 à 16,7 % en 2009. Parmi les prestations versées par les organismes complémentaires, le premier poste revient aux médicaments, qui représentent le quart de leur contribution. Viennent ensuite les soins hospitaliers et les soins de médecins avec des parts sensiblement équivalentes (17 % des versements), puis les dentistes (15 %). Les versements pour les « autres biens médicaux » sont également importants (16 %) et pris en charge par l'assurance maladie.

Le poste « **prothèses, orthèses, VHP** » regroupe des dispositifs divers allant du fauteuil roulant aux appareils correcteurs de surdité. Ces dépenses ont connu une décélération au début des années 90. Depuis 2000, la croissance se maintient à un rythme élevé : elle atteint un taux de 3,2 % en valeur en 2009, après +6,6 % en 2008 et +5,3 % en 2007.

Dans les tableaux présentés ci-dessous : consommation dans l'optique et dans le médicament.



Part de la dépense de santé dans le PIB. Source : Eco-Santé OCDE 2010



A propos des complémentaires santé

Selon l'UFC-Que choisir, la fiscalité des contrats sur les complémentaires a été multipliée par 7. Le coût de ces contrats a déjà progressé 2 fois plus vite que le revenu des Français depuis 2005. Le financement de la CSBM par les mutuelles a pris pratiquement 1 point depuis 5 ans. L'origine est en réalité double. D'une part le transfert de charges de la Sécurité Sociale vers les complémentaires et, d'autre part, l'augmentation de la fiscalité comme cela a été évoqué ci-dessus. Aujourd'hui les cotisations représenteraient plus de 25 milliards d'euros. Vient s'y ajouter la taxe au titre de la couverture CMU qui est passée de 1,78% à 6,27% et la taxe au titre des contrats responsables passera sur l'année 2011 de 3,5% à 7% avant la fin de l'année pour le financement de la Sécurité Sociale en 2012.

Un certain nombre d'assureurs vont répercuter immédiatement cette taxe à la hausse c'est-à-dire dès octobre quand les contrats le permettent. D'autres, attendront début 2012. Les augmentations seront de 7 à 10%.

Les plus de 60 ans ont subi une augmentation moyenne de 11,8% à garanties identiques. L'UFC attend une augmentation de 6,7% à 8,2% de croissance par an pour les plus de 60 jusqu'en 2020 en fonction du désengagement de la SS.

Quelles conséquences en attendre ?

Selon que l'on se place dans le cadre de la théorie des choix rationnels et on peut alors éventuellement attendre un comportement d'auto-rationnement de la part de celui qui en a assez de voir ses notes augmenter et qui fait ce qu'il faut pour que cela cesse. Ou bien, plus inattendu, un comportement d'incitation lié au fait qu'une personne qui paye plus du fait « d'une sanction » considère qu'elle est dédouanée et donc qu'elle n'a plus de raison d'adopter une attitude plus « raisonnable » puisqu'elle accepte la sanction. On le voit, les choix économiques ne sont pas simples...

Conclusion

1^{er} enseignement

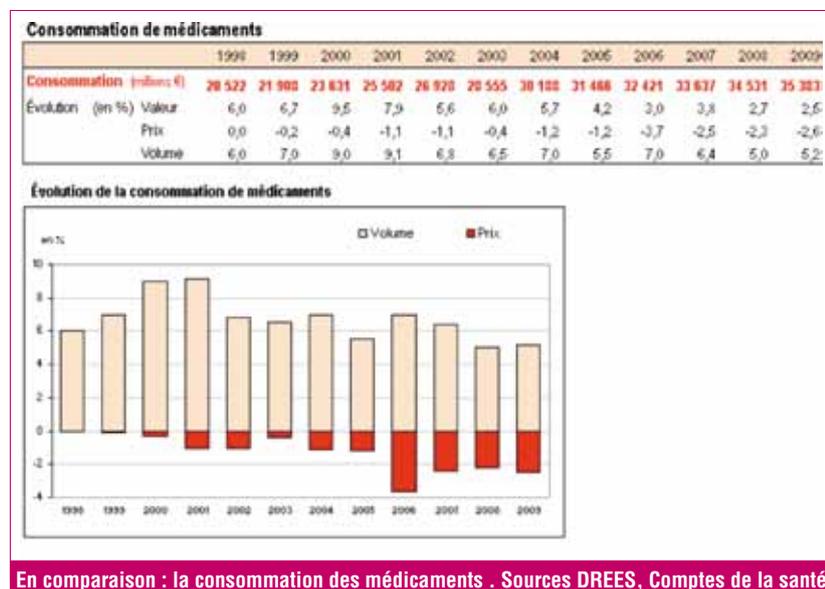
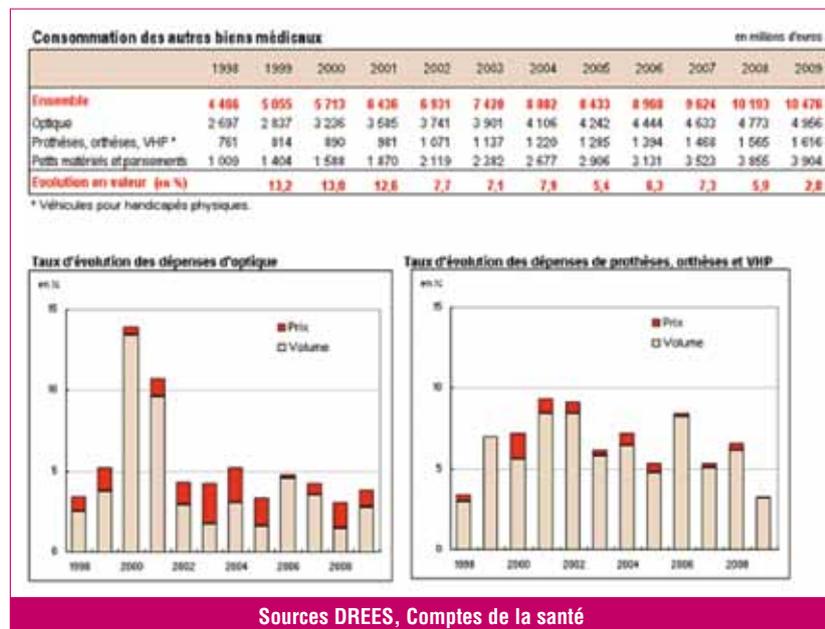
Les premières représentations montrent clairement la nécessité de se positionner sur cette réalité qu'est la prise en charge des méfaits de la société. C'est une réalité

à laquelle, semble-t-il, un professionnel de santé doit répondre. Cela va des exigences de la prise en charge des effets liés au bruit à la prise en charge des conséquences scolaires des APD et des moyens d'amélioration. Il y a là des exigences sans doute liées à la performance. Il faut pouvoir y répondre professionnellement car certains outils existent et donnent des résultats intéressants.

2^{ème} enseignement

La discussion avec les partenaires repose sur des résultats statistiques. Il convient d'en avoir une idée.

En effet, lorsque les assureurs exigent une baisse des prix, il convient de comprendre et de savoir pourquoi et à quel titre ils ont cette demande, à qui cela profitera le plus, ainsi que de savoir si eux-mêmes mettent la main à la poche ? Tôt ou tard, ces exigences pourraient bien déraiper et conduire à des demandes ne concernant plus uniquement l'intérêt des assurés... Rien n'indique qu'il ne sera pas demandé aux professionnels qui ont signé des contrats, de reverser une part des bénéfices à ces nouveaux prescripteurs. Ce qui aurait été vécu comme une dichotomie ou une manipulation inacceptable il y a quelques années deviendrait donc, par la magie de la puissance économique, une vertu.





Compte-rendu de la Mini-Convention BIAP Bruxelles 2011



La mini-convention du BIAP, Bureau International d'Audiophonologie, s'est déroulée les 29 et 30 Novembre à L'Institut Marie Haps de Bruxelles, sous la présidence de Martial FRANZONI. Les spécialistes de profession médicale (ORL, phoniâtres, neuropsychiatres), paramédicale (orthophonistes, logopèdes, audioprothésistes, psychologues), pédagogique (professeurs de déficients auditifs, éducateurs spécialisés), ou encore de profession exercée dans des disciplines fondamentales (linguiste, phonéticiens, physiciens), ont poursuivi leurs échanges, en lien avec les stratégies d'action communes élaborées lors de la Convention d'Athènes en mai 2011. Cette nouvelle réunion d'experts a donc contribué à l'avancement de divers travaux au sein de commissions techniques, dont voici les spécificités :

La CT06 Prothèse a finalisé la rédaction d'une recommandation sur l'emboût chez les nouveaux-nés et les jeunes enfants.

La CT07 Implant cochléaire vient d'achever une recommandation sur l'implantation cochléaire bilatérale et entame de nouveaux travaux concernant le suivi des jeunes enfants porteurs d'un implant cochléaire.

La CT09 Bruit a achevé l'annexe à la recommandation « compétences exigées

pour la réalisation de la prise d'empreinte de l'oreille », validée lors de la Convention d'Athènes. Cette annexe traite de l'identification des facteurs de risque.

La CT12 Dépistage précoce de la surdité travaille actuellement sur une recommandation traitant des bilans à réaliser après un diagnostic de surdité précoce.

La CT15 Intégration, bientôt renommée Inclusion a réuni ses membres afin de sortir un texte urgent en raison de la mise en place progressive de projets peu ou mal adaptés dans certains pays.

La CT17-21 Communication et multi-handicap terminera prochainement une recommandation sur les modalités et les moyens d'analyse du multi-handicap.

La CT 20 Langage est sur le point d'achever son dernier texte intitulé « Corps et Langage » qui sera présenté lors de la Convention de Berlin en mai 2012.

La CT 24 Dépistage précoce du langage a continué ses travaux au sujet des troubles sévères du langage chez le très jeune enfant.

La CT25 Guidance parentale vient de terminer une plaquette traitant de la guidance parentale de parents sourds ayant des enfants entendants.

Elle se penchera ensuite sur la problématique de l'accompagnement des parents de cultures et de langues différentes ayant un enfant sourd.

La CT27 Sur la voix vient également d'achever une plaquette concernant, elle, les recommandations pour les troubles de la voix chez les sourds.

La CT28 Education auditive épaulera la CT30 APD, afin d'établir ensemble une recommandation sur la prise en charge des enfants présentant des troubles centraux de l'audition. Elle a aussi pour projet de travailler sur l'éducation auditive dans le cadre de la musique.

La CT30 APD vient de terminer deux annexes : la première traitant des manifestations des troubles auditifs centraux, et la seconde constituant une revue des différents tests disponibles dans différentes langues.

Après étude des textes et approbation de l'Assemblée Générale, les recommandations du BIAP constituent des documents de référence, qui seront ensuite largement diffusées auprès de nombreux pays. Les différents intéressés pourront alors s'y référer pour faire adapter dans leurs pays respectifs, lois, arrêtés ou règlements.

Formation continue Les acouphènes

Premiers pas en thérapie acoustique des acouphènes

17 et 18 février 2012

Formateurs

Avec la participation attendue du Dr. Debaty, du Dr. Deltren, du Dr. Vincent, du Dr. Wiener et celle de nombreux enseignants et diplômés de l'institut.
Coordinateur : Philippe Lurquin

Descriptif

Le but de la formation est de fournir les bases nécessaires à la prise en charge du patient acouphénique. La situation délicate de l'acouphénique nécessite

une redéfinition des règles d'adaptation prothétique. Les éléments formatifs additionnels, susceptibles de faire comprendre le fonctionnement des différentes formules thérapeutiques et des solutions propres à l'audiologue, seront étudiés. Des éléments de psychologie de surface et d'aide au « coping » seront complétés par différentes alternatives acoustiques. L'intégration des principes d'enrichissement sonore et de « counselling » devrait permettre aux participants d'intégrer ou de participer à la constitution d'une équipe pluridisciplinaire de traitement

de l'acouphène chronique invalidant. La formation se veut théorique (théorie sous-jacente à l'acouphène, psychologie du patient acouphénique...) et pratique (marche à suivre, la consultation en pratique, les différents produits existants...)

Modalités d'inscription

www.mariehaps.be/formation-continue
rechercheetformation@ilmh.be
02/793.40.44
Institut libre Marie Haps
Chée de Wavre 249 - 1050 Bruxelles



Congrès, formations, conventions, journées d'études ...

JANVIER 2012

9^{ème} Colloque ACFOS

« Implant cochléaire pédiatrique :
état des lieux et perspectives »

13 et 14 janvier 2012 à Paris

Ce neuvième colloque international réunira un comité scientifique pour informer, discuter, analyser les résultats, confronter les expériences, rechercher et identifier les causes d'échecs relatifs, proposer des solutions alternatives et envisager l'avenir de l'implantation cochléaire pédiatrique.

Infos : contact@acfos.org

ACFOS - Formation professionnelle

« Education précoce : le suivi orthophonique
de l'enfant sourd de 0 à 3 ans »

Du 25 au 27 janvier 2011 à Paris

Infos : contact@acfos.org

FÉVRIER 2012

Formation Continue

Institut Libre Marie HAPS - « Premiers pas en
thérapie acoustique des acouphènes »

17 et 18 Février à Bruxelles

Le but de ce week-end d'étude sera de fournir les bases nécessaires à la prise en charge du patient acouphénique. Philippe LURQUIN sera le coordinateur de cette formation qui se veut théorique et pratique.

Infos : www.mariehaps.be

MARS 2012

15^{ème} Journée Nationale de l'Audition

8 Mars 2012

Prévention, sensibilisation, information : de nombreux professionnels ouvriront leurs portes partout en France. Tous seront mobilisés pour recevoir et informer le public, jeune ou moins jeune, sur les risques liés à l'audition et sur les moyens de conserver une bonne hygiène auditive. Pour sa prochaine campagne, l'association JNA a choisi d'orienter sa thématique sur la prévention auprès des jeunes et de s'interroger sur cette question : « L'audition des jeunes peut-elle être en danger ? ». En effet, véritable sujet de société, il semble important de renforcer l'information auprès de ce public dans ce domaine.

Infos : www.journee-audition.org

MARS 2012

ACFOS Formation professionnelle

« A la découverte du bébé sourd
et de sa famille »

22 et 23 mars 2012 à Paris

Infos : contact@acfos.org

Journées du GEORRIC

Groupe d'Etude et d'Optimisation
de la Rééducation et
des Réglages de l'Implant Cochléaire

29 et 30 Mars 2012 à Montpellier/Palavas les Flots

Cette association créée en 1996 est constituée de professionnels de la surdité : médecins, orthophonistes, audioprothésistes, psychologues, linguistes, électrophysiologistes, éducateurs spécialisés, chercheurs et techniciens, conscients de l'importance de la mise en commun de leurs compétences et de leurs travaux pour l'amélioration de la qualité des sujets porteurs d'un implant cochléaire.

Ces deux journées de conférences seront consacrées à l'implant cochléaire bilatéral.

Infos : www.georric.fr

Journée de l'AFREPA

Association Française des Equipes
Pluridisciplinaires en Acouphénologie

31 Mars 2012 à Boulogne-Billancourt

Première réunion de l'année pour les membres de l'AFREPA qui leur permettra de partager leurs expériences de prise en charge de patients acouphéniques, mais aussi de prévoir le prochain Colloque qui aura lieu à Bordeaux les 9 et 10 novembre (voir page 79).

Infos : www.afrepa.org

Congrès Bucodes SurdiFrance

31 mars et 1^{er} avril 2012 à Angers

Cette union d'associations créée, animée et gérée par des personnes déficientes auditives se réunit cette année autour de conférences, tables rondes et ateliers pour échanger sur les nouveautés en matière de prothèses auditives.

Un débat sera également organisé autour de la prise en charge pluridisciplinaire après un trouble de l'audition (perte auditive, acouphènes, hyperacousie).

Infos : www.surdifrance.org



AVRIL 2012

34^{ème} Congrès de l'UNSAF

« De l'aide auditive au cerveau !
Que nous offre la technique pour améliorer le service audioprothétique rendu ? »

Du 5 au 7 Avril 2012 à Paris

La vocation de ce Congrès, la plus importante manifestation professionnelle du secteur de « l'audition » en France, est de réunir chaque année et sur trois jours l'ensemble des acteurs majeurs de l'audition : audioprothésistes, oto-rhino-laryngologistes, orthophonistes, fabricants, techniciens et chercheurs... Le Congrès se décline en deux temps majeurs : d'une part, un programme scientifique composé de conférences et d'ateliers pratiques et d'autre part, un salon professionnel à l'occasion duquel l'ensemble des acteurs de l'audition et de la surdité, industriels, associations, enseignants, médias,... présentent les dernières avancées technologiques en matière d'appareils auditifs et produits associés. Le thème de la journée scientifique sera : « De l'aide Auditive au cerveau ! Que nous offre la technique pour améliorer le service Audioprothétique rendu ? » (Année 3).
Infos : www.unsaf.org

2^{ème} Congrès de la SIOLF

Société Internationale Otologique
de Langue Française

28 et 29 Avril à Bruxelles (Belgique)

Après une première manifestation réussie à Lille en 2009, cette société savante permet de faire le point tous les deux ans sur le développement de l'otologie. Cette année, les spécialistes francophones des pathologies de l'oreille et de leur prise en charge se réuniront autour du thème de la presbycusie.
Infos : www.siolf.com

47^{ème} Convention du BIAP

Bureau International d'Audiophonologie

Du 27 Avril au 1^{er} Mai à Berlin (Allemagne)

Sous la présidence de Martial Franzoni, les experts internationaux du BIAP se réuniront afin de mettre au point de nouvelles recommandations européennes, entamées pour la plupart lors de la Mini-Convention de Bruxelles en novembre 2011 (voir Actualités page 76).
Infos : www.biap.org

MAI 2012

1^{er} Congrès du CEN STIMCO

Centre d'Expertise National en Stimulation
Cognitive

Du 23 au 25 mai 2012 à Dijon

L'objectif est de regrouper associations, collectivités publiques, prescripteurs, usagers, chercheurs, industriels autour de débats et d'échanges d'idées afin de mieux comprendre les fondements, les méthodes et les pratiques de la stimulation cognitive.
Infos : www.censtimco.org

ACFOS Formation Professionnelle

« De la communication à la construction
de la langue chez l'enfant sourd »

31 mai et 1^{er} juin 2012 à Paris

Infos : contact@acfos.org

13^{ème} Congrès de la SIFORL

Société Internationale Francophone d'ORL

Du 11 au 13 Mai à Hammamet (Tunisie)

Plus de 400 chirurgiens spécialistes de la chirurgie de la surdité, originaires de 41 pays différents, seront présents au Congrès organisé sous l'égide du CHU de Toulouse, afin d'aborder, entre autres, les évolutions en génétique, l'intérêt du laser dans la micro-chirurgie, les nouvelles générations et les prothèses auditives.
Infos : www.sifortunisie2012.org

JUIN 2012

ACFOS Formation professionnelle

« Indications, réalisation pratique et
résultats des explorations objectives
des voies auditives en 2012 »

4 et 5 juin 2012 à Paris

Infos : contact@acfos.org



OCTOBRE 2012

ACFOS Formation Professionnelle

« Les problématiques découlant d'un dysfonctionnement vestibulaire chez l'enfant sourd »

11 et 12 octobre 2012 à Paris

Infos : contact@acfos.org

119^{ème} Congrès de la SFORL

Société Française d'ORL

Du 13 au 15 Octobre 2012 à Paris

Chaque année, la SFORL réunit ses membres et la communauté scientifique en son Congrès National, qui se déroulera cette année sous la présidence du Professeur Bruno FRANCHET. Véritable temps fort scientifique de la discipline, il sera le lieu de rencontre convivial des oto-rhino-laryngologistes francophones et mettra l'accent sur la formation en proposant un programme riche et formateur.

ACFOS Formation Professionnelle

« Retard d'évolution linguistique après implant cochléaire : quel bilan, quelles solutions? »

Les 18 et 19 octobre 2012 à Paris

Infos : contact@acfos.org

NOVEMBRE 2012

3^{ème} Colloque de l'AFREPA

Association Française des Equipes Pluridisciplinaires en Acouphénologie

09 et 10 novembre 2012 à Bordeaux

Sous la présidence du Dr ESTEVE-FRAYSSE, ces deux journées de formation, organisées par le Dr DEAUMAN et son équipe s'adressent une nouvelle fois à toutes les professions concernées par la prise en charge de l'acouphène chronique. Audioprothésistes, ORL, sophrologues, psychologues, médecins généralistes, y trouveront à nouveau de riches informations autour de conférences et d'ateliers pratiques.

Infos : www.afrepa.org

NOVEMBRE 2012

ACFOS Journées d'études

« Une nouvelle génération de jeunes sourds arrive à l'âge adulte. Impact de l'implant et évolution des besoins en aides techniques et humaines, de la formation à l'insertion socioprofessionnelle »

9 et 10 novembre 2012 à Paris

Infos : contact@acfos.org

DÉCEMBRE 2012

ACFOS Formation professionnelle

« L'accompagnement des parents dans la rééducation orthophonique de l'enfant et de l'adolescent sourd. Aptitude et qualités de l'orthophoniste »

3 et 4 décembre 2012 à Paris

Infos : contact@acfos.org

17^{ème} EPU

Cycle de formation Post Universitaire

Les 7 et 8 décembre à Paris

Depuis 1996, le Collège National d'Audioprothèse organise chaque année un Enseignement Post Universitaire permettant aux audioprothésistes et professionnels de santé de suivre une formation continue adaptée à l'évolution de leur profession.

A la suite des cycles précédents, le thème « Presbyacousie. 4^{ème} âge et surdité » a été retenu, avec un programme étalé sur deux années. Après avoir traité en 2011 des bases concernant le vieillissement et la presbyacousie, le bilan pré-prothétique et les premières étapes de la prise en charge et du choix prothétique, l'EPU 2012 poursuivra le choix prothétique, le contrôle immédiat et permanent, l'éducation prothétique des patients du 3^{ème} et 4^{ème} âge, aussi bien sans pathologie qu'en présence de troubles associés. Ces deux EPU doivent conduire à comprendre les impacts de l'âge sur l'audition et les structures centrales de décodage, à pouvoir expliquer au déficient auditif son passé et son présent pour lui préparer un avenir de qualité grâce à l'appareillage auditif. Comme chaque année, cette manifestation sera complétée par une exposition des industriels, fabricants et importateurs de matériels d'audioprothèse et de matériels implantables.

ACFOS Formation professionnelle

« L'accompagnement des adolescents sourds »

10 et 11 décembre 2012 à Paris

Infos : contact@acfos.org



> ANNONCES



Dans le cadre de notre développement,
nous recrutons

2 AUDIOPROTHESISTES D.E.

(Débutants acceptés)

2 postes à temps plein en CDI
(Seine Maritime et Nord-Pas-de-Calais)
Postes à responsabilité
Formation assurée
Rémunération motivante
Véhicule de fonction

Contactez directement Christian RENARD
03.20.57.85.21
contact@laborenard.fr

Bruckhoff & Biotone

En ce début d'année 2012, Biotone et Bruckhoff Hannover sont heureux d'annoncer la mise en place d'un service spécifique de production dédié aux montages de lunettes en conduction osseuse et en conduction aérienne, mono, stéréo, Cros et Bicos.

Le partenariat entre les deux sociétés, nous permet aujourd'hui de vous proposer des modules issus du design 'La Belle CA' de Bruckhoff et dotés de la technologie Rexton en 8 et 12 canaux. Face aux nouveaux acteurs issus du monde de l'optique, de plus en plus, les audioprothésistes indépendants devront proposer une solution globale réunissant les deux corrections, visuelle et auditive en réponse à une forte demande et attente des patients. La lunette optique étant devenue un accessoire de mode, alors pourquoi ne pas y ajouter l'audition...

Ces modules sont aujourd'hui disponibles sous le nom de Visio+ «la lunette pour entendre».

Vous souhaitez obtenir davantage d'informations sur ces nouveaux produits, n'hésitez pas à contacter le service technique dédié au : 01 49 89 59 18 ou à le joindre par email : sav-bruckhoff@biotone.fr

Pour vos envois poste :

Biotone Technologie SAS
SAV - Bruckhoff
BP 53273 Villepinte
95957 Roissy Charles de Gaulle Cedex



BIOTONE
www.biotone.fr

A 1 heure de Paris par la route et le train,
à un carrefour autoroutier Nord/Sud/Est/Ouest,
au cœur de la Vallée des Rois,
aux portes de la Sologne,

Orléans

offre le charme d'une vie provinciale à proximité de Paris.



Vous êtes Audioprothésiste D.E. (H/F), dynamique et consciencieux(se), vous souhaitez vous investir au sein d'une équipe motivée et solidaire ?

Le centre Audition Conseil d'Isabelle CORNUAU, implanté à Orléans depuis 1995, vous donne l'opportunité de vous épanouir et de progresser dans une ambiance sérieuse et amicale.

Contactez-nous au 06 11 85 77 67.



Les Cahiers de l'Audition

La revue du Collège National d'Audioprothèse

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
College.Nat.Audio@orange.fr
03.21.77.91.24



Pourquoi une aide auditive invisible ?



BestSound™
Technology

NOUVEAU !

100% DISCRÉTION

Intra-auriculaire
entièrement
dans le conduit
auditif

iMini™ II de Siemens.

La discrétion comme vous ne l'avez jamais vue.

- ▶ **100% DISCRET.** Faceplate XS pour insertion profonde après le 1^{er} coude. En moyenne 30 % plus petit que les CIC ordinaires, iMini II disparaît totalement dans le conduit auditif, où il se loge très confortablement.
- ▶ **TRAITEMENT HYPOALLERGÉNIQUE.** Nouvelle technologie *nanoLaquering* de protection.
- ▶ **PAS D'OCCLUSION.** La position d'iMini II empêche tout effet d'oreille bouchée.
- ▶ **PAS DE LARSEN.** FeedbackStopper, anti-Larsen efficace et rapide de Siemens, évite la gêne liée aux sifflements intempestifs.
- ▶ **SON PUR ET NATUREL.** Avec le circuit BestSound Technology et la position du microphone qui assure la directivité naturelle de l'oreille, Siemens iMini II délivre une qualité sonore pure et claire.
- ▶ **FAIT MAIN.** Siemens iMini II est fabriqué sur mesure. Modeling France, qualité d'assemblage "made in Germany" (en Allemagne).
- ▶ **Circuit BestSound Technology.** Confort, performance, efficacité.

Plus d'informations sur www.siemens.fr/audiologie

Answers for life*

SIEMENS

* Des réponses pour la vie.

INVISIBLE

C'EST

SOUNDLens™

La réponse à donner à ceux qui disent :

"Vous ne me verrez jamais porter une aide auditive !"

SoundLens X Series 110 - 90 - 70

Réalisée sur-mesure et 100 % invisible.
Clarté sonore inégalée dans les environnements bruyants, le meilleur annulateur de larsen et définition sonore haute résolution.



SoundLens, le meilleur de la technologie dans des aides auditives invisibles !