

Les Cahiers de l'Audition

LA REVUE
DU COLLEGE
NATIONAL
D'AUDIOPROTHESE

Volume 25 - Juillet/Août 2012 - Numéro 4



Dossier

Prix du Collège National
d'Audioprothèse

ISSN 09803483



Métier et technique

Les normes en audioprothèse
Jean-Jacques BLANCHET



Cas cliniques

Philippe THIBAUT
Dr Vincent LOCHE



Interview

Luis GODINHO
Par Arnaud COEZ



Veille acouphènes

Le modèle neurophysiologique de Jastreboff Philippe LURQUIN, Maud REAL



Veille technique



Actualités

Vous êtes sur le point de découvrir
les dernières nouveautés Phonak.

Road Show Phonak

Du 15 au 25 octobre 2012





3 Editorial

Paul AVAN



5 Le mot du Président

Eric BIZAGUET



6 Dossier

7 Étude rétrospective sur la comparaison des performances entre patients implantés cochléaires bilatéraux et patients implantés cochléaires unilatéraux avec prothèse auditive controlatérale

Jonathan FLAMENT

15 Sonie et compréhension dans le bruit des patients implantés cochléaires

Camille MACE

18 Interactions des réglages : ce qui est attendu et ce qui est obtenu

Christophe OLIVIER

28 Distorsions cognitives des sujets acouphéniques

Charlotte REMPP

36 Effets d'une lésion cochléaire sur la reconstruction des informations d'enveloppe temporelle à partir de la structure fine du signal

Nicolas WALLAERT



44 Métier et technique

Les normes en audioprothèse

Jean-Jacques BLANCHET



50 Cas cliniques

50 Une dynamique atypique

Philippe THIBAUT

53 Une consultation d'acouphène :

l'art de de savoir rassurer... mais pas trop !

Dr Vincent LOCHE



54 Interview

Luis GODINHO

Par Arnaud COEZ



58 Veille acouphènes

Le modèle neurophysiologique de Jastreboff

Philippe LURQUIN, Maud REAL



62 Veille technique

Oticon - Phonak - Siemens - Starkey - Widex



76 Actualités et agenda



83 Annonces

Liste des annonceurs

Annuaire Français d'Audiophonologie •
Cabinet Bailly • Mark'Assur •
MED EL • Phonak •
SMS Audio Electronique Siemens •
Starkey • Vibrant MED-EL • Widex

Les Cahiers de l'Audition

Juillet/août 2012 - Vol 25 - N°4

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
20 rue Thérèse - 75001 Paris
Tél. 01 42 96 87 70
cna.paris@orange.fr

Dépot Légal à date de parution

Juillet/Août 2012 Vol. 25 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
DEGOVE



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 Martínez
SAN JOSÉ



Christoph
SCHWOB



Elie EL ZIR
Membre Correspondant étranger associé



Les lauréats 2012 du Collège National d'Audioprothèse

D'une année à l'autre, la tradition de publier les mémoires distingués par le Collège National d'Audioprothèse lors du congrès d'avril nous fournit un échantillon sélectionné des préoccupations des audioprothésistes nouvellement diplômés, face à un métier fait de savoirs mais aussi de cheminements et de remises en question. L'encadrement universitaire s'efface petit à petit devant l'univers de la pratique quotidienne, mais ce qu'il reste de son enseignement continue à nourrir une réflexion devant cette pratique, réflexion que les professions modernes et ceux qui les évaluent reconnaissent désormais comme essentielle. Nos professions du monde de l'audiologie ont plusieurs privilèges récents : ceux de disposer de solutions d'appareillages de plus en plus performantes, destinées à des patients de mieux en mieux disposés à leur égard et de plus en plus informés (de plus en plus exigeants quant aux résultats aussi !), et ce dans un contexte de connaissances de base en physiologie auditive et psychophysique sans commune mesure avec celles d'à peine deux ou trois décennies : comment faire face à ces challenges pour rendre un service qui puisse être objectivement reconnu comme meilleur ?

Ce numéro conçu par les lauréats 2012 du Collège examine trois séries de questions. Que conseiller aux patients aux surdités les plus difficiles, pour optimiser leurs résultats alors même qu'ils ne font qu'émerger d'une situation d'échec ? Comment rester vigilants face à des appareils de plus en plus perfectionnés dotés d'interfaces de plus en plus automatisées, pour ne pas commettre d'erreurs dues à un excès de confiance ? Quant aux patients dont la souffrance est réputée exiger une approche multidisciplinaire et une écoute patiente, comment désamorcer ce qu'il y a de négatif dans leur démarche ? Enfin quelles sont les réponses de la physiologie aux situations issues des appareillages modernes, où il est devenu pertinent de séparer, dans un signal de parole, les informations spectrales, celles de l'enveloppe temporelle et celles de structure temporelle fine ? Jonathan Flament, Camille Mace, Christophe Olivier, Charlotte Rempp et Nicolas Wallaert répondent à ces questions, de manière très didactique et méthodique, portant haut le flambeau des centres qui les ont préparés avec succès, et celui de leurs encadrants. Les rubriques de cas cliniques et de veille éclairent leurs préoccupations et celle examinant l'intérêt et la portée des normes en audioprothèse nous rappelle comment valoriser une activité professionnelle aux yeux des patients comme des pouvoirs publics. Dès maintenant, le volontarisme avec lequel les jeunes audioprothésistes affrontent les challenges actuels ne laisse guère planer d'inquiétude quant à la manière dont ils sauront valoriser leur profession aux yeux des patients et des pouvoirs publics !

Paul Avan

Les Cahiers de l'Audition

Juillet/août 2012 - Vol 25 - N°4

Le mot du Président du Collège

Eric Bizaguet



La période estivale ayant reportée à une date ultérieure l'annonce d'évolution touchant notre profession, il est possible de revenir aux fondamentaux des Cahiers de l'Audition, à savoir la transmission et le partage des connaissances.

Ce calme relatif ne doit évidemment pas faire oublier que les dossiers à venir cette année seront d'une importance capitale pour notre vie à court terme et pour la qualité de nos actes professionnels. La nouvelle équipe gouvernementale est en train de se mettre en place et nous allons connaître, dans un environnement touché par la crise, leurs projets concernant les professions paramédicales, la prise en charge du handicap et des aides auditives ainsi que la place donnée aux OCAM et assureurs, sans oublier les dossiers complexes concernant la formation, le DPC, le numérisé et la validation des diplômes étrangers.

Deux articles doivent de plus retenir notre attention car notre futur s'y inscrit.

En premier, l'interview de Luis Godinho, Président de l'UNSAF, qui trace les lignes générales de la représentation syndicale et des futures négociations ; c'est une chance pour notre profession que le successeur de Benoit Roy, que je remercie au passage pour son efficacité et son travail pendant ses mandatures, soit un homme d'expérience pour qui la négociation se construit dans une recherche de consensus, tout en restant inflexible avec ceux qui représentent une atteinte à notre image et notre qualité future d'exercice. Aidons le en adhérant à l'UNSAF car sa représentativité sera un élément important de notre pouvoir de négociation.

En second, un article de Jean Jacques Blanchet où l'on comprend mieux l'intérêt des normes dans un but d'harmonisation des services offerts par les audioprothésistes. Réapparaît la notion de service audioprothétique rendu, parent du service médical rendu, qui sera l'une des clés des futures négociations sur l'encadrement et le remboursement des aides auditives. C'est une chance que cette norme ait vu le jour car sa création permet à notre profession d'avoir défini elle-même ses critères d'exercice et de posséder une référence incontestable pour les pouvoirs publics.

On voit bien tous les dangers qui nous environnent, mais qui nous obligent aussi à avancer, à progresser en nous remettant sans cesse en question. Si nous voulons un avenir serein au service des déficients auditifs, nous devons poursuivre nos efforts pour apporter une grande valeur ajoutée aux progrès techniques récents.

Et la présentation lors de la journée du Collège des mémoires des jeunes audioprothésistes postulant au prix de lauréat du Collège National d'Audioprothèse en démontre avec efficacité et simplicité l'importance.

Je suis toujours émerveillé de la qualité de ces mémoires et je rends hommage aussi bien à ceux qui les ont réalisés qu'à ceux qui les ont encadrés. Ils sont représentatifs de notre futur en associant à notre métier de base défini par la Loi de 1967 l'implant, l'acouphène et la recherche.

Profiter de leur lecture et utiliser les informations fournies dans votre pratique de tous les jours. Car il ne suffit pas d'apprendre, il faut intégrer et mettre en application. Comme le démontre le cas clinique de Philippe Thibaut.

Le réglage des implants que je pratique depuis plus de 20 ans en est pour moi un exemple parfait. Je ne choisis plus mes gains prothétiques comme je le faisais initialement car les connaissances et recherches sur l'implant ont enrichi celles concernant les prothèses auditives. L'implant m'a appris à relativiser le poids relatif de la périphérie par rapport à l'importance du décodage central. On comprend en effet assez bien que l'obtention de résultats différents pour une stimulation identique ne puisse que remettre en question le dogme du tout dans la cochlée. On voit donc que regarder des activités relativement éloignées de notre quotidien permet de progresser.

Les données techniques et rubriques fournies par les Cahiers de l'Audition tout au long de l'année trouveront certainement des applications dans le sujet de l'EPU 2012 : Presbyacousie, 4^{ème} âge et surdité. Un rappel initial des données de base concernant le vieillissement et la presbyacousie permettra à celui qui n'aurait pas assisté à l'EPU 2011 d'intégrer l'ensemble des données de cette année.

Après ce rappel, nous allons en 2012 poursuivre le cheminement avec le choix prothétique, le contrôle immédiat et permanent et l'éducation prothétique. Le but : autoriser une adaptabilité de nos choix et de nos actions aux différentes informations subjectives et objectives fournies par le patient ; harmoniser la prise en charge pour mieux répondre aux pouvoirs publics concernant le Service audioprothétique rendu.

Espérant que vous serez nombreux à profiter de cette formation, je serai particulièrement heureux de pouvoir y présenter 6 nouveaux membres du Collège qui viendront rejoindre le corps professoral mis à la disposition des directeurs d'Enseignement et renforcer l'équipe chargée de la formation continue au sein du CNA.

Eric BIZAGUET

Audioprothésiste D.E.

Président du Collège National d'Audioprothèse

LCA - 20 rue Thérèse
75001 Paris

eric.bizaguet@lcab.fr

> Dossier

Prix du Collège National d'Audioprothèse

- 7 Étude rétrospective sur la comparaison des performances entre patients implantés cochléaires bilatéraux et patients implantés cochléaires unilatéraux avec prothèse auditive controlatérale**
Jonathan FLAMENT
- 15 Sonie et compréhension dans le bruit des patients implantés cochléaires**
Camille MACE
- 18 Interactions des réglages : ce qui est attendu et ce qui est obtenu**
Christophe OLIVIER
- 28 Distorsions cognitives des sujets acouphéniques**
Charlotte REMPP
- 36 Effets d'une lésion cochléaire sur la reconstruction des informations d'enveloppe temporelle à partir de la structure fine du signal**
Nicolas WALLAERT

Étude rétrospective sur la comparaison des performances entre patients implantés cochléaires bilatéraux et patients implantés cochléaires unilatéraux avec prothèse auditive controlatérale



1 Résumé

L'homme est fait pour entendre avec deux oreilles. Il est donc logique de penser qu'une stratégie mixte (un implant et une aide auditive) apporte un bénéfice mais ne peut pas reconstituer les conditions d'une binauralité parfaite. Si tel est le cas, la stratégie symétrique (deux implants) doit être supérieure. L'objectif de notre étude est donc de comparer les bénéfices respectifs de deux stratégies thérapeutiques sur des patients affectés d'une surdité bilatérale sévère et profonde. Le premier groupe est composé de sujets implantés bilatéral. Le second groupe de patients est implanté cochléaire unilatéral et dispose d'une prothèse auditive controlatérale (bimodal). Chaque patient a été invité à remplir un questionnaire spécifique. Les questionnaires ont été développés spécialement pour l'étude. Parallèlement nous avons procédé à des audiométries tonales et vocales.

Les résultats ont montré que les membres du groupe de patients implantés bilatéral ont des audiométries tonales appareillées significativement meilleures, surtout dans les fréquences aiguës (2000 et 4000 Hz) nécessaires à la compréhension de la parole. Quant au bénéfice apporté en stéréophonie il est moins marqué mais reste meilleur dans les fréquences aiguës (2000 et 4000 Hz).

Les résultats en audiométrie vocale diffèrent de ceux obtenus en tonale, les patients en mode bimodal obtiennent de meilleurs scores que les patients implantés bilatéral. On obtient donc, dans ces cas, sur l'oreille controlatérale un bénéfice, en moyenne, de 50% de compréhension à 55 dB.

Les réponses aux questionnaires montrent que les patients implantés bilatéral respectent plus souvent leur stratégie (deux implants), que les patients en mode bimodal. Ces derniers tendent à alterner les stratégies (l'implant seul, l'implant et l'aide auditive ou l'aide auditive seule). Cela pourrait nous amener à penser qu'ils ne sont pas satisfaits de leur aide auditive, or 40% des patients déclarent qu'ils le sont. La discussion avec les patients en mode bimodal fait ressortir qu'ils sont souvent attachés à leur aide auditive, malgré des résultats parfois objectivement peu satisfaisants.

L'intégration d'un deuxième implant n'engendre pas toujours un bénéfice immédiat ce qui peut fausser les résultats. Mais les résultats de notre étude démontrent, qu'en moyenne, l'apport d'un second implant apporte une stéréophonie de meilleure qualité que l'appareil auditif sur l'oreille controlatérale.

On peut admettre que du fait de la perte auditive avancée (surdité sévère ou profonde), les aides auditives ont déjà atteint leur efficacité maximale. Elles n'offrent que peu de perspectives d'évolution en termes de progression pour le patient. L'implant cochléaire, quant à lui, a déjà fait ses preuves dans le cas de surdités de ce type avec une rééducation plus ou moins longue.

2 Introduction

2.1 Sujet

Le sujet de notre étude s'intitule « Étude rétrospective de la comparaison des performances entre patients implantés cochléaires bilatéraux et patients implantés cochléaires unilatéraux avec prothèse auditive controlatérale. »

Définissons rapidement les termes du sujet. Nous menons une étude rétrospective, c'est-à-dire sur des patients qui ont déjà été traités. Nous n'avons, en effet, pas la possibilité de nous livrer à une analyse du type « avant » « après » sur une cohorte de patients que nous suivrions tout au long de leur parcours thérapeutique. L'intuition de départ est simple. Procéder symétriquement sur les deux oreilles devrait être plus efficace qu'un appareillage mixte. Une telle intuition flatte le sens de la symétrie mais peut n'avoir aucun fondement ni théorique ni empirique. Notre étude propose de vérifier si l'examen scientifique corrobore le sens commun.

2.2 Objectif de l'étude

L'objectif de notre étude est de comparer les bénéfices respectifs de deux stratégies thérapeutiques sur des patients affectés d'une surdité bilatérale sévère et profonde. Pour ce faire, nous comparons deux groupes de patients qui constituent nos échantillons.

Les patients qui composeront ces deux groupes sont suivis par l'Institut francilien d'implantation cochléaire (IFIC) et ont été implantés dans plusieurs services d'implantation français répartis en Ile-de-France.

Ils ont tous été implantés dans l'un des trois hôpitaux suivant : l'hôpital Beaujon (Pr. Sterkers), l'hôpital Avicenne (Pr. Frachet) et l'hôpital Beaujon (Pr. Meyer). Ils sont pris en charge, à la fin de la première année d'implantation, par l'IFIC.

Le premier groupe est composé de sujets implantés bilatéral. Les patients qui composeront ce groupe sont suivis par l'IFIC. Le second groupe de patients est implanté cochléaire unilatéral et dispose d'une prothèse auditive controlatérale (bimodal). L'implant cochléaire des personnes qui composeront ce groupe est suivi par l'IFIC. Leur prothèse auditive est réglée par un audioprothésiste de leur choix.

Nous allons comparer les bienfaits respectifs des deux stratégies, sur les deux groupes que nous aurons constitués. Bien évidemment, nous vérifierons que les deux groupes constituent des échantillons statistiquement comparables. Notamment, nous veillerons à éviter les biais de sélection¹ dans la constitution des groupes.

1. Biais de sélection : les biais de sélection affectent la constitution de l'échantillon d'enquête, c'est à dire le processus par lequel les sujets sont choisis au sein de la population. Ils sont à craindre chaque fois que l'échantillon d'enquête n'est qu'une sélection de la population d'étude (Dr. José Labarere).

Jonathan FLAMENT

Audioprothésiste D.E.
Centre de préparation au diplôme d'État d'audioprothésiste
Conservatoire national des arts et métiers
Faculté de médecine
Lariboisière - Paris VII
jonathan.flament@gmail.com

Étude réalisée avec l'aide de :

Paul Édouard WATERLOT¹
Audioprothésiste D.E.

Pr Bruno FRACHET²
Oto-rhino-laryngologiste

Dr Didier BOUCCARA²
Oto-rhino-laryngologiste

Martine SMADJA²
Orthophoniste

Pr Pierre KOPP³
Professeur des facultés de Droit et de Sciences Économiques

¹ LCA

² Institut Francilien d'Implantation Cochléaire

³ Université du Panthéon-Sorbonne



Notre travail permettra de préciser l'intérêt d'une implantation bilatérale en la comparant à l'appareillage bimodal. Nous attacherons une grande importance à l'amélioration des performances auditives dans les situations suivantes : l'écoute de la musique, la discrimination dans le bruit et la localisation spatiale ainsi qu'à la sensation subjective d'amélioration de confort par le biais d'un questionnaire.

2.3 Problématique

Notre problématique consiste d'abord à constituer deux groupes de patients comparables.

Pour ce faire, nous avons collecté les données recueillies par l'IFIC entre 2006 et 2011. Celles-ci se présentent comme une base de données (middlec@re) qui recense l'intégralité des caractéristiques de 1600 patients et de leur suivi. On trouve notamment, l'âge, le sexe, l'étiologie, des données qualitatives, des comptes rendus médicaux, etc.

Nous avons trié les données de la base middlec@re et retenu les patients qui correspondent à nos critères d'inclusions. Nous avons tiré aléatoirement 9 patients parmi cette liste qui ont une implantation bilatérale et 8 patients qui ont une implantation unilatérale et un appareillage auditif controlatéral. Nous disposons ainsi de deux groupes comparables.

S'il s'avère, qu'en moyenne, les patients de l'un des deux groupes bénéficient de meilleures performances auditives, au sens large, ainsi que d'un meilleur confort qualitatif que l'autre groupe, alors nous pourrions conclure à la supériorité d'une stratégie.

Notre étude évalue les bienfaits d'une stratégie en termes multifactoriels. En effet, l'amélioration attendue par une stratégie thérapeutique est toujours pluridimensionnelle. Nous restreindrons l'étude de l'amélioration de la vie des patients aux facteurs suivants (écoute en situation calme, en situation bruyante, écoute en situation d'écho, écoute de la musique, de la télévision, localisation spatiale, amélioration des performances orthophoniques, amélioration des performances audiométriques).

Nous ne testons qu'une partie des bienfaits éventuels des stratégies thérapeutiques, notamment celles qui font l'objet de mesures audiométriques².

3

Méthode

3.1 Critères d'inclusion

Notre étude porte sur la comparaison des résultats d'intervention sur des patients qui satisfont aux critères d'inclusion suivant :

- adultes entre 18 et 69 ans,
 - capacité cognitive normale.
 - personnes francophones,
 - surdité bilatérale,
 - surdité sévère à profonde,
 - surdité congénitale et/ou génétique,
 - arrivée de la surdité post linguale,
 - implanté bilatéral ou appareillage bimodal (implant + aide auditive).
- Un patient est inclus dans l'échantillon s'il satisfait à tous les critères.

2. Nous ne mesurons pas, par exemple, l'amélioration de l'insertion sociale des patients.

3.2 Constitution des groupes

Les patients qui composent les deux groupes sont suivis par l'Institut francilien d'implantation cochléaire et ont été implantés dans plusieurs services d'implantation français répartis en Île-de-France entre 1997 et 2010.

Sur l'ensemble des données de la base middlec@re nous avons sélectionné les patients qui correspondent à nos 8 critères d'inclusions. Ce premier tri a permis d'isoler 160 patients sur une population initiale de 1600 individus.

Parmi les 160 patients, nous avons ensuite sélectionné les patients dont les rendez-vous à venir s'étaient de janvier 2010 à juin 2010, puis de janvier 2011 à juin 2011.

Nous avons ainsi constitué deux groupes, le premier groupe est composé de sujets implantés bilatéral que l'on nommera ICIC tout au long de l'étude. Le second groupe de patients est implanté cochléaire unilatéral et dispose d'une prothèse auditive controlatérale, il sera nommé ICAA pour le reste de l'étude. Leur prothèse auditive est réglée par un audioprothésiste de leur choix. Seuls 9 patients ICIC et 8 patients ICAA ont participé à l'étude. Ce chiffre, apparemment peu élevé au regard des 160 patients, tient au fait que les patients ne fréquentent l'IFIC que pour leur bilan annuel. Le fait que les deux groupes n'aient pas la même taille ne constitue pas un handicap pour le traitement statistique.

Nous avons vérifié que les deux groupes constituent des échantillons statistiquement comparables. Notamment, nous avons veillé à éviter les biais de sélection dans la constitution des groupes.

3.3 Protocole

3.3.1 Données sur les patients

Les informations cliniques et démographiques, l'âge de l'implantation, le type d'implant, le type de pathologie, l'arrivée de la surdité et le type de stratégie ont été extraits de la base de données middlec@re.

Après avoir recueilli l'ensemble des informations et identifié les deux groupes de patients distincts, correspondants à nos critères d'inclusion, chaque patient a été invité à remplir un questionnaire spécifique.

3.3.2 Questionnaire

Les questionnaires ont été développés spécialement pour l'étude. Chaque questionnaire est composé d'une partie propre à chaque groupe (bimodal ou implanté bilatéral) et d'une partie commune permettant une comparaison.

Pour les patients implantés bilatéral les questions spécifiques portent sur :

- l'utilisation effective d'une prothèse auditive controlatérale avant la seconde implantation et sur la durée de son port,
- les raisons d'une seconde implantation,
- les différences ressenties après l'arrivée du second implant cochléaire.

Pour les patients bimodal les questions spécifiques portent sur :

- les modalités de l'interaction entre l'aide auditive et l'implant,
- le renouvellement de l'aide auditive depuis l'implantation,
- la durée au bout de laquelle l'aide auditive a été portée après l'implantation,
- la nécessité de procéder à des réglages après l'implantation.

Les questions communes aux deux groupes portent sur le type



de stratégie employée (un implant cochléaire, deux implants cochléaires, implant cochléaire + aide auditive, aide auditive seule, aucune différence) lors de différentes situations, écoute au calme, dans le bruit, avec de l'écho, écoute de la musique, de la télévision, et la localisation spatiale. Il a aussi été demandé de quantifier sur une échelle de 0 à 8, constituée de façon à minimiser le biais d'ancrage³, d'évaluer l'amélioration de la qualité d'écoute dans les situations énumérées ci-dessus avec la stratégie qui définit chaque groupe bimodal ou implanté bilatéral.

3.3.3 Tests

Parallèlement nous avons procédé à des audiométries tonales et vocales.

L'ensemble des audiométries tonales a été réalisé avec un audiomètre calibré Aurical, un casque et trois haut-parleurs. Le stimulus utilisé est un son pur émis de façon pulsatile selon la méthode descendante avec un pas de 5 dB.

Nous avons déterminé le seuil auditif au casque sur 250, 500, 1000, 2000 et 4000 Hz pour l'ensemble des patients sélectionnés (n=17). Ces données ont été traitées pour déterminer la perte auditive selon les normes du Bureau international d'audiophonologie (BIAP).

Le seuil prothétique a été déterminé sur chaque oreille appareillée ou implantée puis en stéréo sur 250, 500, 1000, 2000 et 4000 Hz.

Le seuil prothétique « moyen » sur les basses fréquences (250 et 500 Hz) et sur les hautes fréquences (2000 et 4000 Hz) a également été déterminé pour l'ensemble des patients (n=17).

Nous avons procédé à une audiométrie vocale de J.-E. Fournier (mots dissyllabiques sans lecture labiale) et une audiométrie vocale dans le bruit : listes de phrases HINT (Hearing in Noise Test) provenant du CD-ROM du Collège national d'audioprothèse.

Nous n'avons pas pris en compte les méthodes de réglage des appareils auditifs et des implants qui peuvent différer selon les réglages.

3.4 Méthodes d'analyse

Les caractéristiques cliniques ainsi que les résultats audiométriques ont été comparés en utilisant un test paramétrique : test de Student pour des échantillons indépendants. En parallèle, nous avons analysé les réponses des questionnaires (écart-type : σ et variance : Var).

4

Résultats et analyse

4.1 Analyse des caractéristiques des patients

Le groupe de patient implanté bilatéral (ICIC) est composé de 9 patients âgés de 24 à 69 ans. Ils ont des seuils auditifs plats à 120 dB HL de perte auditive pour tous les patients.

Le groupe de patient bimodal (ICAA) est composé de 8 patients âgés de (32 à 66 ans). Ils ont des pertes auditives de sévères à profondes.

L'oreille ayant la perte la plus importante (audiométrie tonale et vocale) est implantée pour les deux groupes, l'oreille controlatérale

3. On sait que les valeurs d'une échelle (A, B, C...ou 1, 2, 3...ou I, II, III...) ont un impact sur la réponse. Les réponses d'un même sujet ne sont pas toujours cohérentes quand on change d'échelle.

est implantée pour le groupe ICIC et appareillée pour le groupe ICAA. L'âge d'implantation du premier implant IC-1 est en moyenne de 56,5 ans ($\sigma = 12,3$) pour le groupe ICAA et de 50,9 ans ($\sigma = 13,9$) pour le groupe ICIC.

On remarque une différence significative entre les deux groupes lorsque l'on compare la perte auditive moyenne (mesurée sur 250, 500, 1000, 2000 et 4000 Hz) sur la meilleure oreille ($p < 0,001$) ceci est dû en partie au fait que le groupe ICIC a été implanté alors que le groupe ICAA est appareillé.

En ce qui concerne la perte auditive moyenne de l'oreille controlatérale la différence est moins significative ($p < 0,05$).

La durée d'utilisation du premier implant cochléaire (IC-1) est en moyenne la même pour les deux groupes : il n'y a pas de différence significative ($p < 1$).

	Bimodal (ICAA) (n=8)	Bi-Implanté (ICIC) (n=9)
Sex	3 hommes (37,5%) 5 femmes (62,5%)	4 hommes (44,5%) 5 femmes (55,5%)
Age des patients (années)	51,5 (I = 12,3)	50,9 (I = 13,5)
Age d'implantation IC-1	56,5 (I = 12,3)	44,5 (I = 13,5)
PTA Meilleure oreille*	90,4 (I = 16,8)	120 (I = 0)
PTA Controlatérale**	118,5 (I = 2,4)	120 (I = 0)
BIAP (Stéréo)*	107 (I = 9,3)	120 (I = 0)
Année d'utilisation IC-1 (années)***	5 (IQR 4 à 5,25)	6,44 (IQR 5 à 7)

*p<0,001**p<0,05***p<1 : écart type
PTA : (Pure Tone Average) Perte auditive moyen en dB HL sur 250, 500, 1000, 2000 et 4000 Hz
IQR : Intervalle Interquartile, IC : Implant cochléaire, BIAP : Bureau international audiophonologie

Table 1 : Caractéristiques des groupes de patients

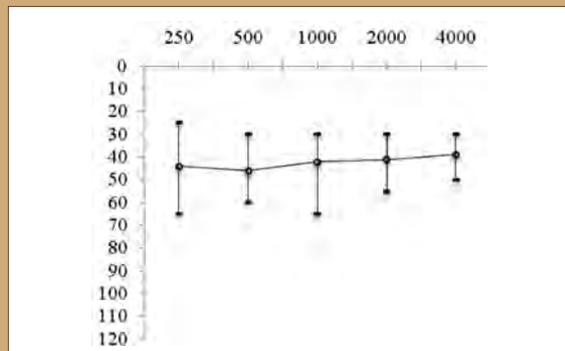


Figure 1 : Seuil prothétique IC-2 (Groupe ICIC)
Note : IC-2 et AA-1 correspondent à l'oreille controlatérale
Axe des abscisses en Hz et l'axe des ordonnées en dB HL

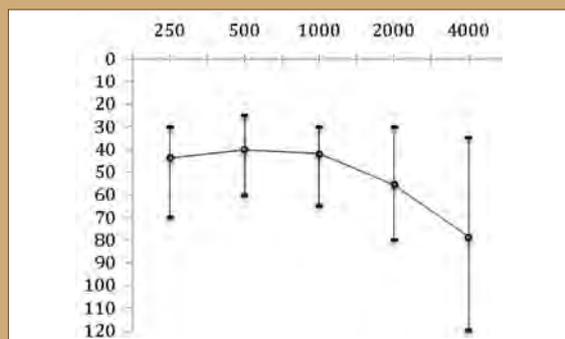


Figure 2 : Seuil prothétique AA-1 (Groupe ICAA)
Note : IC-2 et AA-1 correspondent à l'oreille controlatérale
Axe des abscisses en Hz et l'axe des ordonnées en dB HL

4.2 Résultats des audiométries tonales

La première étape de comparaison est le seuil prothétique, il nous permet de juger seulement de l'aspect quantitatif.

- Oreille controlatérale (Figure 1 et 2) :

On observe une différence significative entre le seuil prothétique du groupe ICIC et ICAA sur l'ensemble des fréquences testées ($p < 0,05$)

Quand l'on compare le seuil prothétique sur l'oreille controlatérale nous n'observons pas de différence significative pour les basses fréquences (250 et 500 Hz) ($p > 0,5$ et $t = 0,46$).

Par ailleurs, quand l'on compare le seuil prothétique sur les hautes fréquences (2000 et 4000Hz) on obtient des différences significatives ($p < 0,002$ et $t = 3,4$).

On peut remarquer que les résultats sont plus variables pour le groupe ICAA pour les hautes fréquences (Var (ICIC) = 90,6 et Var (ICAA) = 461,5)

- Stéréo (Figure 3 et 4) :

Sur l'ensemble des fréquences testées (250, 500, 1000, 2000 et 4000 Hz) la différence pour le seuil prothétique en stéréo n'est pas significative ($p = 0,33$ et $t = 0,43$).

La différence reste un peu plus marquée pour les hautes fréquences ($p = 0,068$)

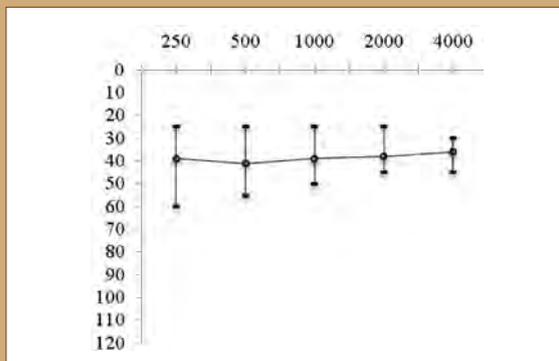


Figure 3 : Seuil prothétique Stéréo (Groupe ICIC)
Note : Axe des abscisses en Hz et l'axe des ordonnées en dB HL

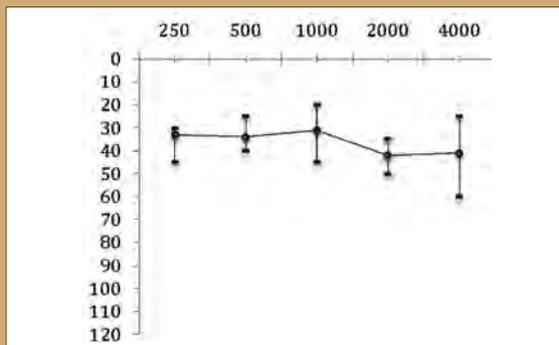


Figure 4 : Seuil prothétique Stéréo (Groupe ICAA)
Note : Axe des abscisses en Hz et l'axe des ordonnées en dB HL

4.3 Résultats des audiométries vocales

4.3.1 Résultats audiométries vocales : listes dissyllabiques de J.-E. Fournier

Les résultats audiométriques montrent en moyenne de meilleurs résultats pour les patients non implantés bilatéraux lors de la comparaison avec l'aide auditive, sur l'oreille controlatérale (Figure 5) :

- IC controlatéral: compréhension supérieure (10 à 20%) de 30 à 55 dB SPL

- AA controlatéral : compréhension supérieure (20 à 25%) à partir de 60 dB. Le gain vocal quant à lui est supérieur pour le groupe ICIC quand il s'agit de l'oreille controlatérale ($\sigma_{IC-2} = 15,7$ et $\sigma_{AA-1} = 29,4$) (Figure 6).

En stéréo le gain vocal est toujours supérieur pour le groupe ICIC ($\sigma_{ICIC} = 9,9$ et $\sigma_{ICAA} = 19,2$) (Figure 7).

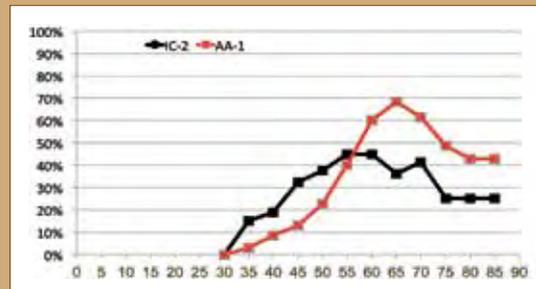


Figure 5 : Moyenne audiométrie vocale (n=16) : IC-2 VS AA-1
Note : Axe des abscisses en dB SPL et axe des ordonnées en pourcentage de discrimination

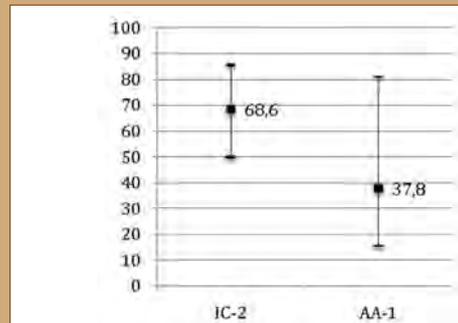


Figure 6 : Gain vocal IC-2 VS AA-1 (dB SPL)
Note : Axe des ordonnées en dB SPL

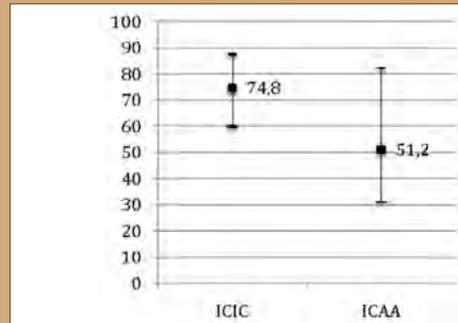


Figure 7 : Gain vocal Stéréo (dB SPL)
Note : Axe des ordonnées en dB SPL



4.3.2 Résultats audiométries vocales dans le bruit : listes de phrase HINT

- Stéréo: supérieur pour le groupe ICAA (16%)
- Oreille controlatérale: résultats similaires

4.4 Résultats des questionnaires

4.4.1 Stratégie employée

On remarque que dans un environnement calme les individus du groupe ICAA préfèrent utiliser le mode bimodal (100%) alors que ceux du groupe ICIC n'utilisent le mode bi-implant que dans 80% des cas.

Parallèlement on observe dans des environnements plus bruyants, que le groupe ICAA aurait tendance à délaisser le mode bimodal. En effet dans le bruit, le groupe ICIC utilise le mode bi-implant dans 80% des cas, contrairement au groupe ICAA qui utilise le mode bimodal dans 62,5% des cas au profit de l'aide auditive seule (12,5%) ou de l'implant seul (12,5%).

De même, pour la localisation spatiale la différence est frappante, le groupe ICIC préfère, dans 100% des cas, utiliser le mode bi-implant, contrairement au groupe ICAA qui n'utilisera le mode bimodal que dans 37,5% des cas au profit de l'implant (25%) ou au contraire ne ressent aucune différence dans 25% des cas.

Pour la musique et la télévision le groupe ICIC préfère le mode bi-implant dans 90% des cas alors que le groupe ICAA utilisera le mode bimodal dans 50% des cas pour la musique et 62,5% des cas pour la télévision.

4.4.2 Amélioration subjective de la qualité d'écoute

L'amélioration subjective de la qualité d'écoute dans différentes situations est plus marquée chez le groupe ICIC que chez le groupe ICAA. Dans le calme la différence est la moins marquée sur l'échelle de 0 à 8 le groupe ICIC répond en moyenne 7,5 alors que le groupe ICAA répond 6,6 (0,9 point de moins soit 7,7%). La différence est plus significative dans les situations avec du bruit (1,6 point soit 12,8%), pour l'écoute de la musique (1,1 point soit point 8,8%) et pour la localisation des sons (1,2 point soit 9,6%) (**Figure 10**)

4.4.3 Modalités d'utilisation

On remarque que, pour le groupe ICAA, dans 38% des cas les patients portent « parfois » uniquement leur implant cochléaire au dépend du mode bimodal (**Figure 11**).

À la question « portez-vous seulement votre prothèse auditive ? », 12,5% des patients répondent « presque toujours » (**Figure 12**).

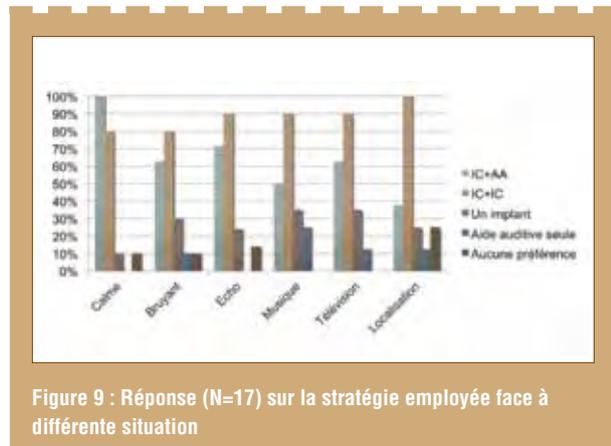


Figure 9 : Réponse (N=17) sur la stratégie employée face à différente situation

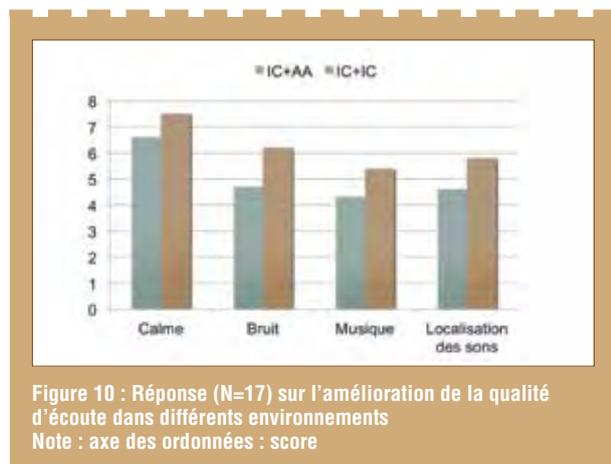


Figure 10 : Réponse (N=17) sur l'amélioration de la qualité d'écoute dans différents environnements
Note : axe des ordonnées : score

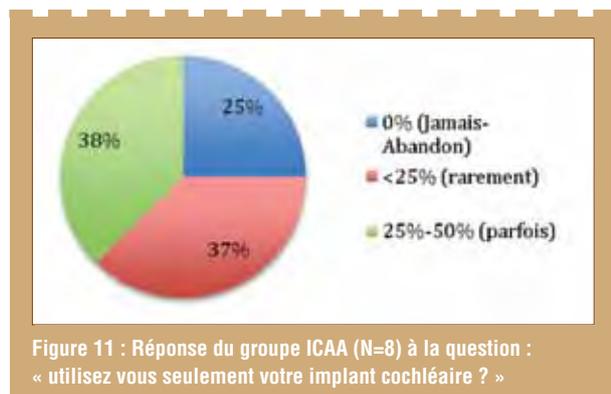


Figure 11 : Réponse du groupe ICAA (N=8) à la question : « utilisez vous seulement votre implant cochléaire ? »

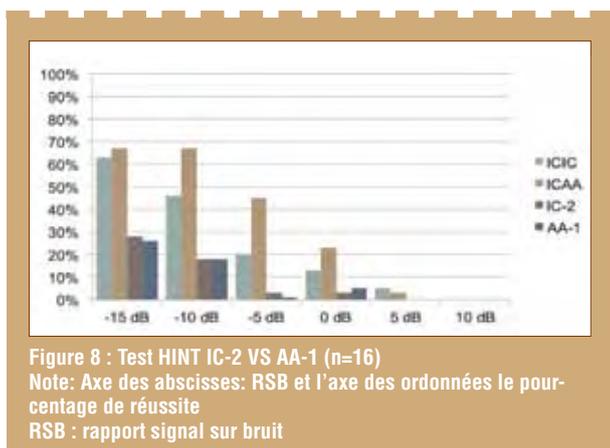


Figure 8 : Test HINT IC-2 VS AA-1 (n=16)
Note: Axe des abscisses: RSB et l'axe des ordonnées le pourcentage de réussite
RSB : rapport signal sur bruit

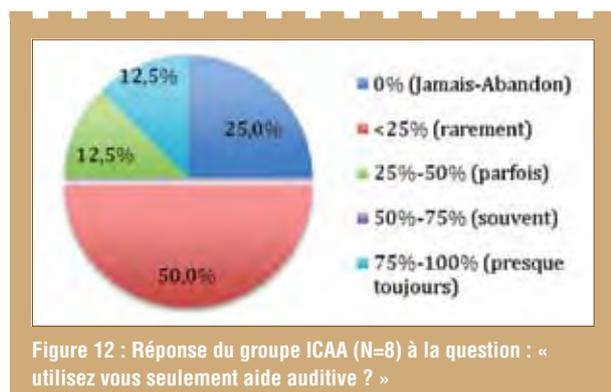


Figure 12 : Réponse du groupe ICAA (N=8) à la question : « utilisez vous seulement aide auditive ? »



- Les patients du groupe bimodal ne sont que 50% à utiliser leur prothèse en complémentarité de l'implant cochléaire 75 à 100% du temps (**Figure 13**).
- Pour le groupe ICIC (**Figure 14**) le deuxième implant n'est utilisé que dans 75% à 100% du temps que pour 50% d'entre eux contre 70% pour le premier implant.
- 10% des patients du groupe ICIC ont abandonné leur premier ou leur second implant.
- Le groupe ICAA porte plus souvent un implant seul que le groupe ICIC (**Figure 16**)
- Les raisons d'une seconde implantation :

Il apparait que la seconde implantation est une décision personnelle

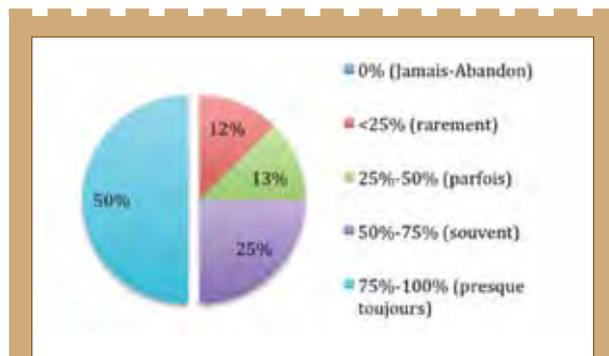


Figure 13. Réponse du groupe ICAA (N=8) sur le pourcentage de temps d'utilisation de l'aide auditive en complémentarité de l'implant.

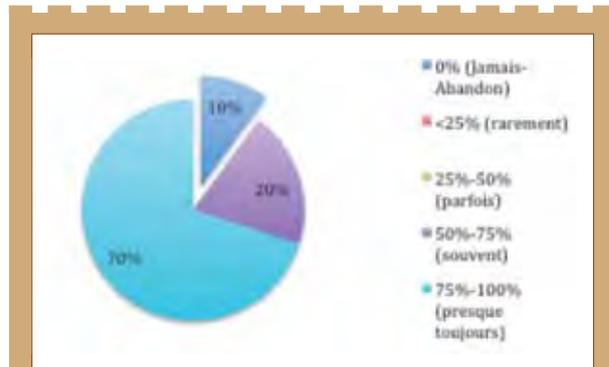


Figure 14. Réponse du groupe ICIC (N=9) sur le pourcentage de temps d'utilisation du premier implant cochléaire

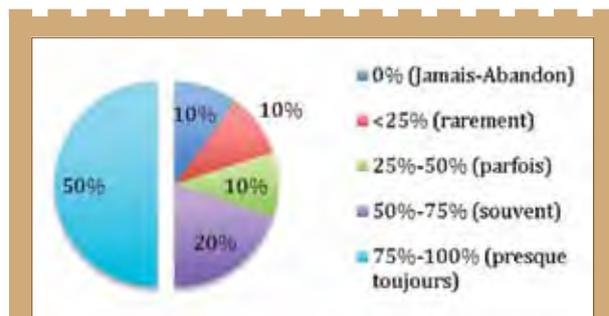


Figure 15. Réponse du groupe ICIC (N=9) sur le pourcentage de temps d'utilisation du second implant cochléaire

dans 33% des cas et de même la raison d'une non-implantation est, dans 30% des cas, personnelle.

L'équipe médicale suit la voie de la seconde implantation dans 27% des cas. On retrouve ce résultat à la question : « pourquoi n'avez vous pas envisagé un second implant cochléaire ? » où la réponse « avis de l'équipe d'implantation » ne représente que 10% des patients. (**Figure 17**)

4.5 Synthèse des résultats

Les résultats nous ont montré que :

- les seuils auditifs étaient mieux rétablis dans les fréquences aigües chez les patients implantés bilatéral (23% sur l'oreille controlatérale),
- il n'y a pas de différence sur les fréquences graves entre l'implant cochléaire controlatéral et l'aide auditive classique controlatérale (3%),
- le pourcentage d'intelligibilité, avec les listes de mots dissyllabiques de J.-E. Fournier, est plus élevé chez les implantés bimodal que chez les implantés bilatéral,
- le gain vocal est supérieur pour les patients implantés bilatéral, que ce soit sur l'oreille controlatérale (26%) ou en stéréo (20%),
- il existe une préférence pour le mode deux implants cochléaires dans des situations complexes d'écoute : bruit, télévision, musique, écho et pour la localisation spatiale (21%),

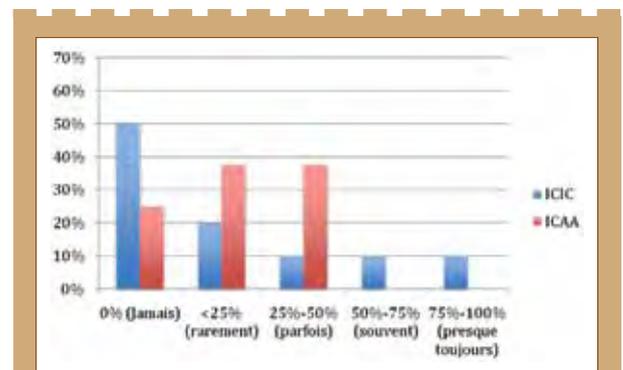


Figure 16. Comparaison des réponses (N=17) à la question : « utilisez vous seulement un implant cochléaire ? »

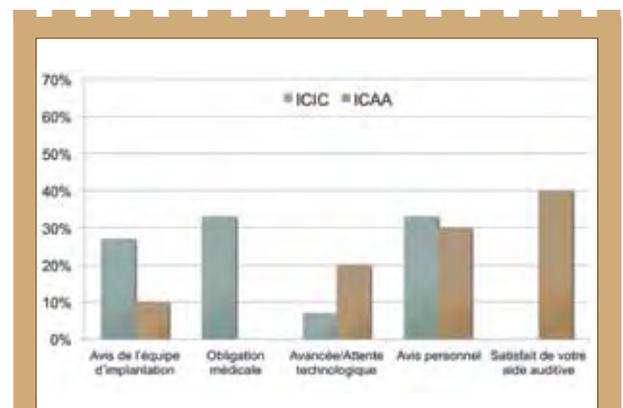


Figure 17. Comparaison des réponses (N=17) sur les raisons d'une seconde implantation



- l'amélioration subjective de la qualité d'écoute dans différentes situations est plus marquée chez le groupe ICIC que chez le groupe ICAA (10%),
- les patients du groupe bimodal portent plus souvent l'implant seul que les patients implantés bilatéral,
- 40% des patients bimodal déclarent qu'ils sont satisfaits de leur aide auditive.

5 Conclusion

Le but de l'étude était de montrer la supériorité de l'une des stratégies : implantation bilatérale ou implantation bimodale avec une prothèse auditive controlatérale.

Les résultats ont montré que les membres du groupe de patients implantés bilatéral ont des audiométries tonales appareillées significativement meilleures, surtout dans les fréquences aiguës (2000 et 4000 Hz) nécessaires à la compréhension de la parole. Quant au bénéfice apporté en stéréophonie il est moins marqué mais reste meilleur dans les fréquences aiguës (2000 et 4000 Hz).

En ce qui concerne les fréquences graves (250 et 500 Hz) nous ne notons pas de différences significatives entre l'implant cochléaire controlatéral et l'aide auditive classique controlatérale (3%).

Les résultats en audiométrie vocale diffèrent de ceux obtenus en tonale, les patients en mode bimodal obtiennent de meilleurs scores que les patients implantés bilatéral.

Ceci est dû, en partie au fait que les patients ayant subi une deuxième implantation possédaient un bénéfice nul avec prothèse auditive, il faut donc comparer au regard de ce qu'aurait été le résultat avec une prothèse auditive.

On obtient donc, dans ces cas, sur l'oreille controlatérale un bénéfice, en moyenne, de 50% de compréhension à 55 dB.

En revanche le gain prothétique est supérieur pour les patients implantés bilatéral, que ce soit sur l'oreille controlatérale ou en stéréo. L'implant possédant une réserve de puissance bien supérieure (due à ses caractéristiques internes) par rapport à l'aide auditive.

Les réponses aux questionnaires tendent à montrer que les patients implantés bilatéral ont un meilleur degré de compliance⁴. Ils respectent plus souvent leur stratégie (deux implants), que les patients en mode bimodal. Ces derniers tendent à alterner les stratégies (l'implant seul, l'implant et l'aide auditive ou l'aide auditive seule). Cela pourrait nous amener à penser qu'ils ne sont pas satisfaits de leur aide auditive, or 40% des patients déclarent qu'ils le sont. Ce paradoxe entre un comportement de recherche d'amélioration par la mise en œuvre de stratégies très « personnelles » et le degré de satisfaction élevée, n'est qu'apparent. En fait, les patients sont routiniers et leurs cerveaux ont sans doute mis en place des compensations ad hoc. La discussion avec les patients en mode bimodal fait ressortir qu'ils sont souvent attachés à leur aide auditive, malgré des résultats parfois objectivement peu satisfaisants.

L'intégration d'un deuxième implant n'engendre pas toujours un bénéfice immédiat ce qui peut fausser les résultats. Différentes études nous montrent qu'il faut parfois plusieurs années pour arriver à regagner une localisation des sons et une meilleure compréhension dans le bruit.

4. La conformité (qualité de ce qui est conforme)

Mais les résultats de notre étude démontrent, qu'en moyenne, l'apport d'un second implant apporte une stéréophonie de meilleure qualité que l'appareil auditif sur l'oreille controlatérale.

Les résultats sont néanmoins à prendre avec précautions, au vu du nombre limité de participants (n=17) à l'étude.

On peut admettre que du fait de la perte auditive avancée (surdité sévère ou profonde), les aides auditives ont déjà atteint leur efficacité maximale. Elles n'offrent que peu de perspectives d'évolution en termes de progression pour le patient. L'implant cochléaire, quant à lui, a déjà fait ses preuves dans le cas de surdités de ce type avec une rééducation plus ou moins longue.

Mais l'idée d'une perspective de meilleurs résultats pour l'implant peut être un critère de choix même s'il n'est pas explicitement réclamé par le patient.

Autre limite de cette étude, les patients du groupe bimodal portent des aides auditives qui sont souvent anciennes et/ou de puissance insuffisante par rapport au degré de la surdité.

La vétusté du matériel pourrait être contournée, la puissance insuffisante constitue un obstacle que la technologie actuelle, au regard des qualités de l'oreille interne, ne permet pas de lever.

Malheureusement, l'implantation cochléaire bilatérale n'est pas toujours possible ; en effet, il peut exister une surdité très ancienne d'un côté ou bien des modifications de l'anatomie de la cochlée : malformations, calcifications.

Différentes pistes auraient pu être envisagées pour compléter l'étude, il aurait été intéressant de pouvoir calculer le coût moyen des deux stratégies sur la seconde oreille.

En distinguant le coût privé, c'est-à-dire celui qui est assumé par le patient, le coût privé net, c'est-à-dire le coût assumé par le patient après remboursement par la Sécurité sociale et une éventuelle mutuelle et le coût pour la collectivité, c'est-à-dire le montant du remboursement par la Sécurité sociale. Il conviendrait de mener une analyse coûts/bénéfices, où les coûts et les bénéfices seraient exprimés dans la même unité (euros) afin de savoir si la disposition des patients à payer pour leur amélioration est supérieure au coût de cette amélioration⁵.

Certaines études ont déjà été effectuées, elles évaluent le rapport coût/efficacité et ont permis de réaliser des évaluations socio-économiques précises de l'impact de l'implantation cochléaire bilatérale. Celles-ci ont démontré l'intérêt de l'implant bilatéral et permis de décider des modalités de prise en charge par la collectivité.

6 Bibliographie

BESS FH., THARPE AM., GIBLER AM. [1986], *Auditory performance of children with unilateral sensorineural hearing loss*, *Ear Hear*, 7(1):20-6.

BIAP, *Bureau international audiophonologie*. [1997], *aanbeveling 02/1 bis, Audiometrische classificatie van gehoorstoornissen*, Lissabon (Portugal).

BOND M., MEALING S., ANDERSON R., ELSTON J., Weiner G., Taylor RS., Hoyle M., Liu Z., Pric A., Stein K. , [2009], *The effectiveness and cost-effectiveness of cochlear implants for severe to profound deafness in children and adults : a systematic review and economic model*, *Health Technology Assessment*, 13(44):1-330.

5. L'analyse coût-bénéfice peut être critiquée car il n'est pas certain que les patients sachent transcrire en euros la valeur de l'amélioration. Certains indiquent aussi que lorsque la médecine est quasi gratuite, cette question n'a pas de sens.



➤ DOSSIER

BOUCCARA D., BLANCHET E., WATERLOT PE., SMADJA M., FRACHET B., [2010], Étude du bénéfice apporté par l'appareillage audioprothétique controlatéral chez l'adulte implanté cochléaires, revue, en cours de publication.

COLLET L. [2002], Implant cochléaire et prothèse controlatérale quelque bases physiologique. Georric (Groupe d'étude et d'optimisation de la rééducation et des réglages de l'implant cochléaire), Paris.

CNA, Collège National d'Audioprothèse. Audiométrie vocale [CD-ROM]. CARVIN.

CNA, Collège National d'Audioprothèse, [1997], Précis d'audioprothèse, tome I, Le bilan d'orientation prothétique, Les éditions du collège national d'audioprothèse. vol 1 : 193-334.

CNA, Collège National d'Audioprothèse, [2007], Précis d'audioprothèse, tome III, Le contrôle d'efficacité prothétique, Les éditions du collège national d'audioprothèse. vol 3 : 65-192.

FIRSZT JB., REEDER RM., SKINNER MW., [2008], Restoring hearing symmetry with two cochlear implants or one cochlear implant and a contralateral hearing aid. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, 45(5) : 749-768.

FITZPATRICK EM, SÉGUIN C, SCHRAMM D, CHENIER J, ARMS-TRONG S., [2009], Users' experience of a cochlear implant combined with a hearing aid. *International Journal of Audiology*, 48(4) : 172-82.

GALVIN KL, HUGHES KC, MOK M. [2010], Can adolescents and young adults with prelingual hearing loss benefit from a second, sequential cochlear implant, *International Journal of Audiology*, 49(5) : 368-77.

GOVAERTS PAUL J., DAEMERS K., SCHAUWERS K., DE BEUKE-LAER C., YPERMAN M., DE CEULAER G., GILLIS S., [2004]. Implantation précoce et/ou bilatérale, Rééducation orthophonique «Implantations cochléaires», N°217.

GODAR S.P., LITOVSKY R.Y., JOHNSTONE P.M., AGRAWAL S.S., [2004], Cochlear implant plus hearing aid: measuring binaural benefit in children, *International Congress Series* 1273, 219-222.

IFIC, L'Institut Francilien d'Implantation Cochléaire [en ligne], [2011], <http://www.implant-ific.org/present01.html>.

IVALDI G., [2010], Comprendre et maîtriser l'information statistique, Cour de premier cycle, Science Po.

JOHNSTON JC., DURIEUX-SMITH A., ANGUS D., O'CONNOR A., FITZPATRICK E. [2009] Bilateral pediatric cochlear implants: a critical review. *Int J Audiol*, 48(9):601-17.

LABARERE J., [2005], Interprétation d'une enquête épidémiologique : type d'enquête, notion de biais, causalité, Faculté de Grenoble.

NOBLE W., TYLER R, DUNN C, BHULLAR N., [2008], Unilateral and bilateral cochlear implants and the implant-plus-hearing-aid profile: comparing self-assessed and measured abilities. *Int J Audiol.*, 47(8):505-14.

SHPAK T, KOREN L, TZACH N, MOST T, LUNTZ M., [2009]. Perception of speech by prelingual pre-adolescent and adolescent cochlear implant users, *Int J Audiol*, 48(11) : 775-83.

STELZIG Y, JACOB R, MUELLER J., [2011]. Preliminary speech recognition results after cochlear implantation in patients with unilateral hearing loss: a case series., *J Med Case Reports*, 5(1) : 343.

SUMMERFIELD AQ, MARSHALL DH, BARTON GR, BLOOR KE.A, [2002]. Cost-Utility Scenario Analysis of Bilateral Cochlear Implantation, *Arch Otolaryngol Head Neck Surg*, 128 : 1255-1262.

VAN DEN BROEK E, DUNNEBIER EA., [2009]. Cochlear implantation in postlingually hearing-impaired adults: choosing the most appropriate ear, *Int J Audiol*, 48(9) : 618-24.

VIEHWEG R, CAMPBELL RA [1960]. Localization difficulty in monaurally impaired listeners, *Annals of Otology*, 69 : 622-634.

WILMINGTON D, GRAY L, JAHRSDOERFER R, [1994]. Binaural processing after corrected congenital unilateral conductive hearing loss. *Hearing Research*, 74 : 99-114.

YOON YS, LIU A, FU QJ., [2011]. Binaural benefit for speech recognition with spectral mismatch across ears in simulated electric hearing. *J Acoust Soc Am*, 130(2) : EL94

Sonie et compréhension dans le bruit des patients implantés cochléaires



1 Introduction

Le lien entre sonie et compréhension dans le calme a déjà été exploré (Fu, 1998 et Umat, 2006). Il semblerait que la restauration d'une sonie normale ne produise que de faibles améliorations de l'intelligibilité des patients implantés dans une situation calme. Mais ces études s'intéressent exclusivement à la compréhension dans le calme. Or, lorsque l'implant permet une discussion dans un environnement calme, l'idéal serait qu'une conversation soit également possible en présence de bruit. En effet, les patients implantés ont besoin de Rapports Signal sur Bruit (RSB) supérieurs pour obtenir le même score de performance de compréhension que les normoentendants (Zeng, 1999). Cette limite de l'implant cochléaire est tout particulièrement pénalisante pour les enfants, exposés à des niveaux de bruit de fond élevés dans leurs activités scolaires (Sillon, 2002).

Le but de cette nouvelle étude, va donc être d'explorer le lien entre la sonie et la compréhension dans le bruit des patients porteurs d'un implant cochléaire. C'est un premier objectif, pour, à long terme, pouvoir espérer améliorer les réglages des patients implantés afin de leur permettre une meilleure compréhension en milieu bruyant. D'autres corrélations avec l'intelligibilité seront également testées, tels que l'audiogramme, le delta fréquentiel, ou encore la durée d'implantation.

2 Matériel et méthode

A. Population

35 jeunes patients implantés cochléaires âgés de 8 à 22 ans, avec une moyenne d'âge de 16 ans ont participé à cette étude. Ils sont tous atteints d'une surdité prélinguale, et leur surdité est d'origine congénitale, sauf pour trois d'entre eux (P4, P12, P20).

La moyenne d'âge de l'implantation est de 3 ans. Les patients implantés tardivement avaient de bons restes auditifs avec leur appareillage auditif classique. Les patients portent tous un implant de la marque Cochlear depuis 5 ans minimum et présentent une bonne compréhension dans le calme ; leur score d'intelligibilité est de 60% minimum au test du PBK (mots monosyllabiques).

B. Procédure

Avant le début des tests, le programme du processeur utilisé le plus couramment par le patient est copié sur l'implant Freedom de prêt à l'aide d'un ordinateur et d'une interface. Les traitements de signal (tel que Adro) sont désactivés, et le volume ainsi que la sensibilité sont fixés. Lorsque le

patient possède un processeur différent du Freedom, une « conversion de map » est nécessaire. Deux antennes sont disponibles, pour s'adapter à la partie interne du patient (nucleus 22 ou nucleus 24).

a. Audiométrie tonale en champ libre

Au début de la séance, une audiométrie est systématiquement réalisée, pour s'assurer des bons niveaux de perception du patient. Cette dernière est suivie d'une courte explication de l'étude, et du recueil du consentement écrit du patient ou de son responsable légal (si le patient est mineur) à l'aide du formulaire de consentement.

b. Le test de sonie : loudness scaling de l'AŞE

Le test de sonie disponible dans le logiciel AŞE (Auditory Speech Sound Evaluation) (Otoconsult, 2009), dans le module « loudness scaling » est décrit par l'équipe de travail de Govaerts. Il s'agit d'un test d'identification afin d'évaluer l'intensité de codage des sons.

Les stimuli sont des bruits blancs filtrés sur 250, 1000 et 4000 Hz (filtres passe-bande de 1/3 d'octave, pentes des filtres 40 dB/octave) présentés à des niveaux d'intensité qui varient entre 20 et 80 dB par pas de 5 dB. Le choix s'est porté sur ce type de stimulus car ils sont plus représentatifs du monde sonore qui nous entoure que des sons purs. Leur durée de stimulation est de deux secondes.

Pendant la phase de test, les sons sont émis de manière aléatoire entre 20 et 80 dB, et le patient doit décrire l'intensité subjective qu'il associe au stimulus perçu à l'aide de l'échelle de sonie composée de sept niveaux (Inaudible / Très faible / Faible / Normal / Fort / Très fort / Trop fort).

Chaque intensité va être émise deux fois. Si pour une intensité donnée, deux niveaux différents de l'échelle sont choisis par le patient, le logiciel calcule le score médian. Une courbe de sonie reliant les différents points obtenus est réalisée pour chacune des fréquences testées.

c. Le test du delta fréquentiel : « harmonic complexes de l'AŞE »

C'est un test de discrimination de logiciel AŞE qui permet de mesurer le plus petit « delta fréquentiel perceptible » par le sujet testé entre deux sons complexes. Ce test permet de mesurer le codage temporel des sons.

Un son complexe harmonique est constitué de la fréquence fondamentale de 200 Hz avec trois harmoniques (400, 600 et 800 Hz).

Lors de l'épreuve, à chaque présentation, deux sons complexes d'une durée de 600 ms chacun sont émis successivement avec un intervalle de 330 ms. L'un est le son complexe ayant une fréquence fondamentale de

Camille MACÉ ¹,
Adrienne VIEU ¹,
Frédéric VENAIL ¹,
Jean-Pierre
PIRON ²,
Jean-Luc PUEL ²,
Françoise
ARTIÈRES ¹

(1) Centre d'implantation
cochléaire
de Montpellier,
Institut Saint Pierre,
Palavas-les-Flots
(2) Plateforme
d'audiologie
I-PaudioM INSERM
U1051-Montpellier

Meilleure
communication
affichée

200 Hz et l'autre est un son complexe de fréquence fondamentale $200+\Delta$ Hz (si $\Delta=20$ Hz, la fréquence fondamentale sera 220 Hz, et ses trois harmoniques 440 Hz, 660 Hz, 880 Hz). Δ est compris entre 0 et 214 Hz.

Le patient a pour consigne d'écouter les deux sons et de signifier au testeur s'il perçoit une différence entre ces deux sons ou non, grâce aux termes « pareil » ou « différent ».

Un algorithme va faire varier Δ pour obtenir le plus petit delta perceptible appelé dans le logiciel la « Just Noticeable Difference » (JND). Le détail des réponses du patient apparaît sur la courbe qui accompagne la valeur du JND.

d. PBK (Phonetic Balanced Kindergarten Test)

Le « Phonetic Balanced Kindergarten Test » est un test américain créé en 1949 par Haskins.

Une adaptation à la langue française a été réalisée par une étudiante orthophoniste (Lupi, 1998). Il est constitué de quatre listes de cinquante mots monosyllabiques phonétiquement équilibrés et issus du vocabulaire d'enfants de 5 ans.

Dans cette étude, pour des soucis de standardisation et de reproductibilité, ce test est réalisé au CD (sans lecture labiale). Pour effectuer le test dans le bruit, le choix s'est porté sur un bruit ICRA (Dreschler, 2001), le numéro 7. C'est un bruit babble composé de six énonciateurs des deux genres, ainsi représentatif de la vie courante. La liste 1 est émise dans le calme à un niveau de 65 dB, cette dernière permet notamment de vérifier si le patient rentre dans les critères de sélection de l'étude. Puis les trois autres listes sont émises toujours à 65 dB et un changement du niveau sonore du bruit ICRA 7 est opéré pour varier le RSB. Les rapports suivants : + 10 (65 dB et 55 dB de bruit), + 5 (60 dB de bruit) et 0 (65 dB de bruit) sont testés. Plus le RSB est petit et plus la difficulté est importante. Dans ce test, la difficulté est ascendante.

3 Résultats

A. Méthode de traitement des données

La régression logistique linéaire a été utilisée pour analyser les résultats. Les performances de compréhension au PBK dans le calme, puis celles réalisées avec un bruit en arrière plan (signal sur bruit de + 10, + 5 et 0 dB) ont été comparées :

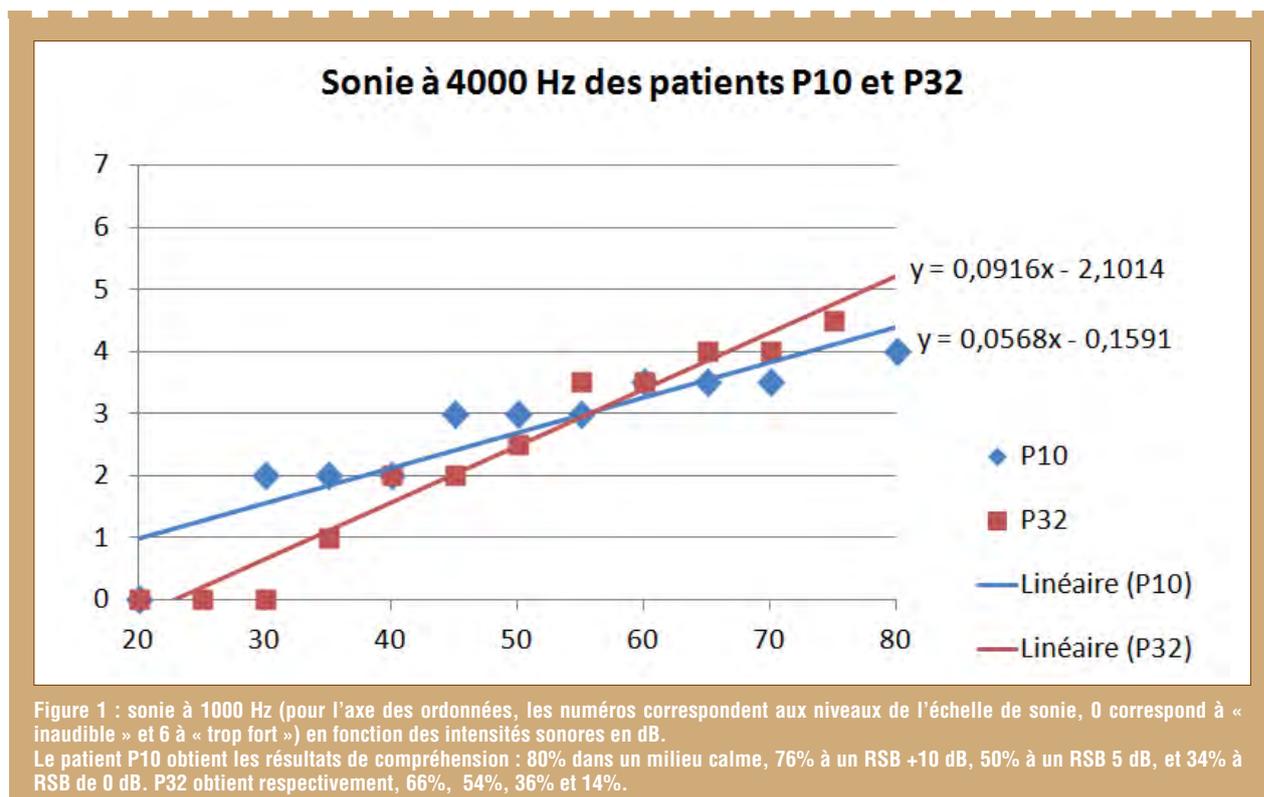
- à la sonie. La pente et la dispersion des points de la droite de régression linéaire ont été étudiées pour les trois fréquences testées (250, 1000 et 4000 Hz).
- au seuil de perception de l'audiogramme, trois groupes de fréquences ont été formés : les basses fréquences (250, 500 et 750 Hz), les fréquences médiums (1000 et 2000 Hz) et enfin les hautes fréquences (6000 et 8000 Hz).
- à la valeur du delta fréquentiel, calculée avec l'AŞE,
- à la durée d'implantation qui correspond à l'expérience du patient avec son implant.

B. Données mesurées

a. PBK

Les résultats de compréhension moyenne dans le calme et dans les trois environnements bruyants sont illustrés par la figure 1. Cette dernière présente les scores de compréhension exprimés en pourcentage en fonction des 35 patients.

Les résultats sont naturellement meilleurs dans le calme et se dégradent lorsque le bruit apparaît et que son intensité augmente. Les moins bons résultats sont obtenus pour le RSB de 0 dB.





L'intérêt de cette étude réside dans les liens possibles entre ces résultats de compréhension et la sonie, les seuils de perception, le delta fréquentiel, et la durée d'implantation.

■ b. Sonie

Une grande variabilité des réponses a été observée pour le test de sonie, et cela pour les trois fréquences testées. Globalement, les pentes relevées sont toutes plus importantes que celles de référence mesurées auprès des normoentendants (sauf pour deux patients à la fréquence 250 Hz). En revanche, la dispersion est toujours plus importante que celle des normoentendants.

La sonie a été mesurée à trois fréquences différentes (250, 1000 et 4000 Hz). La dispersion et la pente de celle mesurée à 250 Hz n'ont pas été corrélées avec les résultats de compréhension réalisée dans le calme et dans le bruit.

Une corrélation significative a été trouvée entre la croissance de sonie à 1000 Hz et la compréhension dans le calme ($p=0,038$). Une corrélation significative existe également entre la sonie à 4000 Hz et la compréhension dans le calme ($p=0,002$) ainsi que pour les trois RSB différents ($p=0$).

Pour les sonies de 1000 et 4000 Hz, plus la pente est proche de celle des normoentendants (c'est-à-dire faible) et plus la dispersion est petite et meilleurs sont les résultats de compréhension.

■ c. Audiogramme

Une corrélation significative a été mise en évidence grâce à cette étude entre le seuil de perception des fréquences médiums et la compréhension dans le calme mais aussi aux trois niveaux de bruit. L'autre corrélation découverte est celle qui existe entre les seuils de perception des hautes fréquences des patients implantés et leurs scores de compréhension dans le calme et aux deux premiers niveaux de bruit (RSB de +10 et +5 dB).

Les résultats montrent que statistiquement de bons seuils de perception sur les fréquences médiums et aiguës sont synonymes d'une bonne compréhension dans le calme et dans le bruit.

Les seuils de perception ont un lien avec la sonie car plus le patient est capable de percevoir les sons faibles, plus le coefficient de la pente aura tendance à se réduire et donc à se rapprocher de celle du normoentendant.

■ d. Delta fréquentiel

Les résultats des deltas fréquents sont variés, mais pour la majorité des patients, il se situe entre 0 et 10 Hz.

Une corrélation statistiquement significative existe entre le delta fréquentiel mesuré grâce au module de l'AŞE et les scores de compréhension mesurés aux RSB de +5 dB ($p=0,002$) et 0 dB ($p=0,004$). Un petit delta fréquentiel est associé statistiquement à de bons scores de compréhension dans les situations de compréhension difficile (RSB +5 et 0 dB).

■ e. Durée d'implantation

La durée d'implantation des participants de l'étude est comprise entre 5 ans et 19 ans de port d'implant pour le plus expérimenté.

L'expérience du port de l'implant est corrélée de façon significative avec les scores de compréhension dans le calme et aux deux premiers RSB (+10 dB, $p=0$ et +5 dB, $p=0$).

Les jeunes patients qui portent leur implant depuis le plus longtemps ont statistiquement de meilleurs résultats dans le calme et dans le bruit que les implantés moins expérimentés.

4

Conclusion

Le but premier de cette étude était d'étudier la corrélation entre la croissance de sonie et la compréhension de la parole dans le bruit, et d'après les résultats obtenus celle-ci est vérifiée. Cette corrélation est significative pour la fréquence 4000 Hz. Pour un signal de parole dans le calme, la sonie est corrélée de façon significative aux fréquences 1000 Hz et 4000 Hz. Dans un second temps, d'autres corrélations étudiées dans cette étude ont également été mises en évidence. Un lien significatif a été observé entre les bonnes performances de compréhension dans le bruit et de bons seuils de perceptions sur la région 1000-6000 Hz, un petit delta fréquentiel perceptible, et enfin une durée d'implantation importante.

Maintenant que toutes ces corrélations ont été montrées, il serait très intéressant de savoir si elles sont exploitables pour être le support de nouveaux réglages, et si une optimisation des scores de compréhension dans le bruit peuvent en découler.

5

Bibliographie

Fu, Q-J, Shannon, R.V. 1998. Effects of amplitude nonlinearity on phoneme recognition by cochlear implant users and normal-hearing listeners. *Journal of Acoustical Society of America*. 1998, Vol. 104, 5, pp. 2570-2577.

Umat, C., McDermott, H.J., McKay, C.M. 2006. The effect of intensity on pitch in Electric hearing and its relationship to the speech perception performance of cochlear implantees. *Journal of American Academy of Audiology*. 2006, Vol. 17, 10, pp. 733-746.

Zeng, F-G, Galvin K III, J.J. 1999. Amplitude mapping and phoneme recognition in cochlear implant listeners. *Ear and hearing*. 1999, Vol. 20, 1, pp. 60-74.

Sillon, M., Vieu, A. 2002. La perception de la parole dans le bruit pour les enfants porteurs d'implants cochléaires. 2002.

Otoconsult. 2009. AŞE, psychoacoustic test suite. 2009.

Lupi, A-L. 1998. Essai d'adaptation à la langue française d'un test d'intelligibilité américain, le "phonetic balanced kindergarten word lists" ou OBK 50, Haskins 1949. Montpellier : mémoire orthophonie, 1998.

Dreschler, W.A., Verschuure, H., Ludvigsen, C., Westermann, S. 2001. ICRA Noises: artificial noise signals with speech-like spectral and temporal properties for hearing instrument assessment. *Audiology*. 2001, Vol. 40, 3, pp. 148-157.



Interactions des réglages : ce qui est attendu et ce qui est obtenu

Christophe OLIVIER
cristofolivier@gmail.com

Résumé

Les avancées technologiques proposées par les fabricants permettent des réglages plus précis et une diversification des traitements de signaux. Cependant, la surestimation des capacités de ces traitements, la méconnaissance du fonctionnement des fameux « cœurs numériques » et l'utilisation des logiciels mènent à des résultats parfois inattendus.

Ce mémoire est réalisé dans l'optique d'éclairer les audioprothésistes et autres utilisateurs sur les risques d'erreur de réglages pouvant avoir des conséquences négatives sur la qualité de l'appareillage.

Il apparaît ainsi que les valeurs annoncées ne reflètent pas toujours les valeurs effectives. C'est le cas des gains des sons forts en interaction avec les MPO, notamment du fait d'une nouvelle stratégie liée à l'appareillage open et d'un problème de saturation qui peut être corrigé dans une certaine mesure. Certains résultats de l'audiométrie réalisée par les aides auditives sont aussi remis en question ainsi que certains réducteurs de bruit dont un qui fait l'objet d'une étude de cas.

Les cibles de préréglages étant un paramètre essentiel lors de l'adaptation du malentendant, il est important de savoir quelles sont les interactions qui peuvent se faire avec les logiciels de programmation. Le nombre de niveaux de gain par exemple, les liens avec les niveaux d'inconfort ou encore les caractéristiques acoustiques.

Ce travail, en grande partie basé sur des études physiques, n'aurait pas été possible sans une écoute attentive des patients.

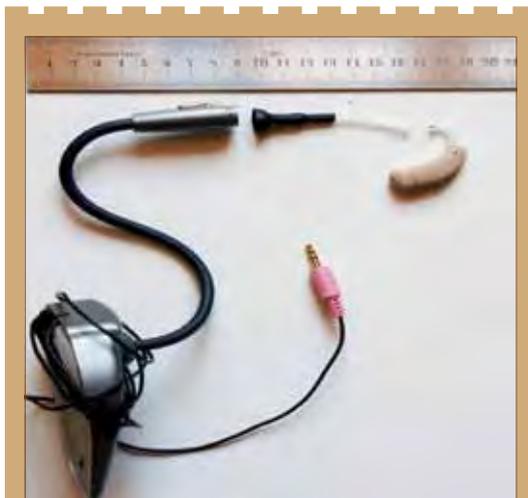


Figure 1 : Présentation du système d'acquisition avec le microphone standard, le raccord avec le tube acoustique et une gaine thermoformable

1

Introduction

L'évolution des nouvelles technologies et algorithmes que l'on peut trouver dans les aides auditives est telle que l'on a ni le temps de les vérifier ni le recul nécessaire pour les analyser.

Le but de cette étude est d'attirer l'attention de l'audioprothésiste sur les conséquences des modifications de certains réglages. Conséquences qui ne sont pas nécessairement attendues. Différentes imperfections techniques, liées aux logiciels de programmation ou aux traitements de signaux utilisés dans les aides auditives seront mises en évidence en simulant des situations extrêmes. Le réducteur de bruit Noisebloc de Ponak fera l'objet d'une étude physique ainsi qu'une étude clinique.

Il faut préciser que ni la qualité, ni la performance des appareils ne sont remis en cause dans cette étude. L'objectif final de celle-ci est avant tout d'améliorer, pour certains cas précis, le confort auditif des patients.

2

Présentation des différentes manipulations

Pour la recherche d'éventuels défauts, dysfonctionnements, ou erreurs d'affichage, les appareils doivent être contrôlés dans différentes situations. Les signaux d'entrée et les intensités pour les tests sont donc variables.

Les différents paramètres évalués sont les suivants : des courbes de gain, des courbes de niveaux de sortie, des facteurs de compression, des temps de compression, la saturation des appareils (action des MPO), l'action des réducteurs de bruit, le signal de sortie après un bruit impulsionnel, l'analyse des situations sonores et l'audiométrie directe.

Pour la majorité des tests, l'utilisation de l'analyseur de prothèse auditive Affinity 2.0 de la marque Interacoustics est utilisée.

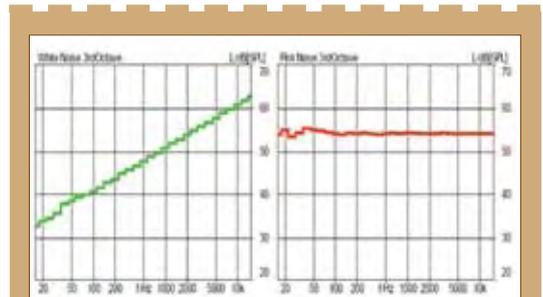


Figure 2 : Analyse du niveau de tiers d'octave d'un bruit blanc (à gauche) et d'un bruit rose (à droite) d'après le document de Head acoustics⁴



Cependant, pour une plus grande liberté dans le choix des signaux d'entrée et du traitement du signal de sortie, l'utilisation d'un autre système d'acquisition est nécessaire. Il s'agit d'un microphone standard auquel est raccordé un tube acoustique à l'aide d'une gaine thermoformable. Le microphone étant relié à la prise jack 3.5mm d'un ordinateur portable (**Figure 1**).

Pour la passation des tests, les appareils sont en mode omnidirectionnel et tout traitement de signal est désactivé (réducteurs de bruit, anti-larsen, etc.) afin de ne pas fausser les mesures. Bien évidemment pour le test des réducteurs de bruit, ceux-ci seront activés.

Le choix du bruit rose

L'étude menée par HICKS M. et coll. ¹ au moyen de sons purs, a eu pour objectif de comparer l'exactitude des courbes affichées par les logiciels de programmation avec les résultats obtenus au coupleur 2cc. Ici le balayage en sons purs sera rarement utilisé car il n'est pas représentatif de ce que peuvent entendre les patients dans la vie quotidienne. C'est pourquoi le bruit rose est privilégié pour différentes raisons qui seront détaillées.

Le bruit rose, ou bruit de $1/f$ est un signal avec un spectre de fréquence tel que la densité spectrale de puissance est inversement proportionnelle à la fréquence.

La densité spectrale est de la forme : $D_{1/f} = K_1 \frac{1}{f^\beta}$

avec $0.5 < \alpha < 2$ et $0.8 < \beta < 1.3$, cet exposant étant le plus souvent voisin de 1 et K_1 est une caractéristique du composant. De plus si $\beta = 1$, la puissance de bruit par octave est constante.

En effet, pour toute fréquence f_0 :

$$P_{\text{octave}} = \int_{f_0}^{2f_0} D_{1/f} df = \int_{f_0}^{2f_0} \frac{df}{f} = K_1 \ln \left(\frac{2f_0}{f_0} \right)$$

Soit $P_{\text{octave}} = K_1 \ln(2) = \text{constante}$ (Chagnon G. (2))

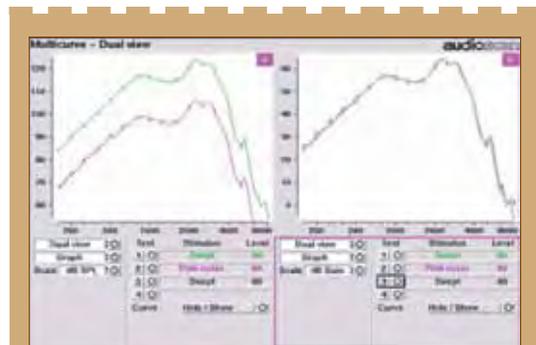


Figure 3 : Affichage des niveaux de sortie à gauche et de gains à droite ; les courbes vertes représentent les sons purs et les roses le bruit rose, d'après Audionote de Cole B. ³

Ceci implique que dans un bruit rose, chaque octave comporte une quantité égale de la puissance du bruit. C'est-à-dire que l'on trouvera la même puissance sur l'intervalle allant de 30Hz à 50Hz et de 3000Hz à 5000Hz.

Les chaînes de mesure en audioprothèse ont pour unité l'octave. Ainsi l'affichage d'un bruit rose par analyse d' $1/n$ -ième d'octave produit une courbe plate comme les sons purs, contrairement au bruit blanc (**Figure 2**). En revanche, d'après Cole B. et coll ³, si l'on mesure le niveau de sortie avec une aide auditive linéaire, on obtient une courbe inférieure à celle des sons purs de 18dB en bruit rose avec une analyse par $1/12$ d'octave (**Figure 3**). Il faut noter toutefois qu'avec une chaîne de mesure utilisant la FFT, c'est le bruit blanc qui permet d'obtenir une courbe plate.

La différence de niveau entre le bruit rose et les sons purs réside dans la fréquence de balayage paramétrée avec la chaîne de mesure. En effet, d'après le document de Head Acoustics ⁴, le signal à analyser va être divisé en fractions de signal par une série de filtres numériques avant de déterminer le niveau.

Concrètement, lorsque l'analyse se fait sur $1/12$ d'octave et que le son émis est compris entre 200Hz et 8000Hz soit 5,5 octaves, cela donne : $5,5 \times 12 = 66$ bandes de fréquences. Le calcul étant fait en temps réel, la somme totale des niveaux des différentes bandes aura pour valeur le niveau d'intensité désiré en dB S.P.L.

Si on fait la somme 66 sources sonores de niveau égal on obtient :

$L_{\text{tot}} = 10 \times \log(66 \times 10^{L/10})$ D'après les propriétés du logarithme

$$L_{\text{tot}} = 10 \times \log 10^{L/10} + 10 \times \log(66)$$

$$L_{\text{tot}} = L + 18,2 \text{ dB}$$

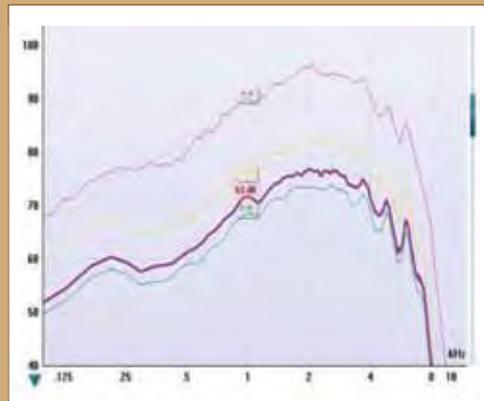


Figure 4 : Niveaux de sortie à 65dB d'entrée avec une aide auditive réglée en linéaire sur la chaîne de mesure Affinity. La courbe rose correspond aux sons purs, la jaune au bruit rose avec une analyse de $1/3$ d'octave, la mauve avec $1/12$ d'octave et la verte $1/24$ d'octave



En pratique cela dépend de la bande passante de la chaîne de mesure utilisée et de l'analyse par octave que l'on aura fixée. Pour la chaîne de mesure Affinity, allant de 100Hz à 10KHz, les valeurs sont légèrement différentes. Avec la même analyse de 1/12 d'octave de 100Hz à 10KHz (approximativement 6,5 octaves) cela donne maintenant $12 \times 6,5 = 78$ bandes et $10 \log(78) = 19$ dB. L'utilisation d'une chaîne de mesure différente n'influence pas beaucoup ces résultats (1dB).

En revanche si la fréquence d'analyse passe à 1/3 d'octave, en procédant de la même manière, la différence avec les sons purs est de 13dB ($10 \log(3 \times 6,5)$) et pour 1/24 d'octave : 22dB ($10 \log(24 \times 6,5)$). La **figure 4** illustre ce raisonnement. Bien sûr la fréquence d'analyse ne change en rien le niveau d'intensité réel du bruit mais seulement sa représentation. Il est à noter que le logiciel de programmation Connex a un affichage permettant de choisir le stimulus dont le bruit rose fait partie. De par les tests réalisés et la confirmation de Siemens Audiologie, il s'agit d'une analyse par 1/3 d'octave, le paramétrage de la chaîne de mesure doit donc en être de même.

L'utilisation du bruit rose en audioprothèse apparaît ainsi judicieuse. En effet, lorsque l'affichage du logiciel de programmation est uniquement en sons purs et que l'on teste avec un bruit rose en chaîne de mesure, la réponse de l'aide auditive a la même forme que celle des sons purs. Il faudra simplement faire une conversion en fonction de la fréquence d'analyse utilisée. Pour ces raisons, la réalisation des tests de saturation avec n'importe quelle marque d'aide auditive est possible grâce à lui.

De plus, chaque octave comporte une quantité égale de puissance du bruit ce qui va permettre d'actionner de la même manière les réducteurs de bruits sur l'ensemble des canaux. Enfin étant donné que ce bruit est stationnaire, leur action en sera d'autant plus rapide car plus facile à analyser. Pour évaluer l'impact des réducteurs de bruit, le test se déroule en deux temps : il faut recueillir le signal une première fois avant que le réducteur de bruit n'ait agi, puis une seconde fois après action complète de celui-ci. Que ce soit en gain ou en niveau de sortie, ce qui compte ici, c'est la différence entre deux temps. D'après Bentler⁵ on obtient un résultat définitif du réducteur de bruit après 30 secondes de stimulation. La première mesure est faite à $T=2$ s et la deuxième à $T=30$ s.

3

Valeurs annoncées et réalité

3.1. Retard d'affichage du CR chez GN sur Aventa 3.0

Le calcul du rapport de compression se fait à partir du rapport de la variation du niveau d'entrée avec celui du niveau de sortie. Ce CR est une caractéristique importante. Il peut servir de base pour un premier équipement en fonction de la dynamique résiduelle du patient ou pour un renouvellement d'appareillage en considérant les CR de l'ancien équipement. Sur le logiciel de Gn Resound, Aventa 3.0, le calcul du rapport de compression est basé sur les avant-dernières valeurs de gain affichées. Ainsi la valeur de CR présentée n'est presque jamais la bonne puisqu'elle a toujours un temps de retard. Pour avoir un affichage correct il faut modifier légèrement le gain sur un canal ou atteindre une valeur maximale.

Sur la **figure 5** les valeurs de CR affichées sont de 2,3 pour tous les canaux sauf pour le dernier. Les gains annoncés font que le calcul du CR sur tous les canaux est de 1 en réalité.



Figure 5 : Affichage du logiciel GnResound sur la version Aventa 3.0 avec une erreur de calcul du CR



Figure (6) : Affichage du logiciel GnResound sur la version Aventa 3.0 après calcul du CR

En appliquant une modification sur la dernière bande, le calcul de CR des autres canaux est fait ; comme il n'y a pas eu de modification sur ces derniers, leur affichage est maintenant de 1 et il est donc juste (**Figure 6**).

Cette erreur d'affichage a été résolue avec la version suivante du logiciel.

3.2 MPO et affichage des gains

3.2.1 Discordance entre gain et MPO

L'affichage des gains et de leurs courbes n'est pas toujours en adéquation avec la valeur des MPO (Maximum Power Output). Ainsi on peut avoir un gain à 80dB SPL d'entrée égal à 25dB, ce qui donne un niveau de sortie au coupleur 2cc de 105 dB SPL. Pourtant d'après la **figure 7**, on peut avoir pour le même réglage un MPO à 80dB SPL.

En réalité, ce sont les MPO qui sont prioritaires car la courbe de transfert correspondant à ce réglage est une courbe plate proche de 80dB SPL (**Figure 8**). Or, on a tendance à vouloir baisser les MPO lorsqu'un patient se plaint des bruits impulsionnels. Le gain des sons forts peut donc se trouver au dessus de la valeur du MPO ce qui donnera un signal de sortie « écrasé ». En effet d'après Kochkin⁶, la diminution inutile des MPO a des conséquences négatives, puisque le signal est écrêté et de ce fait toutes les informations ne sont pas transmises par l'aide auditive au patient. De plus, on ne



résoudra pas entièrement la gêne du patient car le temps d'attaque de l'AGCO n'est pas assez rapide pour réellement limiter le niveau de sortie instantanément.



Figure 7 : Affichage des gains au 2cc et leurs courbes sur le logiciel GnResound sur version Aventa 3.0, avec comme réglage : MPO 80 dB SPL et G80=25dB SPL sur le 1KHz

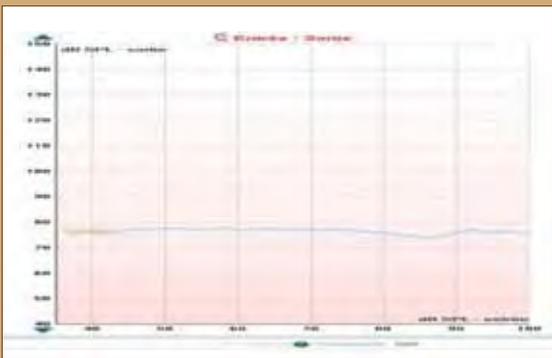


Figure 8 : Courbe de transfert à 1KHz où le résultat est obtenu avec le réglage de la figure 7

La représentation d'un TA et TR (Figure 9) démontre bien que c'est le gain des sons faibles qui est à l'origine de la gêne des sons impulsifs. L'action du MPO sera bénéfique seulement si son action est plus rapide que l'AGCI, ce qui est maintenant assez rare puisque les temps d'attaque de ces derniers sont devenus courts.

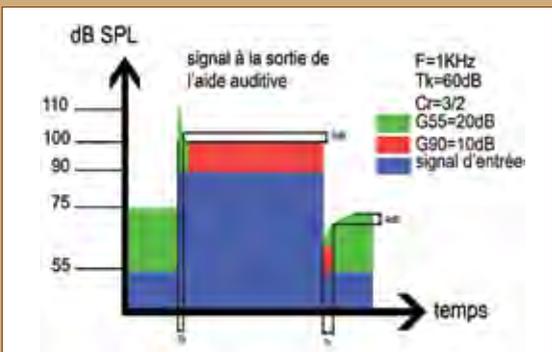


Figure 9 : Représentation d'un temps d'attaque et d'un temps de retour avec la norme ANSI S3 22

3.2.2 MPO et appareillage open chez Phonak

Sur la nouvelle puce SPICE de Phonak, le MPO est calculé à partir du son délivré par l'appareil mais aussi de celui qui vient naturellement par l'événement. C'est une très bonne idée, mais l'affichage des courbes du logiciel n'en tient pas compte, que ce soit celle des gains, des niveaux de sortie ou même des courbes de transfert. Toutefois les valeurs de gains affichées sont justes. Il est évident que cette nouvelle stratégie a d'autant plus d'influence que l'événement est grand.

En pratique, le niveau de sortie va diminuer à partir du moment où la sommation du niveau de sortie de l'appareil et du niveau estimé par l'événement est égale à la valeur du MPO.

La courbe de transfert du logiciel TARGET (Figure 10) montre que le gain à 80dB SPL est de 5dB (Niveau de sortie 85dB SPL); en revanche la valeur de gain affichée est de -14dB.

La courbe de transfert réalisée au coupleur (Figure 11) montre une diminution du niveau de sortie à mesure que le niveau d'entrée augmente jusqu'à une valeur stable. Ceci est donc très cohérent avec cette nouvelle stratégie. Cependant cela confirme bien que l'affichage de la courbe de transfert du logiciel de Phonak est erroné.

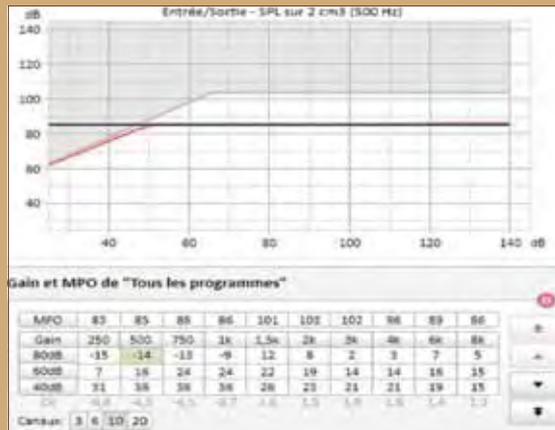


Figure 10 : Affichage des gains au coupleur 2cc et courbe de transfert à 500Hz sur le logiciel Target de Phonak en appareillage ouvert

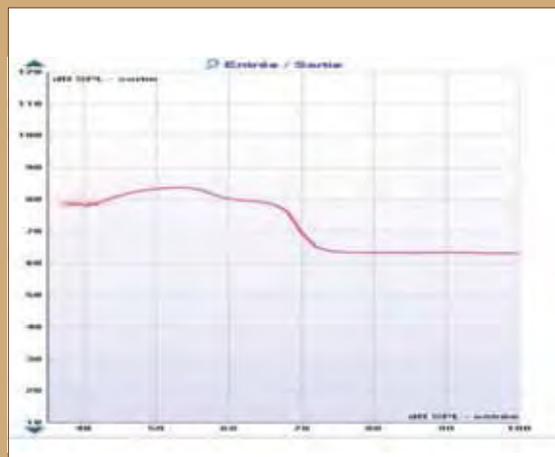


Figure 11 : Courbe de transfert à 500Hz au coupleur 2cc avec un SMART S IX ayant le réglage de la figure 10

3.3 Saturation des aides auditives

Etant donné que la dynamique auditive restituée par l'aide auditive est importante pour le patient, il est normal de tester le niveau de sortie avec des niveaux acoustiques élevés.

D'après MALTY Maryann ⁷, pour obtenir le niveau de pression acoustique le plus haut possible avec une aide auditive, il faut que le gain soit assez élevé et que le signal d'entrée soit suffisamment intense pour conduire l'appareil en saturation. Ce signal d'entrée est de 90dB SPL.

Chez certains fabricants, l'affichage de la limite de saturation n'est pas toujours fidèle. C'est-à-dire que l'appareil peut entrer en saturation sous cette limite. En ce qui concerne celui des sons purs l'affichage est bien souvent correct, en revanche ce n'est pas le cas lorsqu'il s'agit d'un bruit, par exemple un bruit rose. La différence que l'on observe au coupleur se manifeste par un niveau de sortie plus bas qu'en théorie sur l'ensemble du spectre. On peut y remédier en partie en baissant, soit le MPO, soit le gain des sons forts sur les fréquences qui sont en saturation. Ceci afin que la courbe se trouve légèrement en dessous de la limite théorique affichée par le logiciel de programmation (Figure 12).



Figure 12 : Affichages de gains et courbes de niveaux de sortie en bruit rose sur le logiciel Connexx de Siemens version 6.3.0.2440. Exemple de saturation à 90dB à 2 KHz avant et après diminution du MPO.

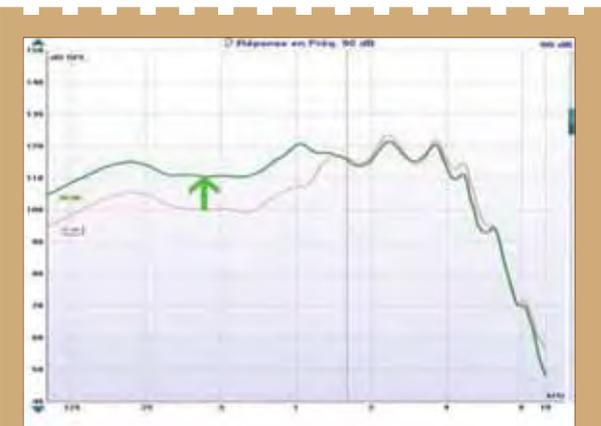


Figure 13 : Niveaux de sortie au coupleur 2cc avec un bruit rose de 90 dB SPL où la courbe rose représente le réglage en saturation, la verte avec la baisse de -3 dB sur les MPO

Etrangement, cette action a pour conséquence de faire remonter le niveau de sortie sur les fréquences qui n'étaient pas concernées (Figure 13). Le problème d'affichage est en partie résolu car le niveau de sortie sur l'affichage dans la zone de saturation est plus bas. De plus le niveau de sortie mesuré est remonté sur le reste du spectre, la courbe affichée est donc maintenant juste sur toutes les fréquences. Néanmoins cela sacrifie une partie du spectre qui n'est pas en saturation sur des sons purs.

Par exemple, si le gain des sons forts est baissé et/ou le MPO sur des fréquences aigües en saturation, cela engendre une augmentation du niveau de sortie des sons graves et mediums selon les réglages. La dernière version de Connexx ne présente plus ce problème, c'est-à-dire que le plus haut niveau de sortie est obtenu avec le réglage de MPO au maximum.

Le problème étant lié à Connexx, il est présent de la même manière chez Hansaton et Rexton. Il se produit la même chose sur la puce CORE et SPICE de Phonak.

4 Analyse de situations sonores

Sous la puce CORE, Phonak a mis en œuvre un système automatique de changement de programme dans lequel l'audioprothésiste peut agir à tous les niveaux. Il s'appelle le Soundflow. Son fonctionnement en pratique n'est pas totalement expliqué par Phonak afin de préserver certains secrets de fabrication, néanmoins on peut



Figure 14 : Démonstration de l'INSIGHT avec le bruit de party au bout de quelques secondes

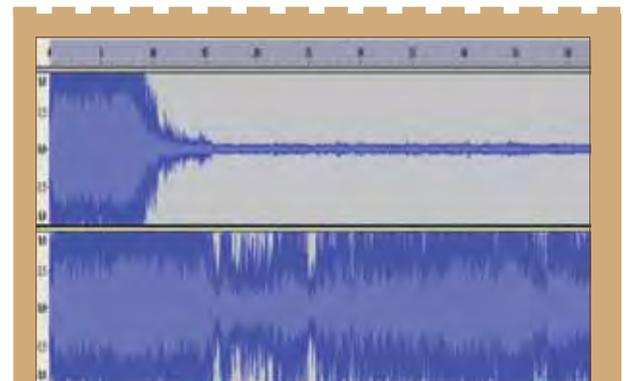


Figure 15 : Forme d'onde(ua) en fonction du temps(s) avec le bruit de party Phonak, avec la puce CORE en haut et SPICE en bas



affirmer que dans certaines situations sonores l'appareil ne passe pas entièrement d'un programme à un autre, mais seulement sur les canaux appropriés.

Le logiciel IPFG permet d'ajuster les réglages à l'aide de fichiers sonores et de la perception du patient, ceci afin d'optimiser les gains pour chaque programme en fonction de situations sonores appropriées.

L'analyse des situations n'étant pas une chose évidente à traiter par les prothèses, il peut y avoir des erreurs. En effet le module INSIGHT de Phonak le dévoile. Celui-ci permettant de faire une démonstration au patient des capacités de l'appareil à changer de programme automatiquement en est la preuve. Avec le bruit de cocktail l'appareil passe à 100% en programme musique au bout de quelque secondes au lieu du programme confort dans le bruit comme le montre la **figure 14**. INSIGHT étant avant tout un logiciel de démonstration, il n'est pas, d'après Phonak, le reflet du fonctionnement de l'appareil. Ainsi, pour être sûr qu'il opère de la même manière dans la réalité, le signal de sortie est recueilli à l'aide du système d'acquisition et du logiciel Audacity. Pour ce faire l'appareil avait les traitements de signaux désactivés et le programme musique sans amplification. La **figure 15** représentant la forme d'onde du signal de sortie en fonction du temps montre que l'appareil devient muet et donc passe en programme musique. En revanche le problème n'est pas présent sous la puce SPICE, celle-ci traitant presque 4 fois plus de caractéristiques acoustiques, les erreurs devraient être plus rares.

5 AudiogramDirect

L'AudiogramDirect de Phonak permet de réaliser une audiométrie « in situ » avec les aides auditives. Ceci afin de prendre en compte la cavité résiduelle du conduit auditif ainsi que les caractéristiques propres de l'appareil.

Les résultats obtenus avec ce test peuvent avoir une grosse différence avec l'audiométrie réalisée au casque. Néanmoins celle-ci n'est pas due aux caractéristiques du conduit auditif des patients, ni à la profondeur d'insertion, mais à un défaut dans l'AudiogramDirect. Concrètement, le patient entend un « clac » dès l'apparition



Figure 16 : Spectre(Hz) en fonction du temps(s) représentant le signal original de 4KHz lors de l'AudiogramDirect de Phonak

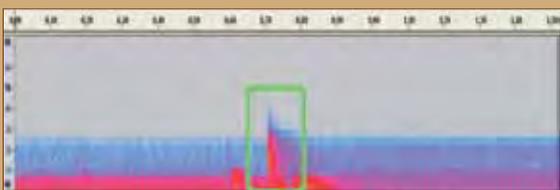


Figure 17 : Spectre(Hz) en fonction du temps(s) représentant le signal filtré de 4KHz lors de l'AudiogramDirect de Phonak

du signal, mais ne perçoit pas obligatoirement la fréquence initialement recherchée. Evidemment le problème se produit surtout sur les fréquences aiguës, où le seuil des patients est généralement plus bas. Afin de visualiser et de se rendre compte de ce qu'entend un patient ayant « une perte en pente de ski », le signal de l'audiométrie directe à 4kHz (**Figure 16**) est recueilli puis filtré à partir de 2kHz (**Figure 17**).

Le filtre passe-bas utilisé peut être celui du logiciel Audacity ou comme ici avec Matlab dont la commande est la suivante :

```
Fe=22050;
[e,Fe,bits]=wavread('e');
N=245415
NbBits=32;
fc=2000;
[b,a]=butter(13,fc/(Fe/2),'low')
y=filter(b,a,e);
z=filter(b,a,y);
wavwrite(z,Fe,NbBits,'s.wav');
```

Le signal filtré permet de visualiser facilement ce qu'on pourrait appeler un artefact, à l'écoute le « clac » se fait clairement entendre.

En procédant de la même manière sur des appareils de chez Starkey et Widex, le constat est qu'il n'y a pas d'artefact pendant la stimulation.

6 Cibles et pré-réglages

6.1. Cibles au coupleur 2cc et gains d'insertion simulés

Chez certains fabricants, les courbes cibles au coupleur peuvent être différentes d'un appareil à un autre.

Plus un appareil est puissant, plus les cibles au coupleur 2cc auront tendance à être basses. Ceci s'explique par le fait que le logiciel aura considéré un embout plus long, donc une cavité résiduelle diminuée, ce qui permet d'obtenir un gain d'insertion identique. Par exemple, passer d'une cavité résiduelle de 1,26cc à 0,6cc engendre une augmentation de gain de 6dB. Cette augmentation est donc obtenue à l'aide d'une insertion plus profonde dans le conduit auditif. En effet l'intensité augmente de 6dB lorsque l'on divise approximativement par deux le volume dans un coupleur de petite taille pour un niveau d'entrée équivalent.

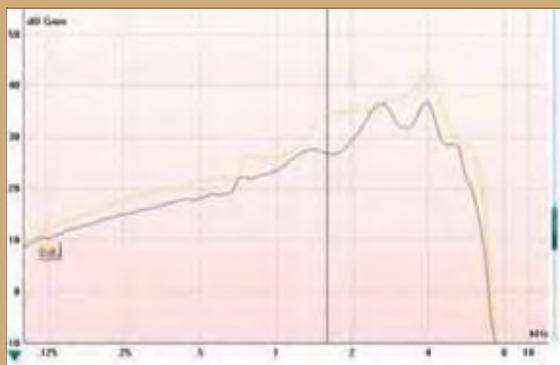


Figure 18 : Courbes de réponses en fréquence à 50dB SPL d'entrée. La courbe jaune correspond au Reach66D et la noire au Reach76D

La comparaison de deux appareils proches en puissance comme le Reach66D et 76D montre qu'il n'y a pas de différence entre les gains d'insertion simulés mais qu'il y en a une au coupleur 2cc. Cela confirme une modification des caractéristiques acoustiques par le logiciel. La **figure 18** illustre le fait que l'appareil le plus puissant délivre un gain inférieur pour la même courbe audiométrique du patient. La deuxième distinction se fait sur leurs courbes de réponse en fréquence au gain maximum, car ils n'ont pas le même écouteur ni le même filtre. Leur forme est donc différente, principalement du fait de la position des pics. Ceci est l'un des éléments qui montrent l'importance d'avoir deux aides auditives identiques dans un appareillage stéréophonique ; en effet d'après l'étude menée par Decroix G.⁸ cela permet d'améliorer pour les patients les capacités de localisation et de compréhension dans le bruit.

6.2. Cibles fabricant, DSL et NAL

En ce qui concerne les pré-réglages, la marque Oticon, soucieuse de respecter à la lettre les cibles DSL (Desire Sensation Level) et NAL (National Acoustic Laboratories), ne donne pas les mêmes possibilités de réglages avec elles par rapport à la leur (VAC). En effet sur leur typologie VAC comportant plusieurs choix de pré-réglages : Energique, Dynamique, Active, Graduelle et Calme il permet d'ajuster les réglages sur trois niveaux d'entrée, alors que sur les autres nous n'en avons que 2. Cela se traduit par 2 TK et 2 CR pour les typologies VAC mais un seul TK et CR pour DSL et NAL. Si l'on a l'habitude de travailler avec les cibles DSL, il est sûrement plus avantageux d'utiliser une autre cible avec cette marque afin d'avoir plus de possibilités de réglages, néanmoins les typologies VAC ne prennent pas en compte l'UCL du patient. En utilisant cette marque d'appareil, seules les cibles D.S.L tiennent compte de l'U.C.L. en modifiant les MPO mais aussi les facteurs de compression. La nouvelle cible NAL NL2 prenant en charge 2 TK, une modification a été apportée avec la dernière version du logiciel.

7

Réducteur de bruit

La définition du réducteur de bruit semble plutôt simple, mais son utilisation reste complexe. En effet le but est d'éliminer les bruits indésirables ; or d'après Van den BOGAERT⁹, la classification de ces bruits dépend de la perception individuelle. Des signaux tels que la parole ou la musique peuvent être considérés comme indésirables ou non suivant la situation et les attentes du patient.

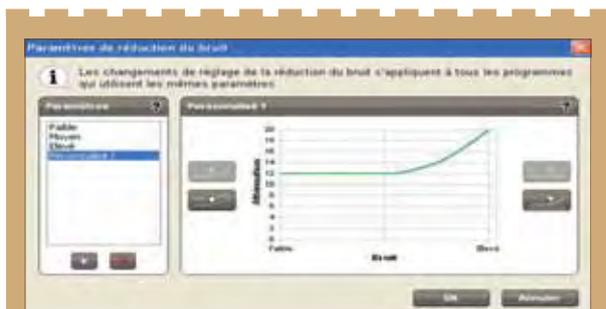


Figure 19 : Paramètres de réduction du bruit avec courbe personnalisée mettant en action le maximum d'atténuation sur un Velocity 24 de Sonic Innovation (10)

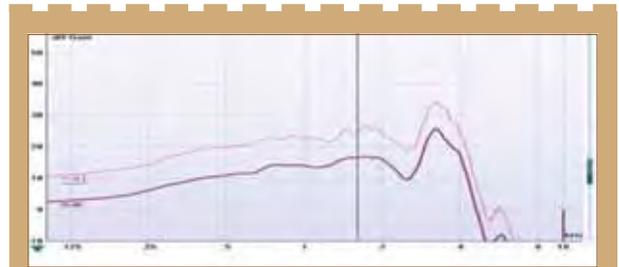


Figure 20 : Courbe de gain représentant l'atténuation induite par le réducteur de bruit avec un bruit rose de 70dB SPL

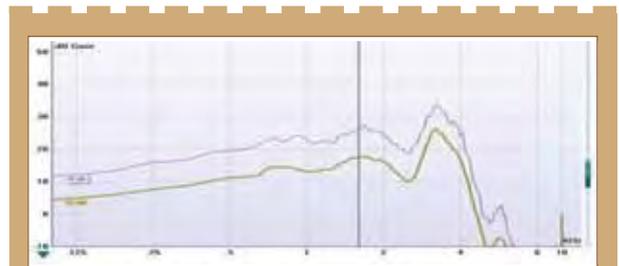


Figure 21 : Courbe de gain représentant l'atténuation induite par le réducteur de bruit avec un bruit rose de 90dB SPL

Réducteur de bruit personnalisable Sonic Innovation

Le document Formation Technologie Velocity¹⁰ présente le réducteur de bruit (RDB) réglable sur le logiciel Expressfit. « Les taux d'amortissement maximum de la réduction de bruit sont appliqués de façon uniforme quelque soit le niveau d'entrée. Le Velocity 24 permet une personnalisation des taux d'amortissement pour les niveaux d'entrée supérieurs à 50 dB ».

Afin de ne pas mettre en jeu les éventuelles interactions liées à la compression, le réglage pour réaliser ces tests était en amplification linéaire. L'atténuation du bruit était sur le réglage personnalisé maximum comme le montre la **figure 19**. Les tests du RDB (décrit précédemment) effectués à 70 et 90 dB SPL montrent la même diminution de gain par l'effet du débruiteur (**Figure 20 et 21**). A cela, Sonic Innovation répond que cet écart est trop faible pour observer une réelle distinction. Rappelons quand même qu'une différence de 20dB représente une intensité 100 fois plus grande.

8

Etude physique sur le traitement Noisebloc de Phonak

Les RDB apportent un réel confort aux patients, mais leur utilisation doit être faite judicieusement.

D'après Siemens, dans leur Essentiel Préréglage et débruiteurs¹¹, il est indispensable que la réduction de gain apportée par le TPB (traitement de la parole et du bruit) varie en fonction de la dynamique résiduelle pour éviter de passer sous le seuil HTL.

Pour que le RDB n'ait pas un effet négatif, il faut que le niveau de sortie de la prothèse auditive reste dans la dynamique auditive du malentendant. C'est-à-dire, qu'il doit être dépendant du seuil d'audition et d'inconfort ou de la compression. Si le réducteur de

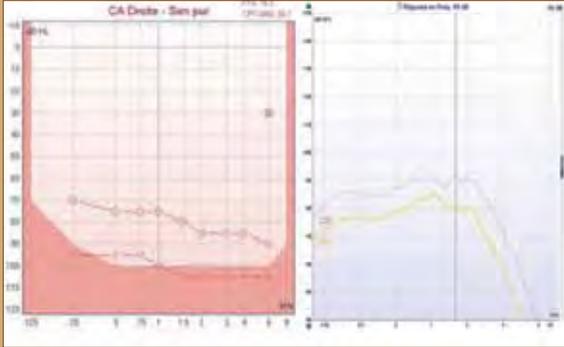


Figure 22 : Audiogram correspondant à un patient ayant un recrutement important et le résultat du réducteur de bruit avec un bruit rose de 70dB SPL



Figure 23 : Audiogram correspondant à un patient ayant une grande dynamique auditive et le résultat du réducteur de bruit avec un bruit rose de 70dB SPL

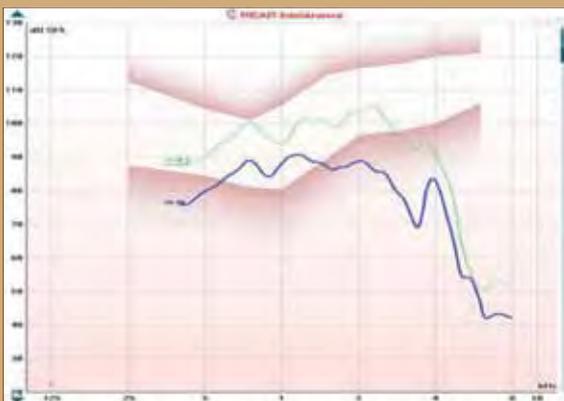


Figure 24 : S.P.L.-O-GRAM avec un bruit rose de 70 dB SPL ; la courbe verte est le résultat obtenu à 2 secondes avec un bruit rose et la bleue à 30 secondes

bruit ne prend pas en considération cette dynamique, de quelque manière que ce soit, le patient pourra ressentir son effet comme une sensation de son qui baisse puis remonte, ou même que l'appareil s'éteint. Il est évident que plus l'événement est grand et moins cette gêne sera perçue, mais il va de soi que le problème se fait ressentir à partir des surdités moyennes, où l'événement sera petit ou inexistant.

Chez Phonak le réducteur de bruit Noisebloc n'est pas lié à la compression. Par conséquent les patients peuvent se plaindre d'un effet de pompage avec leur appareil.

Pour confirmer que le RDB n'est pas lié à la compression, l'atténuation de niveau de sortie engendrée par celui-ci est évaluée. Ce test est réalisé avec le même appareil mais avec plusieurs pré-réglages basés sur des audiométries différentes. Pour ce test le Soundrecover est désactivé afin qu'il n'entre pas en jeu dans l'atténuation des fréquences aiguës. Pour que le changement de programme lié au Soundflow n'intervienne pas, les mesures ont été faites dans le programme « confort dans le bruit », avec le Noisebloc positionné sur « modéré » comme recommandé par le pré-réglage.

L'action du RDB est bien la même quels que soient l'audiométrie et le réglage basé sur celle-ci. Ces tests sont présentés sur les **figures 22 et 23**.

En réalisant un S.P.L.-O-GRAM avec l'appareil en fonctionnement normal, c'est-à-dire avec le Soundflow et le Soundrecover, on constate une forte répercussion de l'effet de RDB (**Figure 24**). Celle-ci est telle que le niveau de sortie de l'aide auditive est inférieur au seuil d'audition du malentendant sur une large partie du spectre.

Le constat que l'on peut faire est que contrairement à ce qu'annonce Phonak dans son document ¹² ; la puce CORE ne propose pas un automatisme aussi performant en fonction des pertes auditives des patients.

Un point est aussi à souligner ici : la majorité des appareils auditifs sur le marché ont des RDB compression liée, certains logiciels de programmation donnent des valeurs en dB de la réduction de bruit maximum. Ces valeurs sont données pour des réglages linéaires. Il faut donc garder à l'esprit que la réduction de bruit est d'autant plus faible que la compression est élevée.

9

Etude de cas sur la gêne occasionnée par le Noisebloc de Phonak

9.1. Méthode

9.1.1. Objectif

L'objectif est de savoir si le RDB Noisebloc est ressenti comme une gêne par les patients. Si oui, est-il possible d'y remédier simplement en diminuant son effet par rapport au réglage initial ?

9.1.2. Population

Vingt patients participent à l'étude. Leur moyenne d'âge est de 64 ans. Ils répondent tous à plusieurs critères :

- avoir un appareillage Phonak récent ayant la puce CORE, (monaural ou binaural)
- avoir un appareillage standard (pas d'open)
- être atteint d'une surdité de perception bilatérale symétrique stable, engendrant un pincement de la dynamique auditive
- avoir les traitements de signaux déterminés par le pré-réglage Phonak
- être au niveau d'adaptation expérimenté
- avoir un démarrage automatique du Soundflow

9.1.3. Déroulement de l'étude

Lors du premier rendez-vous, une audiométrie tonale est réalisée afin de vérifier la stabilité de l'audition. Dans le cas contraire un ajustement des gains devrait être réalisé cela créant un biais car un nouveau paramètre entrerait en jeu.

Un questionnaire créé pour cette étude, évaluant la gêne occasionnée par le réducteur de bruit est rempli avec le patient. Des explications sont données afin que le patient fasse la différence entre la gêne ressentie dans le bruit de la gêne occasionnée par l'effet de pompage due au RDB. S'il répond positivement à l'une des questions posées dans le questionnaire et donc à l'évaluation de la gêne dans la situation donnée, on procède en changeant l'importance de l'action de Noisebloc en passant de « modéré » à « léger » sur le programme dédié au bruit. Le patient repart avec un questionnaire, qu'il doit remplir 15 jours après le rendez-vous.

9.2. Analyse statistique

On pose l'hypothèse nulle H_0 selon laquelle la modification n'apporte pas de différence au patient, alors que l'hypothèse alternative H_a oui.

Le Test de Wilcoxon permet d'évaluer des différences éventuelles en fonction des situations à $t=0$ et $t=15$ jours. Sur les 20 patients interrogés 11 ressentent ce phénomène de pompage. Parmi eux, 10 le perçoivent comme une gêne.

Les résultats obtenus sont en faveur d'une diminution de la gêne (**Figure 25**) avec un risque de rejeter l'hypothèse nulle, alors qu'elle est vraie, inférieure à 1%.

9.3. Discussion et Conclusion

Les RDB ont pour objectif d'améliorer le confort tout en préservant l'intelligibilité dans le bruit.

L'étude récemment menée par PISA Justin ¹³ sur le RDB Starkey, montre que ce RDB ne dégrade pas l'intelligibilité dans le bruit, mais ne l'améliore pas non plus. Elle présente le fait que l'amélioration de la compréhension est liée au système directionnel.

D'après Harvey Dillon ¹⁴, il y a deux méthodes pour améliorer la compréhension de la parole dans le bruit par une aide auditive :

approcher le microphone de la source sonore et utiliser un système directionnel.

D'après, KUK F. et coll. ^{15,16}, l'amélioration liée au système directionnel est d'autant plus grande que l'appareillage ne comporte pas d'évent. Le rapport Signal/Bruit (S/B) est amélioré de 7dB avec une adaptation occluse lorsque le système directionnel est activé. En appareillage ouvert, cette amélioration est de 1,8dB.

Une étude concernant le traitement de signal Smart Focus d'Unitron menée par HAYES Don ¹⁷, montre aussi une amélioration significative de l'intelligibilité dans le bruit en système fermé (en système ouvert, l'amélioration est presque nulle).

Néanmoins, ces résultats ont été obtenus comme pour Starkey avec le système directionnel activé. Lorsque l'appareil est en omnidirectionnel avec le RDB au réglage confort maximum, en système fermé le résultat est négatif, en système ouvert il est négligeable.

Par conséquent, l'impact du réducteur de bruit dépend de la taille de l'évent : plus il est petit et plus son action sera importante.

Néanmoins, on peut difficilement rapprocher les réducteurs de bruit Phonak et Unitron, car même en utilisant la même puce, leur stratégie de traitement du bruit est différente.

Un nombre plus important de patients aurait été bénéfique. Cependant cette étude, ainsi que celles citées précédemment traitant des réducteurs de bruit et des systèmes directionnels, tendent vers une idée commune.

En milieu bruyant, l'impact des réducteurs de bruits dépend du type d'appareillage (ouvert ou fermé) et également de la directionnalité des microphones. L'impact sera bénéfique si ces trois paramètres sont correctement mis en parallèle, il sera négatif si l'utilisation du RDB est faite avec excès. La diminution de l'effet du réducteur de bruit n'altérant pas la compréhension en milieu bruyant, son utilisation gagnerait à être faite avec une certaine modération.

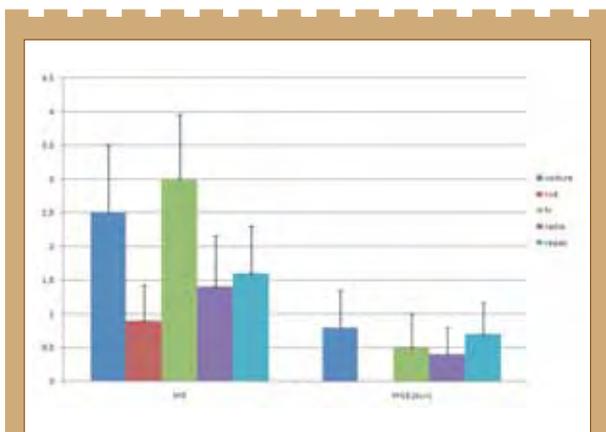


Figure 25 : Histogramme des moyennes et erreurs standards relatives à la gêne à $t=0$ et $t=15$ jours par situation, 0 étant la note donnée lorsqu'il n'y a pas de plainte

Il se pourrait que certaines de ces interactions soient le résultat d'une méthodologie employée lors de la conception des algorithmes. En effet, les concepteurs ou ingénieurs travaillent généralement de manière indépendante sans toujours disposer d'une vision globale de la réalisation finale du produit. Par ailleurs, du fait de la rapidité des évolutions technologiques, les avancées ne peuvent être à l'abri de tout défaut.

Contrairement à ce qu'annoncent certains fabricants, il est dans certains cas risqué d'accorder une entière confiance à ce que peut afficher leur logiciel. Il est prudent de conserver un esprit critique et surtout il convient de rester à l'écoute du patient. Des gênes qui peuvent paraître illogiques voire déconcertantes, peuvent en fait s'expliquer si l'on connaît les interactions entre les différents réglages.



1. HICKS Michelle L., HANNAN-DAWKES Andrea, NILSSON Michael J., GHENT Robert, Comparaison des gains annoncés dans les logiciels de programmation et des gains mesurés au coupleur 2 cm3. Salt Lake city, Utah. Document Sonic Innovations. 2010
2. CHAGNON. Gilles, formule basé à partir cours de génie électrique, disponible sur : http://www.gchagnon.fr/cours/courlong/4_4_2_3.html (25.04.2011)
3. COLE Bill, Audio note 2, Verifit Test Signals. 2005
4. Document Head acoustics, Application Note, Analyse d'1/n-ième d'octave-FFT-Ondelettes. 2010
5. BENTLER Ruth, CHIOU Li-Kueil, Digital Noise Reduction: An Overview, Sage Publications, Trends in Amplification Volume 10 Number 2 June 2006, P : 67-82
6. KOCHKIN, S. 10-Year Customer Satisfaction Trends in the US Hearing Instrument Market. The Hearing Review, Vol. 9 October 2002, P : 14-25
7. MALTY Maryann Tate, Principles of Hearing Aid Audiology (2nd Ed.), 2002, 339p
8. DECROIX G., Stéréoaudiométrie et Appareillages Stéréophoniques, International Journal of Audiology, 1966, Vol. 5, No 3, P : 392-392
9. Van den BOGAERT, WOUTERS J., MOONEN M. (dir), Preserving binaural cues in noise reduction algorithms for hearing aids. 183p. Faculty of Engineering. Katholieke Universiteit Leuven. Leuven. Belgium. 2008
10. Document Sonic Innovation, Formation Technologie Velocity. 2010
11. SIEMENS. Essentiel Préréglage et débruiteurs. Lettre d'information aux audioprothésistes N° 23. Décembre. 2009
12. PHONAK. De «AutoPilot» à «Sound-Flow» CORE (Communication Optimized Real-audio Engine) établit de nouvelles références, documentation Phonak. 2007
13. PISA Justin, BURK Matthew, GALSTER Elizabeth. Conception d'un algorithme de gestion du bruit basée sur des preuves cliniques. The Hearing Journal , vol. 63, n°4 Avril 2010
14. DILLON Harvey, Hearing Aids. 1999
15. Kuk F. et coll., Efficacy of an open-fitting hearing aid. Hearing Review. février. 2005
16. Kuk F et coll., Is real-world directional benefit predictable? The Hearing Review. novembre 2004
17. HAYES Don., Impact sur la parole dans le bruit. Documentation Unitron. 2010

SMS Audio Electronique : Le spécialiste des accessoires audiologiques

freeTEL III/BT,
téléphone sans fil
amplifié et Bluetooth



vegas, téléphone
portable à clapet,
spécial malentendant



et de l'accessibilité auditive

au domicile · au travail · dans l'enseignement
dans les lieux publics.



Découvrez tous nos produits sur :

www.humantechnik.com · www.AUDIOropa.com



SMS Audio Electronique Sarl

173 rue du Général de Gaulle · F-68440 Habsheim
Téléphone : 03 89 44 14 00 · Télécopie : 03 89 44 62 13
e-mail : sms@audiofr.com



Distorsions cognitives des sujets acouphéniques

Charlotte REMPP

Maître de Mémoire :

M. Philippe LURQUIN

charlotte.rempp@free.fr

L'acouphène correspond à la perception d'un son de façon unilatérale, bilatérale ou centrale, en l'absence de toute source sonore externe. D'après Jastreboff (1999), on relève environ 15% de la population atteinte de ce symptôme chronique et 35% ayant déjà ressenti un sifflement d'oreille. La majorité des acouphéniques sont capables de mettre en place des stratégies d'ajustement efficaces. Cependant, une partie des patients (acouphéniques plaintifs) ne parviennent pas à faire face à ces sons intrusifs et se plaignent davantage des symptômes associés. D'après une étude coréenne, les caractéristiques cognitives telles que les pensées dysfonctionnelles et fausses croyances jouent un rôle dans la détresse due à l'acouphène (Lee SY, Kim JH, Hong SH, et al, 2004). Cette étude démontre que les pensées et idées fausses sont d'importants facteurs à prendre en compte lors d'un traitement et de l'adaptation psychologique des patients acouphéniques (**Figure 1**).

Ceux-ci interagissent avec les processus cognitifs, qui donnent naissance à leur tour à des pensées automatiques inadaptées, appelées également distorsions cognitives.

A. Distorsions cognitives

On définit les distorsions cognitives comme un traitement incorrect de l'information. Ces pensées dysfonctionnelles nous amènent à une vision approximative, déformée, voire totalement inexacte du monde. Elles se manifestent habituellement lorsque nos émotions sont sollicitées et donnent un visage faux de la réalité. Dans ce sens, elles tendent à attribuer un sens particulier à des faits ou des situations sans signification particulière au départ. Ce type d'erreur commande notre comportement qui va lui-même renforcer la pensée dysfonctionnelle qui en est la cause. Ainsi, pour pouvoir modifier le comportement d'un individu, il faut modifier ses pensées dysfonctionnelles.

1

Distorsions cognitives et acouphène

Quand un événement survient, nous l'évaluons et le confrontons à notre pattern personnel de croyances. Lorsque nous vivons un événement émotionnellement important, nos croyances sont mises à mal : c'est le cas lors de l'apparition d'un acouphène. Ainsi, les schémas de base de prévisibilité et de contrôlabilité deviennent dysfonctionnels.

B. Fausses croyances spécifiques à l'acouphène

La majorité des acouphéniques présentent des distorsions cognitives par rapport à l'acouphène. Ces distorsions portent sur différents aspects :

- Fonctionnel : origine, mécanismes et conséquences de l'acouphène,
- Emotionnel : influence de l'acouphène sur la vie de l'individu (**Tableau 1**).

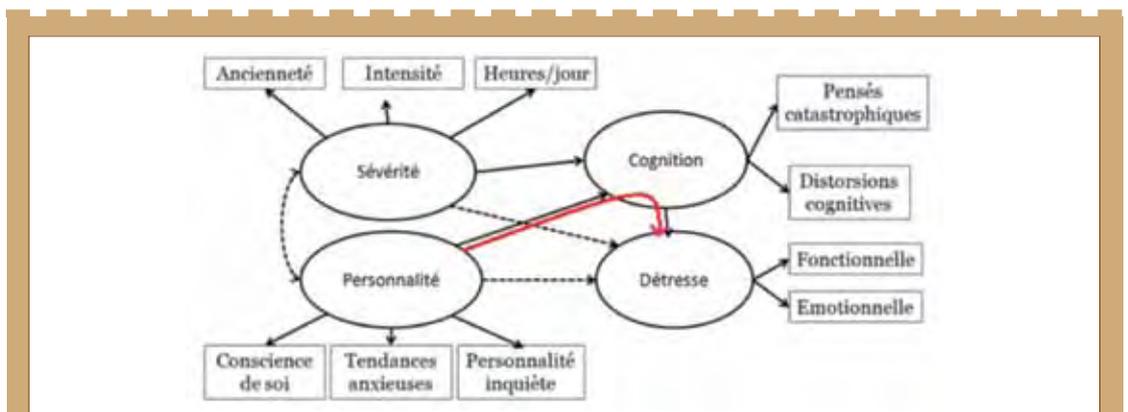


Figure 1 : Modèle de Lee (Lee et al, 2004)

Aspect Fonctionnel	Aspect Emotionnel
Mon acouphène est une maladie	Je ne supporterai plus l'acouphène
C'est un signe avant-coureur de problème de santé	Je n'aurai plus jamais de silence
L'acouphène est dû au stress	Il n'y a pas de solution
Mon acouphène va me rendre sourd	L'acouphène captera toute mon attention
L'acouphène perturbe mon sommeil	L'acouphène va me rendre fou
Mon acouphène va s'aggraver	Je ne pourrai plus faire face à l'avenir
Il faut éviter le bruit pour protéger l'oreille	

Tableau 1 : Classification des distorsions cognitives selon leurs aspects fonctionnel et émotionnel

Création d'une préséance à la thérapie acoustique d'habituation (TRT)



D'après Lurquin P. et Duval T. (2010), 70% des sujets testés accordent une importance relativement grande à leurs croyances vis-à-vis de l'acouphène. En général, on ne trouve pas de corrélation entre l'ancienneté de l'acouphène et l'importance des croyances. Celles-ci sont fortes et les patients y attachent beaucoup d'importance.

Les pensées catastrophiques et croyances dysfonctionnelles influencent la détresse de l'acouphène. Les idées fausses entretiennent les émotions négatives que suscite l'acouphène, empêchant ainsi le patient à s'habituer à l'acouphène. Ainsi, il semble primordial de prendre en compte les distorsions cognitives dans le cadre d'une thérapie d'habituation à l'acouphène ou tout autre type de prise en charge car, elles peuvent être atténuées par des explications précises relevant du modèle de genèse de l'acouphène et de son devenir, des possibilités de traitement et de conseils pour mieux vivre avec ce symptôme.

2

Création et évaluation d'une séance de « counselling » portée sur les distorsions cognitives

L'objectif de ce travail réside en la création et l'évaluation d'une séance de conseils directifs spécifiquement portés sur les distorsions cognitives propres à l'acouphène. Nous souhaitons intervenir avant la thérapie acoustique d'habituation (Tinnitus Retraining Therapy), dans le but d'ameublir les fausses croyances et les craintes pour mieux préparer le patient à la thérapie sonore.

A. Séance de « Counselling »

La séance de Counselling dure environ une heure et s'appuie sur des explications orales et un support visuel. Les explications portent sur les fausses croyances du patient et sont faites de mots simples et d'exemples illustratifs (métaphores, paraboles) dans le but d'optimiser la compréhension. Ces illustrations et animations se trouvent sous la forme d'un diaporama réalisé à l'aide du logiciel « Microsoft PowerPoint » comportant 77 diapositives.

Afin de réaliser un outil complet, il est nécessaire d'établir un travail de recherche quant aux principales idées reçues.

1. Origine de l'acouphène

Dans la littérature, différentes théories portant sur l'origine et le mécanisme de l'acouphène sont mentionnées. Cependant l'hypothèse prédominante est celle du rôle de la plasticité cérébrale. Ainsi, on établit que la désafférentation induite par une perte auditive engendre une réorganisation du cortex auditif responsable de l'émergence de

l'acouphène (Salvi et al, 1996 ; Lockwood et al, 1998 ; Mühlnickel et al, 1998 ; Eggermont et al, 19990 ; Noreña et al, 1999 ; Kaltenbach, 2005).

2. Solutions

Il existe une multitude de prises en charge qui diffèrent de par leurs méthodes et leurs finalités. Passant de traitements médicamenteux (vasodilatateurs, anxiolytiques, antidépresseurs, acamprosate, etc.) aux moyens physiques (oxygénothérapie hyperbare, stimulation magnétique transcranienne répétitive, acupuncture, hypnose, etc.), on observe peu de résultats significatifs sur l'acouphène. Ainsi, on retrouve principalement deux types de prises en charge prenant en compte les dimensions psychologique et émotionnelle.

a. La TCC : Thérapie Cognitivo-Comportementale

La TCC agit sur les pensées du patient présentant une distorsion cognitive et sur le comportement à adapter face au trouble dont il est atteint, notamment l'acouphène. Cette thérapie a pour but de modifier les comportements et les pensées négatives en utilisant des techniques de déconditionnement.

Les études évaluant la TCC démontrent que cette méthode apporte une amélioration quant à la gêne induite par l'acouphène et les conséquences cognitives et comportementales généralement ressenties par les patients (Andersson & Lyttkens, 1999 ; Londero et al. 2004 ; Robinson et al., 2008 ; Philippot P et al., 2011). Cependant, malgré ces résultats positifs, la TCC ne semble pas avoir de réels impacts sur l'intensité du son perçu.

b. La T.R.T : Tinnitus Retraining Therapy

Basée sur le modèle neurophysiologique de Jastreboff (Jastreboff, 1999), cette thérapie est proposée pour les cas d'acouphène et d'hyperacousie. Elle repose sur deux piliers principaux : une association de conseils directifs (Counselling en anglais) et la stimulation auditive à l'aide d'un générateur de bruit blanc (Figure 2).

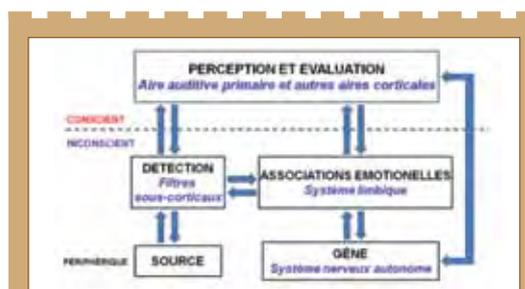


Figure 2 : Modèle neurophysiologique de Jastreboff (Jastreboff, 1999)

Selon Londero et al (2006), la TRT permet d'améliorer considérablement la gêne induite par l'acouphène dans 75% des cas. De nombreuses études similaires démontrent que la TRT est une solution adaptée et relativement efficace pour le traitement de l'acouphène (Herraiz C et al. 2005 ; Henry JA et al, 2006 ; Londero et al, 2006 ; Baracca GN et al, 2007 ; Bauer & Brozowski, 2011).

3. Acuité auditive

Il est difficile pour le patient d'intégrer que l'acouphène est dû à une perte auditive s'il pense qu'il n'en a pas. Dans ce cas, nous montrons et expliquons les résultats des tests personnels du patient, ce qui permet à ce dernier d'avoir une preuve formelle de sa perte auditive.

4. Evolution dans le temps

L'inquiétude principale des sujets acouphéniques est que l'acouphène s'aggrave avec le temps. Dans ce cas, il est primordial de mettre le patient face à la réalité : sachant que l'acouphène est généralement très proche du seuil d'audition, il est possible que son intensité augmente lorsque l'audition diminue.

5. Supporter l'acouphène

D'une part, on note une corrélation positive entre ancienneté et intensité de l'acouphène (Stouffer et al., 1991). D'autre part, on ne retrouve aucune corrélation entre la détresse et l'intensité (Meikle et al. 1984 ; Folmer et al, 1999), ainsi que le timbre de l'acouphène (Coles et Baskill, 1985 ; Unterhinner et al. 2003). Pour d'autres, le niveau de l'acouphène est un prédicateur de la sévérité (Henry & Wilson, 1995, Unterhinner et al. 2003) en association avec la dépression et le locus de contrôle.

Le locus de contrôle correspond à la manière selon laquelle les individus perçoivent le contrôle des événements. On distingue :

- **Locus interne** : tendance à considérer que le destin est les résultats de nos actions.
- **Locus externe** : tendance à considérer que les événements sont dus à des facteurs externes (chance, destin).

Les sujets ayant un locus de contrôle externe sont plus susceptibles d'éprouver des niveaux élevés de détresse, en raison

de leur perception d'eux-mêmes comme ayant peu de contrôle sur leurs acouphènes (Budd & Pugh, 1995).

Ensuite, on retrouve le modèle de Hallam (1984), qui suggère que l'habituation a lieu lorsqu'un stimulus est connu et qu'il ne demande aucune mise en action de la part du sujet. Cependant, cette réponse normale ne se produit pas si le stimulus est associé à une évaluation négative (**Figure 3**).

Le facteur psychologique qui associe les craintes, les pensées et émotions négatives vis-à-vis de l'acouphène sont intimement liées à la capacité de l'individu à élaborer des stratégies d'adaptation (Lazarus et Folkman, 1984).

La recherche de stratégies d'adaptations est appelé en anglais le « coping » que l'on distingue en deux types : l'un constitué sur la régulation des émotions (déplacement de l'anxiété, déni des émotions) et l'autre sur la résolution des problèmes (recherche d'informations ou de soutien, évitement). Dans le cas de l'acouphène, on remarque que les sujets utilisant une stratégie d'adaptation basée sur la résolution des problèmes ont significativement une détresse plus importante (Kirsh et al. 1989).

L'acouphène est en soi un événement stressant et demande aux sujets atteints d'élaborer des stratégies pour gérer au mieux leurs symptômes. Si le sujet adopte des stratégies mal adaptées, on observe un maintien de la gêne et s'installe alors le caractère chronique de l'acouphène empêchant le processus d'habituation.

6. Lien avec la dépression

Si l'on étudie la prévalence de troubles dépressifs chez des sujets acouphéniques, allant d'un acouphène passager à sévère, on retrouve 62% des sujets ayant des antécédents de trouble dépressif et 39% un trouble dépressif en cours (Zöger et al. 2006). Ainsi, on remarque que beaucoup d'acouphéniques présentaient des troubles anxieux déjà auparavant. D'autres recherches montrent un lien entre détresse ressentie et trait de personnalité (Langguth et al. 2007). Une personnalité à fort trait de « névrosisme » (instabilité et vulnérabilité émotionnelle, tendance à éprouver facilement des émotions désagréables comme la colère, l'anxiété ou la dépression) est prédicatrice de la sévérité de l'acouphène. De plus, Hawthorne et O'Connor (1987) expliquent que la sévérité de l'acouphène entretient un lien complexe avec la santé psychologique, la somatisation des problèmes (deuil, difficulté au travail, différends familiaux, etc.) entretenant la détresse émotionnelle et les désordres psychiques du sujet.

Enfin, on remarque également une vulnérabilité intrinsèque chez les sujets acouphéniques plaintifs que l'on peut modéliser par le schéma suivant (**Figure 4**) :

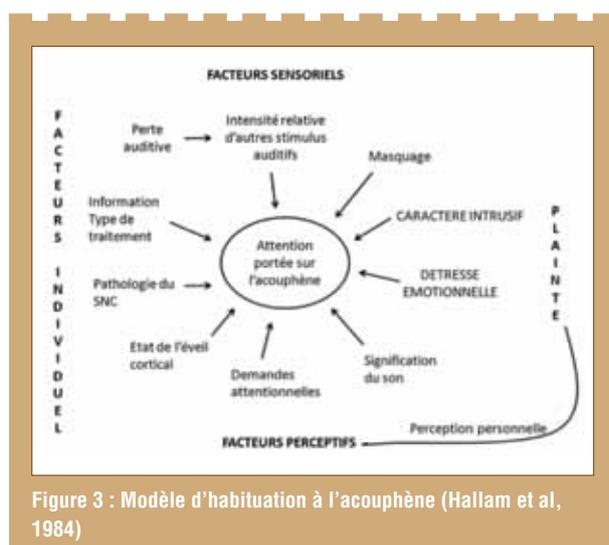


Figure 3 : Modèle d'habituation à l'acouphène (Hallam et al, 1984)

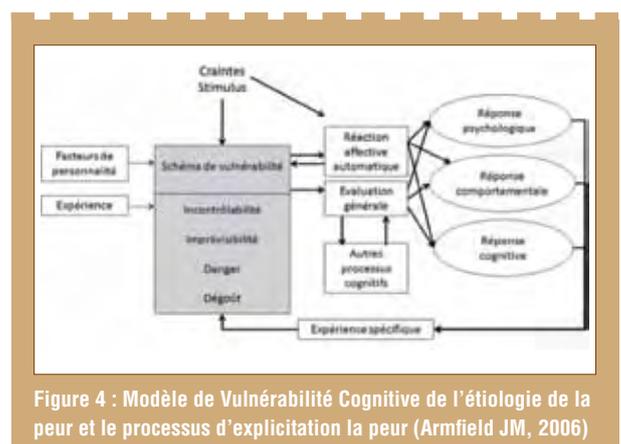


Figure 4 : Modèle de Vulnérabilité Cognitive de l'étiologie de la peur et le processus d'explicitation la peur (Armfield JM, 2006)



7. L'attention

Afin de mettre en évidence un déficit des opérations attentionnelles chez les sujets acouphéniques, certaines études utilisent l'épreuve de double tâche. On remarque que le temps de réaction chez les sujets acouphéniques est significativement supérieur à celui des sujets d'un groupe contrôle (Hallam & McKenna, 2004 ; Dornhoffer et al. 2006 ; Stevens et al. 2007).

La focalisation de l'attention sur le signal de l'acouphène mobilise beaucoup de ressources attentionnelles et entrave les autres perceptions et activités. En effet, celle-ci engendre les processus d'inhibition et de magnification : la perception de l'acouphène est amplifiée alors que les éléments distracteurs sont inhibés. De plus, l'attention est étroitement liée aux émotions : une situation émotionnellement significative suscitera plus d'attention qu'une situation vécue comme neutre. Ces constatations permettent d'améliorer la gêne induite par l'acouphène en invitant le sujet à maîtriser ses émotions et à partager davantage son attention vers les informations externes.

8. Le stress

Quoique la croyance « Je pense que mon acouphène est dû au stress » soit fautive, il est indéniable que le stress intervient dans la perception et l'évaluation de l'acouphène.

On note que certains patients suggèrent que l'intensité de l'acouphène augmente en période de stress mais cette manifestation n'a pas été objectivement démontrée. Cependant, l'augmentation chronique du cortisol (hormone du stress), l'augmentation subjective de l'intensité décrite par les acouphéniques et la réponse au cortisol retardée et atténuée révèlent l'existence d'une relation complexe entre stress et acouphène, quoique celle-ci ne soit pas clairement établie (Hébert S et al, 2004; Hébert et Lupien, 2007). En conclusion, le stress n'est pas la cause de l'acouphène mais, tout comme l'attention et la fatigue, il favorise la perception de celui-ci.

9. Le sommeil

Environ 50% des acouphéniques relatent que l'acouphène les empêche de dormir ou les réveille fréquemment au cours de la nuit (Jakes & Hallam, 1985). Certaines études montrent que des patients atteints d'acouphènes handicapants révèlent une véritable

détérioration de la qualité du sommeil (Eysel-Gosepath et al, 2005 ; Burgos et al. 2005 ; Alster J et al, 1993). Les travaux de Folmer et Griest (1999) montrent que l'insomnie est associée à une surévaluation de l'intensité de l'acouphène et de la sévérité. De plus, on sait que les difficultés de relaxation, l'attention accrue et l'anxiété induite par l'acouphène chez certaines personnes les amènent à se mettre dans un état d'alerte permanent. Cet état, également appelé hypervigilance, préexisterait à l'apparition du symptôme (Peignard P et Beaulieu P [1]) et est également retrouvé chez les sujets anxieux sans acouphène. L'hypervigilance augmente la sensibilité sensorielle et entraîne une augmentation notable du niveau d'éveil. La cause de l'insomnie et de réveil nocturne n'est donc pas la perception fantôme en soi mais l'hypervigilance (Figure 5).

10. L'acouphène, un danger pour mes oreilles ?

Une petite partie des acouphéniques pensent que l'acouphène est susceptible d'affecter leur acuité auditive. Nous leur expliquons que la surdité est la cause de cette perception fantôme et insistons sur le fait que cette relation entre perte auditive et acouphène est à sens unique : l'acouphène ne représente pas un danger pour l'audition.

11. Le silence

Rechercher le silence équivaut à être dans un état de vigilance (attention endogène) qui favorise la perception, notamment celle de l'acouphène.

12. Protection contre le bruit

Certains sujets acouphéniques avec hyperacousie associée adoptent des comportements d'évitement au bruit les poussant à utiliser des bouchons d'oreilles de façon inadaptée. Or, ce comportement risque d'aggraver l'acouphène et/ou l'hyperacousie. Dans ce cas, on avertit que la surprotection risque d'aggraver le symptôme. Puis, on présente une échelle de bruit ainsi que les situations dans lesquelles il est nécessaire de se protéger afin que le patient évalue mieux son environnement sonore.

13. Un signal avertisseur

Quelques acouphéniques croient que l'acouphène correspond à un signal d'alarme envoyé par le corps afin de prévenir un problème de santé. Il convient de dire que quoique ce son ressemble à un signal d'alarme il n'en est pas moins une réponse normale d'un cerveau plastique (synonyme de son bon fonctionnement) suite à une sous-stimulation auditive.

Toutes ces explications et ces conseils vont permettre de se placer en tant que professionnel qui maîtrise le sujet et comprend ce que ressent le patient. Hormis l'objectif de la séance qui est de lever les distorsions cognitives, le dialogue qui s'instaure et les questions complémentaires du patient permettent également de mieux le cerner, ce qui est un atout pour la suite de la thérapie.

B. Protocole

Vingt et un patients acouphéniques candidats à la TRT (dont un avec une hyperacousie associée) ont participé à cette étude. Parmi ces sujets, nous comptons onze hommes et dix femmes avec une moyenne d'âge de 55 ans (écart type : 12), un score au THI moyen de 61% (écart type : 25%) et dont l'ancienneté de l'acouphène s'élevait en moyenne à 10 ans (écart type : 2,84).

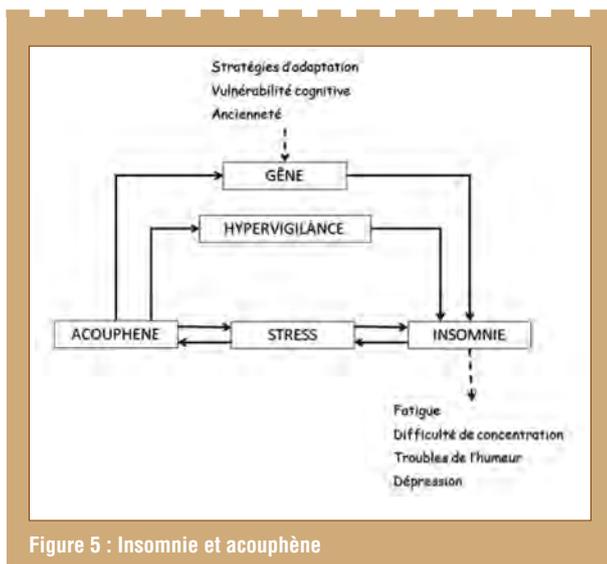


Figure 5 : Insomnie et acouphène

Chacun des patients a suivi une préséance à la TRT de façon individuelle portant sur leurs croyances propres. La fréquence des croyances relatées par les sujets testés est représentée dans le tableau en bas de page.

Suite à la séance de « Counselling », nous avons proposé aux patients un questionnaire d'évaluation basé sur un questionnaire déjà réalisé que nous avons modifié (Eugénie M., 2006). Ce questionnaire permet d'évaluer le contenu de la séance, sa longueur, sa qualité et son efficacité en termes de dédramatisation et de diminution des fausses croyances :

- 1) Les mots utilisés dans cette séance vous paraissent-ils faciles à comprendre ?
- 2) Les illustrations présentées vous aident-elles dans la compréhension des explications ?
- 3) Les explications données vous semblent-elles simples ?
- 4) Trouvez-vous que les explications vous concernent ?
- 5) Les explications vous ont-elles éclairé ?
- 6) Comment trouvez-vous la durée de l'exposé ?
- 7) Que pensez-vous du nombre de notions abordées ?
- 8) La présentation a-t-elle capté votre attention ?
- 9) L'exposé vous a-t-il rassuré ?
- 10) L'exposé vous a-t-il permis de prendre conscience de vos idées inquiétantes à propos de l'acouphène ?
- 11) L'exposé vous a-t-il permis d'évacuer vos idées inquiétantes ?

C. Résultats

Les résultats obtenus pour les questions 1 à 6 sont représentés sur la figure 6. La première question, portant sur la compréhension du vocabulaire utilisé au cours de la séance, obtient en moyenne le score de 4,81 (écart-type $\sigma=0,39$) et les illustrations utilisées au cours du diaporama que l'on évalue à la question 2 ont une

moyenne de 4,56 ($\sigma=0,66$). En outre, la simplicité des explications (question 3) a été évaluée à 4,38 ($\sigma=0,58$), comme pour la question ($\sigma=0,58$) « Trouvez-vous que les explications données vous concernent ? ». Quant à la question 5, soulevant la compréhension du patient, on obtient un score moyen de 4,29 ($\sigma=0,88$), avec 81% des sujets répondants « toujours » et « souvent ».

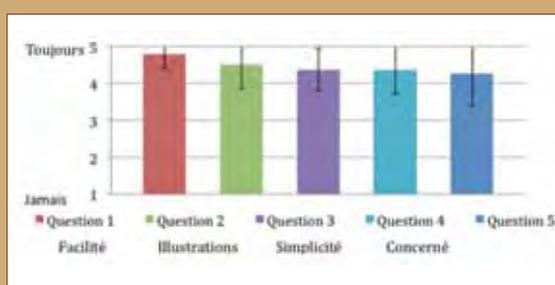


Figure 6 : Moyenne des réponses aux questions 1 à 5

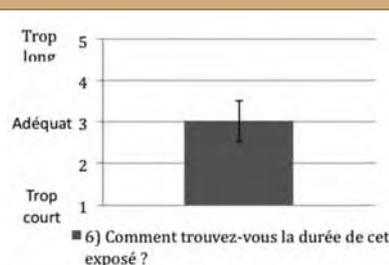


Figure 7 : Moyenne des réponses à la question 6

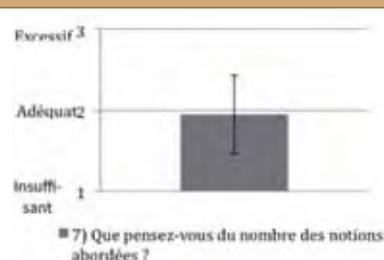


Figure 8 : Moyenne des réponses à la question 7

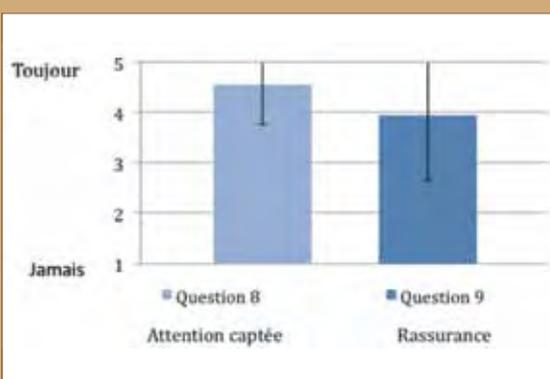


Figure 9 : Moyenne des réponses aux questions 8 et 9

Croyances	Fréquence
Pensez-vous que votre acouphène est dû à une maladie ?	60%
Pensez-vous que qu'il n'y a pas de solution ?	75 %
Pensez-vous que votre acouphène va empirer ?	75 %
Pensez-vous que vous ne supporterez plus votre acouphène ?	80 %
Pensez-vous que votre acouphène va vous rendre psychologiquement malade ?	55 %
Pensez-vous que votre acouphène captera toute votre attention ?	75 %
Pensez-vous que l'acouphène est dû au stress ?	45 %
Pensez-vous que votre acouphène vous empêche de dormir ?	60 %
Pensez-vous que l'acouphène peut vous rendre sourd ?	60 %
Pensez-vous que vous n'aurez plus jamais de silence ?	95 %
Pensez-vous que vous devez éviter le bruit pour protéger vos oreilles ?	15 %
Pensez-vous que l'acouphène est signe avant-coureur de problème de santé ?	35 %
Pensez-vous que vous serez moins capable de faire face à l'avenir ?	60 %

Tableau 2 : Pourcentage des croyances spécifiques à l'acouphène des sujets testés



La durée de l'exposé (**Figure 7**) et le nombre de notions abordées (Fig. 8) ont été évaluées avec des scores moyens respectifs de 3,05 sur 5 ($\sigma=0,48$) soit adéquats et de 1,95 sur 3 ($\sigma=0,49$) soit adéquat.

Ensuite, à la question 8 : «La présentation a-t-elle captée votre attention ? », les patients répondent en moyenne un score de 4,57 ($\sigma=0,79$). La question 9 évalue le côté rassurant de la séance et obtient un score moyen de 3,95 ($\sigma=1,29$) (**Figure 9**).

Enfin, les réponses aux questions 10 et 11 ont une valeur de 1 à 3. La question 10 permet de savoir si le sujet a pris conscience de ses idées fausses et obtient un score moyen de 2,43 ($\sigma=0,66$). La question 11 exprime l'évacuation des idées fausses avec une moyenne de 2,38 ($\sigma=0,58$), seul 5% des patients y ont répondu « pas du tout » (**Figure 10**).

3 Discussion

Globalement, les sujets interrogés considèrent que les explications données sont relativement simples et que les illustrations proposées sont un bon outil d'aide à la compréhension. De plus, ils attestent que cette séance a un fort intérêt pour eux car beaucoup disent ne jamais avoir eu des explications aussi ciblées. L'exposé suscite rapidement leur attention et qu'il permet d'atténuer les distorsions cognitives propres à l'acouphène et de rassurer. Cependant, on remarque que chez certains sujets souffrant de difficultés psychologiques annexes ces explications ne suffisent pas. Cette observation permet d'établir une limite à cet outil. En effet, les explications et les conseils à donner au patient dépendent de la nature des fausses croyances. D'une part, les distorsions cognitives qui se rapportent au modèle de genèse de l'acouphène et que nous avons listées dans cette séance relèvent essentiellement du travail d'un spécialiste de l'audition (audioprothésiste, otorhinolaryngologiste). D'autre part, les distorsions cognitives qui suscitent la culpabilité ou la sous-estimation telles que « je suis un raté » ou « c'est toujours à moi que cela arrive » relèvent quant à elles du travail d'un psychologue.

En conclusion, une séance portée sur les distorsions cognitives des acouphéniques a un réel bénéfice. Cependant, on note qu'il n'est pas nécessaire de réaliser une telle séance pour tous les patients en général, mais uniquement pour ceux qui ont beaucoup d'idées fausses et dont l'importance des croyances est forte.

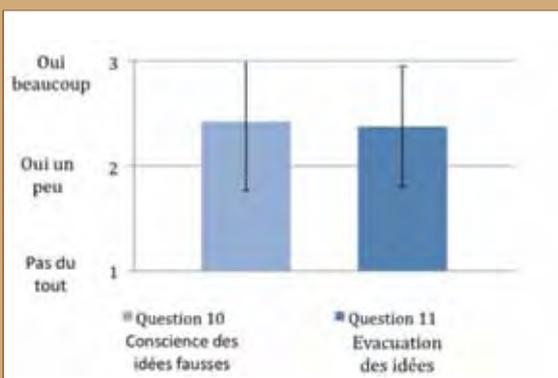


Figure 10 : Moyenne des réponses aux questions 10 et 11

4 Conclusion

L'acouphène suscite des émotions négatives et des croyances dont le degré varie selon les individus. On note que tous les acouphéniques maintiennent des idées fausses que l'on appelle également distorsions cognitives. Ces fausses croyances vis-à-vis de l'acouphène alimentent les émotions négatives et l'incapacité à faire face au symptôme. Elles ne sont pas de simples idées mais de réelles convictions que les sujets entretiennent avec le temps et pour lesquelles ils accordent une importance relativement grande. L'ignorance de l'origine de l'acouphène, sa présence continue, son effet sur la concentration et le sommeil ainsi que l'état dépressif qu'il engendre, font partie des diverses croyances qu'ont les acouphéniques.

Une séance d'explications dont l'objectif est d'évacuer ces idées fausses permet de rassurer le patient et de lui faire prendre conscience qu'il entretient des idées fausses qui sont en partie responsables de la pérennisation de l'acouphène. Cette séance, présentée avant la prise en charge TRT, a aussi pour but de préparer le patient à la thérapie d'habituation. Cette étude expose la nécessité de prendre en compte les symptômes associés et les croyances profondes des patients vis-à-vis de l'acouphène pour aider les sujets à faire face à leur symptôme.

5 Bibliographie

- Alster J, Shemesh Z, Ornan M, Attias J, Sleep disturbance associated with chronic tinnitus, *Biol Psychiatry*, Vol 34, n° 1-2, 1993, p84-90.
- Andersson G, Lyttkens L. A meta-analytic review of psychological treatments for tinnitus, *Br J Audiol*, Vol 33, 1999, p201-210.
- Armfield JM, Cognitive vulnerability: A model of Etiology of Fear, *Clinical Psychol Rev*, Vol 26, 2006, p746-768.
- Bauer CA, Brozovski TJ, Effect of Tinnitus Retraining Therapy on the Loudness and Annoyance of Tinnitus : a Controlled Trial, *Ear and Hear*, Vol 32, n° 2, 2011, p145-155.
- Budd JR, Pugh, The relation between locus of control, tinnitus severity and emotional distress in a group of tinnitus sufferers, *J Psychom Res*, Vol 38, n°8, 1995, p1015-1018.
- Burgos I, Feige B, Hornyak M, Härter M, Weske-Heck G, Voderholzer U, Riemann V, Chronic Tinnitus and Associated Sleep Disturbances, *Somnologie*, Vol 9, 2005, p133-138.
- Coles RR, Baskill JL, Sheldrake JB, Tinnitus management and measurement. Part II, *J Laryngol Otol*, Vol 99, n° 1, 1985, p1-10.
- Dornhoffer J, Danner C, Mennemeier M, Blake D, Garcia-Rill E, Arousal and Attention Deficits in Patients with Tinnitus, *Int Tinnitus J*, Vol 12, 2006, p9-16.
- Ehrenberger K, Neurotoxicity, neuroprotection and neuroregeneration of the auditory nerve: from basic research to clinical medicine, Head of the ENT department, Medical School, University of Vienna, Austria, 1990.
- Eugénie M, Le counselling en audiologie : Evaluation du counselling apporté dans le cadre de la TRT chez le patient acouphénique, Mémoire inédit, Institution Libre Marie Haps, 2006
- Eysel-Gosepath K, Selivanova O, Characterization of sleep disturbance in patients with tinnitus, *Laryngorhinootologie*, Vol 84, n° 5, 2005, p323-327.
- Folmer RL, Griest SE, Meikle MB, Martin WH. Tinnitus severity, loudness, and depression, *Otolaryngol Head Neck Surg*, Vol 121, n° 1, 1999, p48-51.
- Hallam R, Rachman S, Hinchcliffe R, Psychological aspects of tinnitus, *Contributions to medical psychology*. Oxford: Pergamon Press, 1984, p31-34.



Hallam RS, McKenna L, Shurlock L, Tinnitus impairs cognitive efficiency, *Int J Audiol*, Vol 43, n°4, 2004, p218-226.

Hawthorne M., O'Connor S, The psychological side of tinnitus, *Br Med J*, Vol 294, 1987, p1441-1442.

Hébert S, Paiement P, Lupien SJ, A physiological correlates for the intolerance to both internal and external sounds, *Hearing Res*, Vol 190, 2004, p1-9.

Hébert S., Lupien SJ, The sound of stress: Blunted cortisol reactivity to psychosocial stress in tinnitus sufferers, *Neurosci Lett*, Vol 411, 2007, p138-142.

Henry JL, Wilson PH, Coping with Tinnitus: Two Studies of Psychological and Audiological Characteristics of Patients with High and Low Tinnitus-Related Distress. *Int Tinnitus J*, Vol 1, n° 2, 1995, p85-92.

Jakes SC, Hallam RS, Chambers C, Hinchcliffe R, A factor analytical study of tinnitus complaint behaviour, *Audiology*, Vol 24, n° 3, 1985, p195-206.

Jastreboff PJ, The neurophysiological model of tinnitus and hyperacusis, *Sixth Int Tinnitus Seminar*, 1999, p32-38.

Jastreboff PJ, Tinnitus Retraining Therapy, *Br J Audiol*, Vol 33, 1999, p69-70.

Kaltenbach JA, Zhang J. Intense sound-induced plasticity in the dorsal cochlear nucleus of rats: Evidence for cholinergic receptor upregulation, *Hear Res*, Vol 226, 2007, p232-243.

Kaltenbach JA, Zhang J, Finlayson P, Tinnitus as a plastic phenomenon and its possible neural underpinnings in the dorsal cochlear nucleus, *Hear Res*, Vol 206, 2005, p200-226.

Kaltenbach JA, Afman GE, Hyperactivity in the dorsal cochlear nucleus after intense sound exposure and its resemblance to tone-evoked activity, a physiological model of tinnitus, *Hear Res*, Vol 140, 2000, p165-172.

Kirsch CA, Blanchard EB, Parnes SM, Psychological of Individuals High and Low in Their Ability to Cope with Tinnitus, *Psychosom Med*, Vol 51, n° 2, 1989, p209-217.

Langguth B, Kleinjung T, Fisher B, Hajak G, Eichhammer P, Sand PG, Tinnitus severity, depression, and the big five personality traits, *Prog Br Res*, Vol 166, 2007, p221-225.

Lazarus and Folkman. *Cognitive Appraisal Processes*, Chap. [Stress, Appraisal and Coping], 1984, p22-53.

Lee SY, Kim JH, Hong SH, Lee DS. Roles of Cognitive Characteristics in Tinnitus Patients, *J Korean Med Sci*, Vol 19, 2004, p864-869.

Lockwood AH, Salvi RJ, Coad ML, Towsley ML, Wack DS, Murphy BW, The functional neuroanatomy of tinnitus: evidence for limbic system links and neural plasticity, *Neurology*, Vol 50, 1998, p114-120.

Londero A, Peignard P, Malinvaud D, Nicolas-Puel C, Avan P, Bonfils P, Apport des thérapies cognitives et comportementales dans la prise en charge des acouphènes. Implication de l'anxiété et la dépression, *Ann Otolaryngol Chir Cervicofac*, Vol 121, 2004, p334-345.

Londero A, Peignard P, Malinvaud D, Avan P, Bonfils P, Tinnitus and cognitive-behavioral therapy: Results after one year, *Press Med*, Vol 35, 2006, p1213-1221.

Londero A, Langguth B, De Ridder D, Bonfils P, Lefaucheur JP, Repetitive transcranial magnetic stimulation (rTMS): a new therapeutic approach in subjective tinnitus ?, *Neurophysiol Clin*, Vol 36, n° 3, 2006, p145-55.

Lurquin P., Duval T, Croyances et distorsions cognitives des sujets acouphéniques, *Les Cahiers de l'Audition* - n°2. 2010.

Meikle MB, Vernon J, Johnson RM, The perceived severity of tinnitus. Some observations concerning a large population of tinnitus clinic patients, *Otolaryngol Head Neck Surg*, Vol 92, n° 6, 1984, p689-696.

Mühlnickel W, Elbert T, Taub E, Flor H. Reorganization of auditory cortex in tinnitus, *Proc Natl Acad Sci USA*, Vol 95, n° 17, 1998, p10340-10343.

Noreña AJ, Micheyl C, Chéry-Croze S, Perceptual changes in tinnitus subjects: Correlates of cortical reorganization?, *Sixth Int Tinnitus Seminar*, 1999, p307-3010.

Paul AK, Lobarinas E, Simmons R, Wack D, Luisi JC, Sperryak J, Mazurchuk R, Abdel-Nabi H, Salvi R, Metabolic imaging of rat brain during pharmacologically-induced tinnitus, *Neuroimage*, Vol 44, 2009, p312-318.

Philippot P, Nef F, Clauw L, Romrée M, Segal Z, A Randomized Controlled Trial of Mindfulness-Based Cognitive Therapy for Treating Tinnitus, *Clin Psychol Psychother*, 2011, doi: 10.1002/cpp.756.

Puel JL, Cochlear NMDA receptor blockade prevents salicylate-induced tinnitus, *B-ENT*, Vol 3, 2007, p19-22.

Pujol R, Puel JL, Excitotoxicity, Synaptic Repair, and Functional Recovery in the Mammalian Cochlea: A Review of Recent Findings, *Annals Of The New York Academy Of Sciences*, Vol 884, 1999, p249-254.

Pujol R, Rôle des neuromédiateurs. Implications thérapeutiques, *Les acouphènes, compte rendu de la journée de FMC du 24 janvier 1998 Hôpital Lariboisière, Paris*. 1998, p8-9.

Roulin JL, *Psychologie Cognitive*, Rosny-Sous-Bois, Editions Bréal, 1998, 443 pages.

Salvi RJ, Wang J, Powers NJ, Plasticity and reorganization in the auditory brainstem: implications for tinnitus, *5th Int Tinnitus Seminar*, 1996, p457-66.

Stevens C, Walkers G, Bayer M, Gallagher M, Severe Tinnitus and its effect on selective and divided attention, *Int J Audiol*, Vol 46, n° 5, 2007, p208-216.

Stouffer JL, Tyler RS, Kileny PR, Dalzell LE, Tinnitus as a function of duration and etiology: counselling implications, *Am J Otol*, Vol 12, n° 3, 1991, p188-194.

Truy E, Chéry-Croze S, Poyet F, « Les acouphènes d'oreille interne », p115-138. Dans Alain Robier, *Les surdités de perception*, Elsevier Masson, Paris, 2001, 176 pages.

Unterrainer J, Greimel KV, Leibetseder M, Koller T, Experiencing Tinnitus: Which Factors are Important for Perceived Severity of the Symptom ?, *Int Tinnitus J*, Vol 9, 2003, p130-133.

Zöger S, Svedlund J, Holgers KM. Relationship Between Tinnitus Severity and Psychiatric Disorders, *Psychosomatics*.2006;47;282-288

6

Site internet

[1] Peignard P., Beaulieu P. Acouphène et sommeil

http://www.france-acouphenes.org/index.php?option=com_content&ask=view&id=131&Itemid=152

Découvrez toutes les réalisations du Collège National d'Audioprothèse



Logiciel La Cible - Méthodes de Choix Prothétique / Pré-réglage, Xavier RENARD - CTM, François LE HER

Réalisation : Audition France Innovation

150,00 € xexemplaire(s) = €
 + Frais de port France : 3,50 € xexemplaire(s) = €
 + Frais de port Etranger : 4,50 € xexemplaire(s) = €



Précis d'audioprothèse - Tome I - ISBN n°2-9511655-4-4 L'appareillage de l'adulte - Le Bilan d'Orientation Prothétique

Les Editions du Collège National d'Audioprothèse

50,00 € xexemplaire(s) = €
 + Frais de port France : 7,50 € xexemplaire(s) = €
 + Frais de port Etranger : 9,00 € xexemplaire(s) = €



Précis d'audioprothèse - Tome III - ISBN n°2-9511655-3-6 L'appareillage de l'adulte - Le Contrôle d'Efficacité Prothétique

Les Editions du Collège National d'Audioprothèse

60,00 € xexemplaire(s) = €
 + Frais de port France : 7,50 € xexemplaire(s) = €
 + Frais de port Etranger : 9,00 € xexemplaire(s) = €



Précis d'audioprothèse. Production, phonétique acoustique et perception de la parole

ISBN n°978-2-294-06342-8. Editions ELSEVIER MASSON

99,00 € xexemplaire(s) = €
 + Frais de port France : 8,50 € xexemplaire(s) = €
 + Frais de port Etranger : 10,00 € xexemplaire(s) = €



Coffret de 5 CD « audiométrie vocale »

Les enregistrements comportent les listes de mots et de phrases utilisées pour les tests d'audiométrie vocale en langue française (voix masculine, féminine et enfantine dans le silence et avec un bruit de cocktail party). Réalisation : Audivimédia

100,00 € xexemplaire(s) = €
 + Frais de port France : 6,50 € xexemplaire(s) = €
 + Frais de port Etranger : 8,00 € xexemplaire(s) = €



Distorsions

Logiciel d'audiométrie tonale liminaire et supraliminaire permettant la mesure des caractéristiques psychoacoustiques de l'audition (fourni avec un bouton réponse Distorsions et un câble à réduction de bruit)

500,00 € xexemplaire(s) = €



Caducée : réservée aux audioprothésistes. Année d'obtention du diplôme.....

5,00 € = €

Soit un règlement total (exonéré de TVA)€

Nom..... Prénom

Société.....

Adresse

Code postal Ville

Tél Fax

E-mail

Bon de commande à envoyer avec votre chèque à : Collège National d'Audioprothèse
 20 rue Thérèse - 75001 PARIS - Tél 01 42 96 87 77 - cna.paris@orange.fr - www.college-nat-audio.fr



Effets d'une lésion cochléaire sur la reconstruction des informations

Nicolas WALLAERT^{1,2}

Christian LORENZI¹

André CHAYS²

Stéphane GARNIER³

Dan GNANSIA⁴

Agnès Claire LEGER¹

David Timothy IVES¹

Yves CAZALS⁵

1 Equipe Audition, CNRS, Université Paris Descartes, Ecole Normale Supérieure, 75005 Paris, France

2 Equipe Audition, Service ORL, Hôpital Robert Debré, Reims, France

3 Groupement Entendre SAS, France

4 Neurelec, 2720 Chemin Saint Bernard, 06224 Vallauris Cedex, France

5 Université Paul Cézanne, UMR CNRS 6231, 13916 Marseille, France

Prix du Collège National d'Audioprothèse

Résumé

Contexte : L'analyse temporelle d'un signal de parole et de récentes études psychophysiques ont révélé l'existence d'une nouvelle dichotomie dans la perception auditive entre la structure temporelle fine (TFS) et l'enveloppe temporelle (E). La structure temporelle fine correspond aux modulations de fréquence instantanée du signal alors que l'enveloppe temporelle correspond aux modulations de l'amplitude du signal. Ces études suggèrent que le traitement de la TFS est très vulnérable à la présence d'une lésion cochléaire. Ce déficit constitue aujourd'hui l'un des probables fondements des difficultés de perception de la parole dans le bruit fréquemment évoquées par les patients malentendants (ME). Toutefois, de récentes études suggèrent que les auditeurs normo-entendants (NE) peuvent maintenir une forte intelligibilité pour un signal ne préservant que la TFS, en utilisant une information d'enveloppe temporelle reconstruite à partir de cette même TFS en sortie des filtres cochléaires. L'origine du déficit de structure fine observé chez le ME pourrait donc être consécutive à :

- 1) une dégradation du traitement temporel auditif d'origine neurale
- 2) une altération de la capacité à reconstruire une information d'enveloppe temporelle, à partir des informations de TFS
- 3) un déficit mixte combinant ces deux troubles

Objectif : Cette étude évalue donc l'impact d'une lésion cochléaire sur cette capacité de reconstruction de l'enveloppe temporelle (E) à partir de la structure temporelle fine.

Matériels et méthodes : Pour ce faire, l'intelligibilité de syllabes vocodées de façon à dégrader la modulation d'amplitude (AM) pour préserver uniquement les modulations de fréquence (FM) est mesurée chez 40 sujets NE et 41 sujets ME atteints de surdité légère à modérée. Les syllabes sont présentées à 65dB SPL chez les sujets NE. Les sujets ME sont testés dans les mêmes conditions, avec et sans correction de leur perte auditive tonale.

Résultats : Les auditeurs ME obtiennent des scores d'identification significativement plus faibles que les sujets NE aux deux intensités de présentation. Toutefois, une large majorité de sujets ME montrent des scores d'identification compris dans l'intervalle de normalité.

Seul un sous-groupe de sujets ME présente des scores fortement altérés, suggérant une sévère dégradation de la reconstruction d'enveloppe temporelle vraisemblablement induite par un élargissement des filtres cochléaires d'un facteur 2 à 4.

Conclusions : Globalement, le déficit de perception de structure fine observé chez ces patients malentendants semble être attribuable à un trouble mixte, combinant un déficit auditif temporel et une altération du processus de conversion FM/AM à l'origine de l'enveloppe temporelle reconstruite. Par

ailleurs, il est important de noter qu'une perte auditive légère à moyenne ne semble retentir que faiblement mais significativement sur les mécanismes de reconstruction d'enveloppe temporelle.

1 Introduction

De nombreuses études suggèrent que les indices de modulation en amplitude (AM) d'un signal de parole, fréquemment appelée enveloppe temporelle, jouent un rôle important dans l'intelligibilité, et ce particulièrement dans le silence (e.g., Drullman, 1995; Shannon et al., 1995). Cependant, des travaux additionnels conduits sur des auditeurs normo-entendants (NE) et malentendants (ME) ont suggéré que les indices de modulation de fréquence (FM), parfois dénommée structure temporelle fine, contribueraient fortement à l'intelligibilité de la parole chez les NE lors de situations d'écoute complexes : présence de bruit, interférences entre différents locuteurs, compression infinie du signal... (e.g., Zeng et al., 2005; Gilbert and Lorenzi, 2006; Lorenzi et al., 2006, 2009; Drennan et al., 2007; Gilbert and Lorenzi, 2010; Gnansia et al., 2009, 2010; Hopkins et al., 2008, 2010; Ardoint et al., 2011; Eaves et al., 2011). Une atteinte auditive neurosensorielle semble dégrader profondément la correcte perception des indices de structure temporelle fine chez le ME, sans qu'un réel consensus quant à l'origine de ce déficit ne puisse être établi (e.g. Lorenzi et al., 2006).

D'après certaines investigations psychoacoustiques (e.g., Saberi and Hafer, 1995; Moore and Sek, 1996) la perception correcte des indices de FM serait assurée par deux mécanismes auditifs élémentaires: (i) un mécanisme purement temporel basé sur la synchronisation en phase des réponses des fibres du nerf auditif, ou phase locking, et (ii) un mécanisme tonotopique basé sur un processus de reconstruction de l'information d'enveloppe temporelle. Dans ce cas, l'atténuation différentielle du filtrage cochléaire engendre une conversion des excursions de FM en une variation dynamique d'amplitude (ou AM) en sortie des filtres auditifs.

En accord avec la théorie tonotopique, des études psychoacoustiques, électrophysiologiques et de modélisation ont démontré que les indices d'AM d'un signal de parole à bande étroite peuvent être correctement reconstruits consécutivement au filtrage cochléaire à partir d'une information de FM large bande (Ghitza 2001; Zeng et al., 2004; Gilbert and Lorenzi, 2006; Sheft et al., 2008; Heinz and Swaminathan, 2009; Ibrahim and Bruce, 2010; see also Apoux et al., 2011). Gilbert et Lorenzi (2006) ont ainsi démontré que les indices d'enveloppe temporelle reconstruits contribuent substantiellement à l'identification de syllabes vocodées préservant uniquement les indices de FM lorsqu'une bande passante large est utilisée pour le filtrage d'analyse.

d'enveloppe temporelle à partir de la structure fine du signal



Plus précisément, les indices d'AM reconstruits jouent un rôle majeur dans l'identification de syllabes de FM quand les filtres d'analyse utilisés pour la génération du signal sont au minimum 4 fois plus larges que la bande passante du filtrage auditif sain (i.e., $> 4 \text{ ERB}_N$ ou ERB_N correspond à la largeur de bande moyenne d'un filtre rectangulaire transmettant la même puissance que le filtre auditif du NE jeune; cf. Glasberg and Moore, 1990; Moore, 2007). En accord avec ces études, la corrélation entre l'enveloppe temporelle d'origine et l'enveloppe temporelle reconstruite à partir de la structure temporelle fine en sortie du filtre cochléaire augmente lorsque l'on accroît la différence de bande passante (BP) entre filtres d'analyse et filtres auditifs, i.e. lorsque l'on augmente la BP des filtres d'analyse ou lorsque l'on diminue la BP du filtrage cochléaire simulé (Gilbert and Lorenzi, 2006; Sheft et al., 2008).

En conséquence, et bien qu'une surdité neurosensorielle semble n'avoir qu'un impact restreint sur l'usage des indices d'enveloppe temporelle (e.g., Bacon and Gleitman, 1992; Moore et al., 1992; Turner et al., 1995; Füllgrabe et al., 2003; Baskent, 2006; Lorenzi et al., 2006, 2009), une perte de sélectivité fréquentielle, i.e. un élargissement des filtres auditifs, pourrait retentir substantiellement sur le processus de conversion FM/AM (voir Moore, 2007) et de fait sur la perception des indices d'enveloppe reconstruits à partir des indices de structure temporelle fine. En effet, une modélisation de la réponse du nerf auditif réalisée par Heinz and Swaminathan (2009) suggère que les informations d'enveloppe temporelle reconstruites à partir de la seule structure temporelle fine sont réduites d'environ 40% consécutivement à une perte auditive de 30dB HL imputable à la destruction des cellules ciliées externes. Ainsi, les patients ME de notre étude devraient donc présenter une intelligibilité réduite en réponse à un signal de structure temporelle fine extraite à partir d'un filtre d'analyse large bande.

Afin de confirmer cette hypothèse, les scores d'identification obtenus par des sujets NE et ME pour des syllabes traitées sur 3 bandes d'analyse larges (bande passante $\approx 7\text{-}8\text{-ERB}_N$) ont été mesurés.

2 Méthodes

La première expérimentation évalue la capacité de 40 sujets NE et de 41 sujets ME à identifier des syllabes traitées numériquement sur 3 bandes d'analyse larges afin de préserver uniquement la structure temporelle fine du signal et promouvoir de fait la conversion des indices de structure fine en indices d'enveloppe temporelle utilisables en identification. Une seconde expérimentation a été conduite chez les auditeurs NE afin d'apprécier l'intelligibilité obtenue sur la seule base des indices d'enveloppe temporelle reconstruits en sortie de filtres cochléaires sains (bande passante 1 ERB_N) ou élargis afin de simuler une perte de sélectivité fréquentielle telle que produite par une perte auditive modérée ou sévère (2 ou 4 ERB_N).

A. Participants

L'étude a été approuvée par le CPP Ile de France. Préalablement aux tests, une audiométrie a été réalisée chez chaque patient à l'aide d'un audiomètre Madsen Aurical et d'un casque TDH39 en cabine insonorisée. La perte auditive moyenne (PTA) de chaque participant a été calculée à partir des seuils audiométriques compris entre 0.25 et 4kHz.

Les auditeurs NE présentent des seuils audiométriques inférieurs à 20dB HL entre 0.25 et 4kHz. Ils ont toutefois été divisés en 2 groupes pour l'analyse statistique en raison d'audiométries divergentes au delà de 4kHz : NE_j jeunes ($n = 16$; âge moyen = 24 ans; SD = 3 ans; étendue = [19;29] ans) et NE_a âgés ($n = 24$; âge moyen = 46 ans; SD = 10 ans; étendue = [31;63] ans; PTA 6.5dB HL).

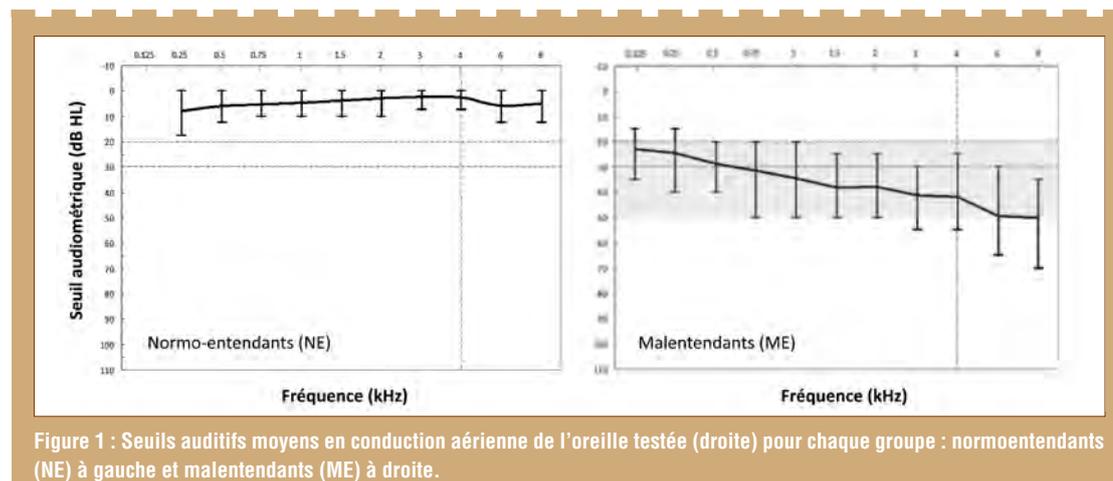


Figure 1 : Seuils auditifs moyens en conduction aérienne de l'oreille testée (droite) pour chaque groupe : normoentendants (NE) à gauche et malentendants (ME) à droite.



L'âge des auditeurs malentendants varie entre 28 et 70 ans, la moyenne étant de 58 ans. Les résultats des explorations fonctionnelles (conduction aérienne et osseuse, impédancemétrie) suggèrent l'existence d'une atteinte neurosensorielle pour l'ensemble des participants. Les patients ME présentent des seuils audiométriques strictement inférieurs à 60 dB HL entre 0.125 et 4kHz, les pertes auditives moyennes (PTA) individuelles variant entre 20 et 48 dB HL (moyenne = 35dB HL, SD = 6 dB HL).

Tous les auditeurs ont été testés monoralement dans l'oreille droite via un casque Sennheiser HD280. Les listes vocales sont présentées à 65 dB SPL aux NE, après calibration du niveau d'intensité avec un sonomètre Brüel & Kjær (2250) et un simulateur d'oreille (B&K 4153). Chez les patients ME, le niveau de présentation a toutefois été corrigé par la formule de Cambridge (Moore and Glasberg, 1998), correspondant à une amplification linéaire au 1/2 gain limitant les possibilités de masquage ascendant. Le niveau de stimulation maximal a été limité à 90dB SPL.

B. Protocole des tests d'identification de parole

1. Matériel vocal

Notre étude se base sur la reconnaissance de 48 logatomes sans signification de type vCvCv (Voyelle-Consonne-Voyelle-Consonne-Voyelle) traités numériquement de façon à préserver ou altérer une composante temporelle du signal. Le test se compose de 16 logatomes, chacun étant répété trois fois par une locutrice ($F_0 \approx 219$ Hz) de langue maternelle française. Chaque vCvCv utilise une seule consonne ($p, t, k, b, d, g, f, s, \beta, v, z, l, m, n, r$), systématiquement combinée avec la voyelle /a/. La durée moyenne d'un logatome est de 1272 ms, avec un écart-type de 113 ms. Les trois séries de 16 logatomes ont été enregistrées numériquement via un convertisseur analogique/numérique de 16 bits à une fréquence d'échantillonnage de 44,1 kHz.

2. Traitement du signal adopté

(1) le premier algorithme préserve l'ensemble des informations temporelles (AM+FM) ;

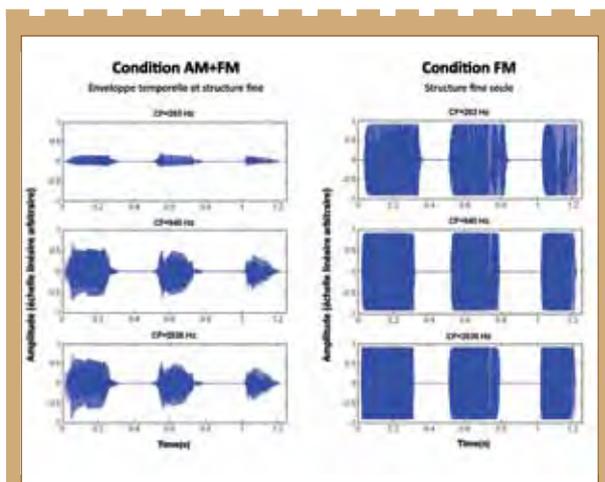


Figure 2 : Représentations temporelles du logatome /ababa/ pour les conditions AM+FM (à gauche) et FM (à droite).

- (2) le second préserve uniquement la structure fine du signal (FM), mais des indices d'enveloppe temporelle peuvent potentiellement être reconstruits à l'issue du filtrage cochléaire ;
- (3) le dernier algorithme (Recov) contraint les auditeurs à identifier les consonnes à partir des seuls indices d'enveloppe temporelle potentiellement reconstruits en sortie de cochlée à partir du signal FM.

Les signaux générés par les vocodeurs (AM+FM) et (FM) sont présentés pour identification aux sujets NE et ME, tandis que les stimuli (Recov) sont testés uniquement chez les sujets NE.

Tous les logatomes sont initialement filtrés en passe bande par 3 filtres gammatones contigus et large bande ($\approx 7-8-ERB_N$) couvrant le spectre [65 ; 3645Hz]. Ce filtrage d'analyse isole dans chaque bande les différents formants de la voyelle /a/ utilisée pour l'étude : la Bande 1 (fréquence centrale de 263Hz) contient le F_0 ; la bande 2 contient F_1 et F_2 ($F_c=940$ Hz) tandis que la bande 3 ($F_c=2535$ Hz) contient uniquement F_3 . Afin d'éviter l'utilisation d'éventuels indices acoustiques résiduels au-delà de 3645 Hz, un bruit de spectre identique à celui des vCvCv (Speech Shaped Noise : SSN) filtré passe haut à 3645Hz avec une pente de 108 dB/octave (Butterworth) est ajouté avec un rapport signal/bruit de -12 dB.

2.1 Condition (AM+FM)

Les signaux des trois bandes précédentes sont ici additionnés, avant d'être égalisés en puissance RMS.

2.2 Condition (FM)

Afin de réaliser la décomposition entre enveloppe temporelle (AM) et structure fine (FM), les signaux de chaque bande d'analyse sont soumis à une transformée de Hilbert. La structure fine est ensuite seuillée à -20dB sous le RMS de la bande considérée, afin de supprimer l'amplification du bruit de fond généré par la transformée

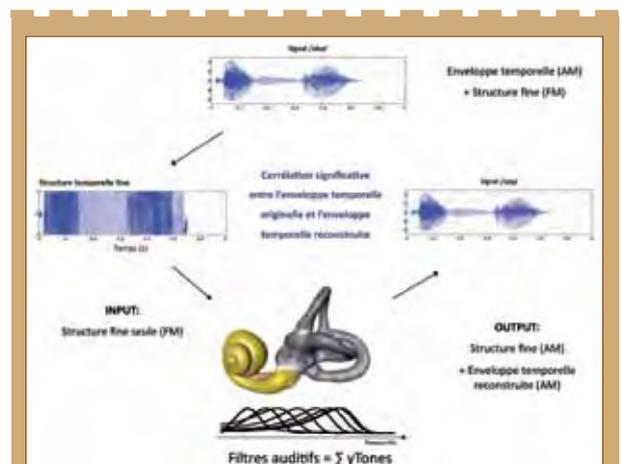


Figure 3 : Mise en évidence du processus à l'origine de la reconstruction des informations d'enveloppe temporelle. Lorsqu'un signal large bande contenant uniquement une information de structure fine (FM) est présenté à l'entrée de la cochlée, des informations supplémentaires - i.e. une modulation d'amplitude - sont régénérées en sortie du filtrage cochléaire. Cette nouvelle information d'enveloppe temporelle, fortement corrélée à l'enveloppe temporelle du signal non traité numériquement, témoigne donc de l'existence d'une possible reconstruction des indices d'AM, lorsque seule la FM avait été préservée.



de Hilbert. Les variations en amplitude du signal sont ensuite filtrées en passe bas ($F_c = 128\text{Hz}$; -56dB/oct) afin d'atténuer les transitions trop brusques. Les signaux obtenus après recombinaison sont enfin égalisés en puissance RMS.

Les effets du traitement de signal utilisé et d'une lésion cochléaire sont illustrés sur les **figures 2 et 4**. Pour la clarté de la représentation, le SSN ajouté au signal pour limiter les possibilités d'écoute hors fréquence a été supprimé. Les représentations temporelles des signaux vocodés via les algorithmes (AM+FM) et (FM) sont présentées en figure 2. L'algorithme (FM) permettant l'extraction de la structure fine est ici assimilable à une compression multi-canal, utilisant un taux de compression infini et des constantes de temps très courtes.

La figure 4 présente les enveloppes temporelles calculées par un modèle simulant le traitement auditif périphérique en réponse aux conditions (AM+FM) et (FM) pour le stimulus /ababa/. Ces enveloppes temporelles sont obtenues après filtrage du signal vocal par 80 filtres gammatones répartis entre 80 et 3758Hz, suivi d'un redressement mono alternance et d'un filtrage passe bas à 20Hz (Butterworth, pente de -12dB/octave). Ce filtrage gammatone utilise différentes bandes passantes, afin de déterminer la robustesse des informations d'enveloppe temporelle suite à une altération de la sélectivité fréquentielle : 1 ERB, i.e. filtrage cochléaire normal, 2 ERB et 4ERB, simulant l'altération de la sélectivité fréquentielle fréquemment observable chez les patients présentant une surdité respectivement modérée et sévère (e.g., Tyler et al., 1984; Glasberg and Moore, 1986; Dubno and Dirks, 1989; Peters and Moore, 1992; Stone et al., 1992; voir aussi Moore, 2007). Les deux premiers spectrogrammes en haut de la figure 4 montrent clairement que l'enveloppe temporelle du signal peut être reconstruite à partir de sa seule structure fine en sortie de filtres cochléaires sains (1 ERB, figure de droite): l'enveloppe temporelle reconstruite contient ainsi la structure harmonique, i.e. les formants et les transitions formantiques du logatome /ababa/. Comme attendu, les indices d'enveloppe temporelle reconstruits en sortie de filtres auditifs élargis (simulant une perte de sélectivité fréquentielle) sont substantiellement lissés ou dégradés lorsque la bande passante des filtres auditifs

est 2 à 4 fois plus large que celle du sujet normo-entendant. Dans ce cas, les indices phonétiques disponibles à partir de l'enveloppe temporelle reconstruite sont marqués plus grossièrement au sein de zones fréquentielles plus larges.

2.3 Condition Recov

Le signal de la condition (FM) précédente est ici filtré par un banc de 32 gammatones (simulation du filtrage auditif), de bande passante 1, 2 ou 4 ERB pour des fréquences centrales comprises entre 80 et 8583Hz, et répartis suivant l'échelle de l'ERB. Dans chaque bande, l'enveloppe temporelle du signal est extraite par une transformée de Hilbert suivie d'un filtrage Butterworth passe bas à l'ERB/2 pour les filtres d'analyse dont les bandes passantes sont supérieures à 128Hz, ou à 64Hz en deçà. Ces enveloppes ont ensuite été utilisées pour moduler en amplitude des sons purs de même fréquences que les fréquences centrales des filtres auditifs, mais dont la phase de départ a été randomisée. Afin d'éviter d'éventuels retards dans la génération des signaux induits par le filtrage, les réponses impulsionnelles de l'enveloppe et du signal porteur sont alignées et écrêtées (en utilisant un délai de 16 ms) dans chacune des bandes (Hohmann, 2002). Cet alignement est appliqué pour l'ensemble des stimuli. Les signaux modulés sont finalement pondérés, avant sommation des 32 bandes. La pondération permet la compensation de l'imparfaite superposition des réponses impulsionnelles au sein de bandes considérées pour le délai susnommé. Les pondérations ont été optimisées numériquement pour obtenir une réponse fréquentielle plate (Hohmann, 2002; voir aussi Gnansia et al., 2008, 2009, 2010 pour plus de détails).

2.4 Protocole de test

L'ensemble des tests a été réalisé en chambre insonorisée, au cours d'une session unique (durée variant entre 30 à 60 min). Cette session a été divisée en plusieurs parties, correspondant à chacune des conditions expérimentales.

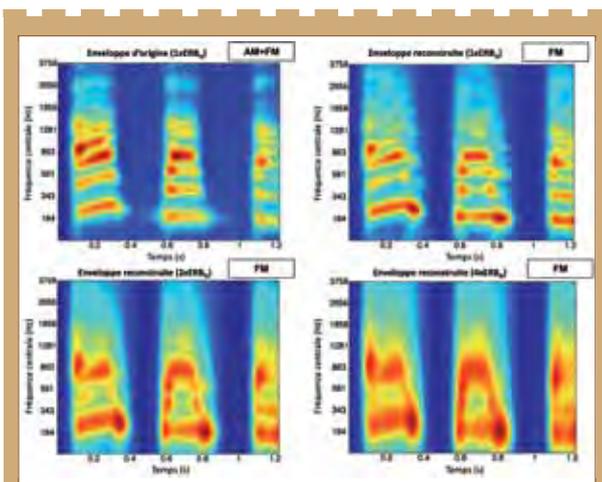


Figure 4 : Spectrogramme des enveloppes temporelles du logatome /ababa/ traité numériquement avec l'algorithme AM+FM (en haut à gauche) et avec l'algorithme FM. Ces dernières sont calculées de façon à préserver les seuls indices d'enveloppe temporelle reconstruits en sortie de 80 filtres gammatones, de bande passante variable : 1 ERB_n (haut à droite), 2 ERB_n (bas à gauche) et 4 ERB_n (bas à droite).

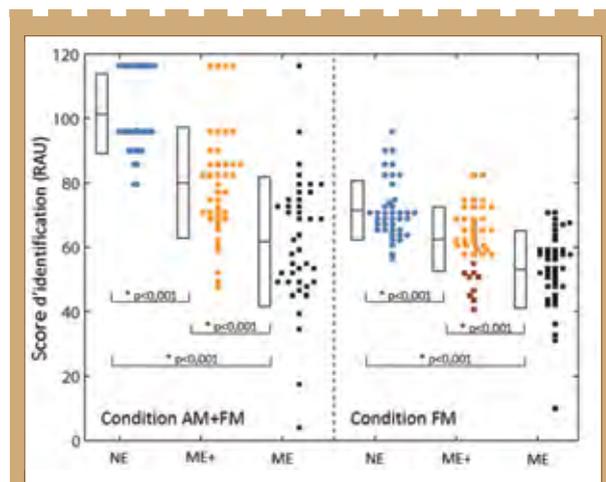


Figure 5 : Scores d'intelligibilité (RAU) individuels et moyens obtenus pour l'expérimentation 1 chez les NE (ronds) et ME avec (carrés jaunes) et sans (carrés noirs) correction de sonie. Les résultats de la condition FM+AM sont présentés à gauche, tandis que les résultats pour la condition FM sont représentés à droite. Les encadrements noirs montrent l'écart type de chaque distribution.

Avant le début du test, une session d'entraînement réalisée à l'aide de logatomes non traités permet aux participants de se familiariser avec le principe du test. Pour chacune des parties, les 48 logatomes /aCaCa/ traités numériquement sont présentés dans un ordre aléatoire. Chaque logatome est présenté séparément pour identification à l'auditeur, ce dernier devant choisir une réponse parmi 16 consonnes. La sélection d'une réponse sur l'ordinateur déclenche le stimulus suivant. Le temps entre deux réponses n'est pas limité, et aucun retour sur le caractère correct ou incorrect des réponses n'est fourni à l'auditeur. Le pourcentage de réponses correctes est corrigé par le niveau de réponse au seuil de hasard, puis transformé dans l'échelle RAU (Studebaker, 1985). Les scores d'identification obtenus pour la condition (AM+FM) sont systématiquement évalués en premier, afin de familiariser les auditeurs avec la procédure de test pour une condition expérimentale peu dégradée. L'intelligibilité des logatomes est ensuite mesurée pour la condition (FM), avant de terminer avec les conditions (Recov). Toutefois, pour chacun des algorithmes utilisés, les patients malentendants sont testés aux deux intensités prédéfinies dans un ordre aléatoire. De même, l'ordre de présentation des conditions Recov (1, 2 et 4 ERB_N) est randomisé avant présentation aux sujets normo-entendants.

3

Résultats

A. Expérimentation 1

La **figure 5** montre les scores d'identification individuels et moyens (barre horizontale) exprimés en RAU pour les NE (cercles) à 65 dB SPL et ME (carrés) avec et sans correction de sonie pour les conditions (AM+FM) et (FM).

Pour la majorité des conditions expérimentales, les données des sujets ME sont plus dispersées que les données des NE. Quand les stimuli furent présentés à 65dB SPL, les scores d'identification de deux patients malentendants sont proches du niveau de réponse au hasard pour les deux algorithmes utilisés. Pour les deux niveaux de présentation, les scores de 25 NE et 20 ME présentent un effet « plafond » dans la condition (AM+FM).

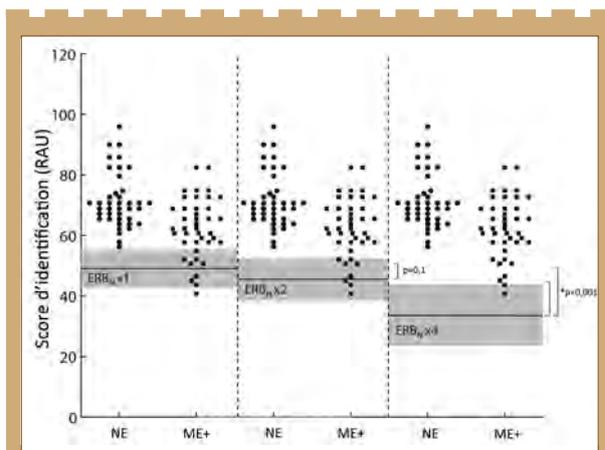


Figure 6 : Scores moyens (ligne droite) obtenus par les NE pour les 3 conditions Recov. : 1 ERB_N, 2 ERB_N et 4 ERB_N. Les performances individuelles des NE et des ME avec amplification dans la condition FM ont été reportées. Les zones grisées symbolisent l'écart-type dans chaque condition.

Les scores d'intelligibilité obtenus ne sont pas affectés par un effet « plancher/plafond » pour la condition (FM) lorsque l'audibilité est corrigée via une amplification linéaire.

Pour chaque groupe d'auditeurs et pour chaque niveau de présentation, les scores d'identification moyens diminuent de 9 à 30 RAU lorsque l'enveloppe temporelle de signal est supprimée au sein de chaque bande d'analyse. Pourtant, l'intelligibilité obtenue dans la condition (FM) reste bien supérieure au niveau de réponse au hasard (tous les scores > 50 RAU) pour tous les groupes et tous les niveaux de présentation. La suppression de la modulation d'amplitude réduit le score d'identification de 30 RAU chez les sujets NE. Chez les sujets ME, cette même réduction d'information n'affecte leur score que 17 RAU lorsque les stimuli sont amplifiés, et de 9 RAU en l'absence d'amplification. Pour chacune des deux conditions expérimentales, les scores obtenus augmentent avec l'amplification linéaire. L'effet bénéfique de l'amplification est deux fois plus important pour la condition (AM+FM) (18 RAU) comparativement à la condition (FM) (9 RAU). Cependant, pour chaque niveau de présentation, les scores moyens des ME demeurent inférieurs à la normale (de 9 à 40 RAU) pour chacune des conditions.

Pour la condition FM, la différence entre les sujets NE et les sujets ME fut deux fois plus faible lorsque les stimuli sont amplifiés (9 RAU) que lorsqu'ils sont présentés à 65 dB SPL (18 RAU). Lorsque le signal de FM est amplifié, seulement 9 des 41 ME montrent des scores d'identification en dehors de l'intervalle de normalité (données individuelles en marron), sans qu'aucune particularité (audiologique, étiologie, âge) ne puisse être relevée pour ce sous groupe.

Des tests t de Student (avec correction de Bonferroni) sont conduits à partir des scores RAU transformés afin de comparer les résultats des sujets NE et ME pour la condition (FM+AM). Ces analyses démontrent l'existence de différences significatives entre :

- (1) sujets NE et ME lorsque l'intelligibilité est mesurée à 65 dB SPL ($p < 0,001$) ;
- (2) sujets NE et ME, même en présence d'une correction de l'audibilité ($p < 0,001$) ;
- (3) l'intelligibilité obtenue chez les sujets ME avec et sans correction de sonie ($p < 0,001$).

De même, les données RAU des sujets NE et ME pour la condition (FM) ont été soumises de nouveaux aux tests t de Student (NB : ces deux analyses statistiques sont conduites séparément car la condition AM+FM est toujours testée en premier chez l'ensemble des auditeurs). A nouveau, cette analyse statistique montre des différences significatives entre :

- (1) sujets NE et ME à 65 dB SPL ($p < 0,001$) ;
- (2) sujets NE et ME, malgré la présence d'une amplification ($p < 0,001$), et
- (3) les scores d'intelligibilité des ME avec et sans amplification ($p < 0,001$).

En résumé, les auditeurs ME comme NE montrent en moyenne une forte capacité à identifier des consonnes sur la base de la seule structure fine du signal [condition (FM)]. L'aptitude des sujets ME à identifier le signal vocal sur la base de ces mêmes indices est par ailleurs significativement plus faible que celle des sujets NE, avec ou sans amplification du stimulus. Toutefois, le déficit global des ME dans la condition (FM), bien que statistiquement significatif, est relativement modeste (9 RAU en moyenne), et une large majorité de ME obtient des scores d'identification dans la plage de normalité.



Fait intéressant, les effets de l'amplification sont plus importants pour la condition (FM+AM) comparativement à la condition (FM), suggérant que la capacité d'identification d'un signal de FM est moins affectée par une variation du niveau d'audibilité comparativement au signal contenant AM+FM. Ces résultats doivent toutefois être considérés avec précaution, la condition AM+FM étant systématiquement testée antérieurement.

B. Expérimentation 2

La **figure 6** présente à nouveau les scores des NE (cercles) et des ME (carrés) obtenus pour le signal de FM avec correction d'audibilité, auxquels ont été ajoutés (lignes horizontales) les scores des NE pour les trois conditions Recov (préservation de la seule enveloppe temporelle reconstruite en sortie de filtrage cochléaire de bande passante 1, 2 ou 4 ERB). Les zones grisées indiquent l'écart type pour chacune des conditions.

En accord avec la littérature (e.g., Gilbert et Lorenzi, 2006), les sujets NE parviennent à identifier convenablement un stimulus de structure fine seule sur la base des seuls indices d'enveloppe reconstruite en sortie de la cochlée. Leurs scores d'identification moyen sont ainsi respectivement de 49, 45 et 34 RAU pour les conditions 1, 2 et 4 ERB_N. Le score d'identification moyen pour la condition Recov 1 ERB (49 RAU) est plus faible que le score obtenu pour la condition FM, suggérant l'intervention de facteurs autres que la seule reconstruction d'enveloppe temporelle dans le processus d'identification de consonnes (e.g., Lorenzi et al., 2006, 2009; Sheft et al., 2008; Heinz and Swaminathan, 2009; Ardoit et al., 2010). D'autre part, les indices d'enveloppe temporelle reconstruits sont vraisemblablement sous-estimés dans la présente simulation, les vocoders utilisés dégradant une partie des informations d'enveloppe (Kates, 2011). Comme le montre la figure 6, un élargissement d'un facteur 2 des filtres auditifs simulés engendre une baisse de l'intelligibilité de 4 RAU, tandis qu'un nouveau doublement de la bande passante des filtres gammatones affecte l'identification des consonnes de 15 RAU. Une ANOVA à mesures répétées réalisée sur les scores des sujets NE dans les 3 conditions d'enveloppe temporelle reconstruite démontre que l'élargissement des filtres auditifs dégrade significativement le processus de conversion FM/AM. Une analyse post-hoc de Tukey infirme l'existence d'une différence statistiquement significative entre les conditions Recov 1ERB et Recov 2ERB ($p=0,1$). Toutefois, l'effet d'un élargissement plus important des filtres auditifs simulés (4ERB) réduit significativement la performance des sujets NE comparativement à l'ensemble des autres conditions Recov (tous les $p<0,001$).

Par ailleurs, la majorité des malentendants obtient des scores d'identification supérieurs à ceux obtenus chez les sujets NE dans l'ensemble des conditions Recov. Toutefois, les scores des 9 ME les plus en difficulté dans la condition FM sont compris dans l'écart type des conditions Recov (1, 2 et 4 ERB) testées chez les NE.

4

Discussion

Capacité à utiliser les informations d'enveloppe temporelle reconstruite : L'intelligibilité mesurée sur les sujets NE et les ME avec correction de sonie lorsque le signal vocal est traité de façon à préserver les seuls indices de structure fine est largement supérieure au niveau de hasard. Cette constatation est cohérente avec les résultats de l'expérimentation 2, dans laquelle les NE obtiennent

des scores d'identification allant de 35 à 50 RAU, lorsque seules les informations d'enveloppe temporelle reconstruite sont disponibles. Ces résultats suggèrent donc que, malgré l'existence d'importantes variations de sélectivité fréquentielle chez nos patients (voir Moore, 2007), aussi bien les sujets NE que les sujets ME atteints de surdité légère à modérée sont capables d'utiliser des indices d'enveloppe temporelle reconstruite à partir de la structure fine du signal, les deux groupes présentant une intelligibilité relativement robuste.

Cette étude montre également que les auditeurs atteints de surdité neurosensorielle légère à modérée (PTA=35 dB HL) présentent une intelligibilité significativement réduite comparativement aux sujets NE dans la condition FM. Comme le suggère de précédents travaux de modélisation (Heinz et Swaminathan, 2009), le processus de conversion FM/AM, à l'origine de la reconstruction des indices d'enveloppe temporelle pourrait donc bien être dégradé suite à une surdité cochléaire. Par ailleurs, une diminution de l'intelligibilité de 4 à 15 RAU est observée chez les sujets NE dans les conditions Recov lors d'un élargissement important des filtres gammatones. Cette altération de la compréhension pourrait donc raisonnablement être imputable aux seuls effets d'une perte de sélectivité fréquentielle. Parallèlement, la baisse de 9 RAU (comprise dans l'intervalle [4 ; 15] RAU) chez les auditeurs ME dans la condition FM suggère donc :

- (1) soit une altération importante de la sélectivité fréquentielle chez nos auditeurs ME à minima d'un facteur 2 (hypothèse discutable au regard de la PTA de nos auditeurs), si l'on considère que le déficit des ME dans la condition FM est exclusivement dû à une altération du processus de conversion FM/AM.
- (2) soit à une atteinte conjointe des mécanismes purement temporels et tonotopiques (i.e une altération du phase-locking et du processus de conversion FM/AM). Cette dernière hypothèse semble corroborée par de nombreux résultats :

Le déficit observé chez les sujets ME est relativement faible, celui-ci n'atteignant que 9 RAU après correction de l'audibilité. De plus, l'élargissement d'un facteur 2 des filtres auditifs n'engendre pas une baisse substantielle (4 RAU) de l'intelligibilité dans la condition Recov chez les ME. Enfin, seuls 9 des 41 ME présentent des résultats compatibles avec une aptitude fortement réduite à reconstruire les indices d'enveloppe temporelle, consécutive à un élargissement des filtres auditifs d'un facteur 2 à 4. Globalement, ces résultats révèlent donc que le processus de reconstruction de l'enveloppe temporelle reste au moins pour partie fonctionnel chez la majorité des patients malentendants présentant une surdité légère à modérée, bien que cette capacité à reconstruire une modulation d'amplitude s'amoinsse fortement chez un sous groupe de malentendant, vraisemblablement en raison d'une perte de sélectivité fréquentielle accrue. Ces résultats diffèrent donc de nos attentes initiales – i.e une perte de sélectivité fréquentielle engendre une forte altération des indices d'enveloppe temporelle reconstruits – mais semblent coïncider avec les résultats de Rosen (1987), qui démontra qu'une altération de la sélectivité fréquentielle peut être associée à une sensibilité accrue aux changements de phase.

Effets de l'âge. Les patients ME ayant participé à l'étude sont globalement plus âgés que les NE. L'âge des auditeurs du premier groupe était compris entre 28 et 70 ans, tandis que les âges des participants NE s'échelonnaient de 19 à 63 ans. Les analyses de corrélation entre les scores RAU des ME dans la condition FM et leur âge ne sont pas significatives ($r=-0,03$, $p=0,92$), démontrant que le déficit d'intelligibilité dans la condition FM observé chez les ME ne peut être expliqué par l'âge des patients *per se*. Ce résultat est donc cohérent avec des études antérieures ayant démontré que

ni la sélectivité fréquentielle (e.g., Peters and Moore, 1992), ni la capacité à détecter et discriminer des indices d'enveloppe temporelle (e.g., Takahashi and Bacon, 1992; Lorenzi et al., 2006) ne sont affectés par le vieillissement.

Contribution de l'audibilité : Les analyses de corrélation entre les scores RAU des ME dans la condition FM et leur PTA sous 4kHz ne sont pas significatives ($r=-0,18$, $p=0,27$), démontrant ainsi que le déficit des ME dans la condition de structure fine ne peut être expliqué par les différences de PTA. Des analyses statistiques montrent également que l'amplification a un effet plus faible dans la condition FM que dans la condition AM+FM. Au total, ces résultats suggèrent que l'audibilité réduite des ME n'est pas responsable de leur déficit d'intelligibilité dans la condition FM amplifiée. Comme illustré en figure 2, le processus utilisé pour générer les stimuli de structure fine vocodés est équivalent à une compression à taux infini : ainsi, quelle que soit l'amplitude du signal avant traitement du signal, l'amplitude en sortie de l'algorithme est toujours la même. Cet algorithme, en addition avec une amplification linéaire, permet donc de s'immuniser avec plus de certitudes contre les problèmes d'audibilité des ME.

Effets d'entraînement : Des travaux précédents ont montré l'existence d'un effet d'apprentissage significatif chez les sujets NE dans la discrimination d'un signal de structure fine, extraite à partir de vocodeurs à haute résolution fréquentielle (e.g., 16 ou 32 bandes d'analyses). Dans la présente étude, tous les auditeurs ne sont testés qu'une seule fois pour chaque condition expérimentale et pour chaque niveau d'intensité. En conséquence, la capacité d'utilisation des indices d'enveloppe reconstruits peut être sous estimée dans chaque groupe. Une expérimentation additionnelle réalisée sur 10 des 40 NE évalue dans quelle mesure l'entraînement des auditeurs peut retentir sur leur intelligibilité dans la condition FM. Ces auditeurs NE sont testés à nouveau 10 fois dans la condition FM, durant une seule session. Une ANOVA réalisée sur les résultats de ces sessions testant l'apprentissage montre une amélioration significative du score de 9 RAU entre la première et la dernière liste ($F(10,90)=3$; $p<0,01$). Cet effet limité, bien que significatif, suggère que la capacité des NE et des ME à utiliser des indices d'enveloppe temporelle reconstruits n'a été que faiblement sous estimée dans la présente étude.

Applications cliniques : Ce test d'identification de logatomes traités numériquement de façon à préserver uniquement la structure fine du signal peut conduire à de nombreuses implications cliniques. Ce test : i) est facile et rapide à administrer, ii) ne requiert pas d'entraînement, iii) conduit à des scores de compréhension élevés chez des NE contrôle, iv) est relativement immunisé contre un éventuel plafonnement des scores d'intelligibilité, aussi bien chez les NE que chez les ME, v) est moins influencé par une perte d'audibilité comparativement à un signal non traité, même lorsqu'une amplification linéaire est adoptée. Les résultats de cette étude indiquent qu'une sélectivité fréquentielle dégradée altère sensiblement la capacité de reconstruction d'enveloppe temporelle à partir de la structure fine. Ce test peut donc être utilisé en diagnostic rapide des troubles supraliminaires responsables de l'appauvrissement de la compréhension de la parole dans des situations quotidiennes dans lesquelles les indices d'AM sont dégradés par des distorsions non linéaires (e.g., écrêtage) ou des distorsions temporelles (compression, réverbération, échos) (cf. Houtgast and Steeneken, 1985).

Enfin, un test mesurant l'intelligibilité de la structure fine pourrait être réalisé pour déterminer la ou les constantes de temps de la compression des appareils auditifs. Une compression rapide peut en effet limiter les possibilités d'utilisation des

indices d'AM (taux de compression effectif plus fort), mais privilégie la préservation des indices de FM. Ainsi, un individu ayant une faible capacité à utiliser la FM, privilégiera les informations d'AM dans les différentes bandes de fréquences pour identifier la parole. Il préférera donc vraisemblablement l'utilisation d'une compression lente. A l'inverse, pour un ME capable de décoder de la FM, une compression rapide permettra de redonner une audibilité accrue dans les vallées du bruit et probablement d'améliorer sa compréhension en milieu bruyant.

5

Conclusion

La présente étude compare la capacité d'une large cohorte de sujets NE et ME à identifier des logatomes traités de façon à préserver la structure temporelle fine seule au sein de 3 bandes d'analyse larges.

- (1) Les patients malentendants montrent des scores significativement moins bons que les sujets NE, quel que soit le niveau de présentation utilisé.
- (2) La grande majorité des patients ME présentent des scores d'identification dans la plage de normalité. Seuls 9 des 41 patients ME obtiennent des scores d'intelligibilité compatibles avec une capacité fortement réduite à reconstruire les indices d'enveloppe temporelle, vraisemblablement en raison d'un élargissement de leur filtrage cochléaire d'un facteur 2 à 4.

Ces résultats suggèrent donc que la reconstruction d'enveloppe temporelle est un mécanisme périphérique contribuant grandement à la robuste intelligibilité de la parole dans des conditions d'écoute peu favorables. De plus, la plupart des auditeurs ME atteints de surdités légères à modérées utilise convenablement les indices d'enveloppe temporelle reconstruits, en dépit de leur perte de sélectivité fréquentielle. L'amplitude du déficit observé chez les patients ME dans l'utilisation des indices de FM étant plus faible que prévue, la dégradation des performances des patients ME dans cette condition semble provenir d'un déficit mixte, alliant dégradation du décodage neuronal des informations purement temporelles de FM et altération du processus de conversion FM/AM. Cette étude propose également un test facilement réalisable en clinique, pouvant permettre d'une part de quantifier l'étendue des troubles supraliminaires associés à une lésion cochléaire et d'autre part d'améliorer le réglage des constantes de temps dans les appareils auditifs.

6

Bibliographie

- Apoux F, Millman RE, Viemeister N F, Brown CA, Bacon SP (2011) On the mechanism involved in the recovery of envelope information from temporal fine structure. *J Acoust Soc Am* 130: 273-282.
- Ardoint M, Agus T, Sheft S, Lorenzi C (2011) Importance of temporal-envelope speech cues in different spectral regions. *J Acoust Soc Am - Express Letter* 130: EL115-EL121.
- Ardoint M, Sheft S, Fleuriet P, Garnier S, Lorenzi C (2010) Perception of temporal fine structure cues in speech with minimal envelope cues for listeners with mild-to-moderate hearing loss. *Int J Audiol* 49: 823-831.
- Bacon SP, Gleitman RM (1992) Modulation detection in subjects with relatively flat hearing losses. *J Speech Hear Res* 35: 642-653.
- Baer T, Moore BCJ (1993) Effects of spectral smearing on the intelligibility of sentences in noise. *J Acoust Soc Am* 93: 1229-1241.



- Baskent D. (2006). Speech recognition in normal hearing and sensorineural hearing loss as a function of the number of spectral channels. *J Acoust Soc Am* 120: 2908-2925.
- de Cheveigne A, Kawahara H (2002) YIN, a fundamental frequency estimator for speech and music. *J Acoust Soc Am* 111: 1917-1930.
- Drennan WR, Won JH, Dasika VK, Rubinstein JT (2007) Effects of temporal fine structure on the lateralization of speech and on speech understanding in noise. *J Assoc Res Otol* 8: 373-383.
- Drullman R (1995) Temporal envelope and fine structure cues for speech intelligibility. *J Acoust Soc Am* 97: 585-592.
- Dubno JR, Dirks DD (1989) Auditory filter characteristics and consonant recognition for hearing-impaired listeners. *J Acoust Soc Am* 85: 1666-1675.
- Eaves JM, Kitterick PT, Summerfield AQ (2011) Benefit of temporal fine structure to speech perception in noise measured with controlled temporal envelopes. *J Acoust Soc Am* 130: 501-507.
- Füllgrabe C, Meyer B, Lorenzi C (2003) Effect of cochlear damage on the detection of complex temporal envelopes. *Hear Res* 178: 35-43.
- Ghitza O (2001) On the upper cutoff frequency of the auditory critical-band envelope detectors in the context of speech perception. *J Acoust Soc Am* 110: 1628-1640.
- Gilbert G, Lorenzi C (2010) Role of spectral and temporal cues in restoring missing speech information. *J Acoust Soc Am* 128: EL294-299.
- Gilbert G, Lorenzi C (2006) The ability of listeners to use recovered envelope cues from speech fine structure. *J Acoust Soc Am* 119: 2438-2444.
- Gilbert G, Bergeras I, Voillery D, Lorenzi C (2007) Effects of periodic interruption on the intelligibility of speech based on temporal fine-structure or envelope cues. *J Acoust Soc Am* 122: 1336-1339.
- Glasberg BR, Moore BCJ (1986) Auditory filter shapes in subjects with unilateral and bilateral cochlear impairments. *J Acoust Soc Am* 79: 1020-1033.
- Glasberg BR, Moore BCJ (1990) Derivation of auditory filter shapes from notched-noise data. *Hear Res* 47: 103-138.
- Gnansia D, Jourdes V, Lorenzi C (2008) Effect of masker modulation depth on speech masking release. *Hear Res* 239: 60-68.
- Gnansia D, Pean V, Meyer B, Lorenzi C (2009) Effects of spectral smearing and temporal fine structure degradation on speech masking release. *J Acoust Soc Am* 125: 4023-4033.
- Gnansia D, Pressnitzer D, Pean V, Meyer B, Lorenzi C (2010) Intelligibility of interrupted and interleaved speech in normal-hearing listeners and cochlear implantees. *Hear Res* 14: 46-53.
- Goodman A (1965) Reference zero levels for pure-tone audiometer. *ASHA* 7: 262-263.
- Heinz MG, Swaminathan J (2009) Quantifying Envelope and Fine-Structure Coding in Auditory Nerve Responses to Chimaeric Speech. *J Assoc Res Otolaryngol* 10: 407-423.
- Hohmann V (2002) Frequency analysis and synthesis using a Gammatone filterbank. *Acust Acta Acust* 88: 433-442.
- Hopkins K, Moore BCJ, Stone MA (2010) The effects of the addition of low-level, low-noise noise on the intelligibility of sentences processed to remove temporal envelope information. *J Acoust Soc Am* 128: 2150-2161.
- Hopkins K, Moore BCJ, Stone MA (2008) Effects of moderate cochlear hearing loss on the ability to benefit from temporal fine structure information in speech. *J Acoust Soc Am* 123: 1140-1153.
- Houtgast T, Steeneken HJM (1985) A review of the MTF concept in room acoustics and its use for estimating speech intelligibility in auditoria. *J Acoust Soc Am* 77: 1069-1077.
- Ibrahim RA, Bruce IC (2010) Effects of peripheral tuning on the auditory nerve's representation of speech envelope and temporal fine structure cues. In: Lopez-Poveda EA, Palmer AR, Meddis R (ed) *The Neurophysiological Bases of Auditory Perception*, chapter 40. Springer, New York, pp. 429-438.
- Kale, S, Heinz M (2010) Envelope coding in auditory nerve fibers following noise-induced hearing loss. *J Assoc Res Otolaryngol* 11: 657-673.
- Kates JM (2011) Spectro-temporal envelope changes caused by temporal fine-structure modification. *J Acoust Soc Am* 129: 3981-3990.
- Lorenzi C, Debruielle L, Garnier S, Fleuriot P, Moore BCJ (2009) Abnormal processing of temporal fine structure in speech for frequencies where absolute thresholds are normal. *J Acoust Soc Am* 125: 27-30.
- Lorenzi C, Gilbert G, Carn H, Garnier S, Moore BCJ (2006) Speech perception problems of the hearing impaired reflect inability to use temporal fine structure. *Proc Natl Acad Sci USA* 103: 18866-18869.
- Moore BCJ, Glasberg, BR (1998) Use of a loudness model for hearing-aid fitting. I. Linear hearing aids. *Br J Audiol* 32: 317-335.
- Moore BCJ (2007) *Cochlear Hearing Loss: Physiological, Psychological and Technical Issues*. Wiley, Chichester.
- Moore BCJ (2008) The role of temporal fine structure processing in pitch perception, masking, and speech perception for normal-hearing and hearing-impaired people. *J Assoc Res Otolaryngol* 9: 399-406.
- Moore BCJ, Sek A (1996) Detection of frequency modulation at low modulation rates: Evidence for a mechanism based on phase locking. *J Acoust Soc Am* 100: 2320-2331.
- Moore BCJ, Shailer MJ, Schooneveldt GP (1992) Temporal modulation transfer functions for band-limited noise in subjects with cochlear hearing loss. *Brit J Audiol* 26: 229-237.
- Moore BCJ, Wotczak M, Vickers DA (1996) Effect of loudness recruitment on the perception of amplitude modulation. *J Acoust Soc Am* 100: 481-489.
- Peters RW, Moore BCJ (1992) Auditory filter shapes at low center frequencies in young and elderly hearing-impaired subjects. *J Acoust Soc Am* 91: 256-266.
- Rosen, S (1987) Phase and the hearing-impaired. In: Shouten MEH (ed) *The Psychophysics of Speech Perception*. Martinus Nijhoff, Dordrecht, pp. 481-488.
- Saberi K, Hafner E R (1995) A common neural code for frequency- and amplitude-modulated sounds. *Nature* 374: 537-539.
- Shannon RV, Zeng FG, Kamath V, Wygonski J, Ekelid M (1995) Speech recognition with primarily temporal cues. *Science* 270: 303-304.
- Sheft S, Ardoint M, Lorenzi C. (2008) Speech identification based on temporal fine structure cues. *J Acoust Soc Am* 124: 562-575.
- Stone MA, Glasberg BR, Moore BCJ (1992) Simplified measurement of impaired auditory filter shapes using the notched-noise method. *Br J Audiol* 26: 329-334.
- Studebaker GA (1985) A "rationalized" arcsine transform. *J Speech Hear Res* 28: 455-462.
- Takahashi GA, Bacon SP (1992) Modulation detection, modulation masking, and speech understanding in noise in the elderly. *J Speech Hear Res* 35: 1410-1421.
- Turner CW, Souza PE, Forget LN (1995) Use of temporal envelope cues in speech recognition by normal and hearing-impaired listeners. *J Acoust Soc Am* 97: 2568-2576.
- Warren RM, Bashford JA Jr, Lenz PW (2004) Intelligibility of bandpass filtered speech: steepness of slopes required to eliminate transition band contributions. *J Acoust Soc Am* 115: 1292-1295.
- Zeng FG, Nie K, Liu S, Stickney G, Del Rio E, Kong YY, Chen H (2004) On the dichotomy in auditory perception between temporal envelope and fine structure cues. *J Acoust Soc Am* 116: 1351-1354.
- Zeng FG, Nie K, Stickney GS, Kong YY, Vongphoe M, Bhargave A, Wei C, Cao K (2005) Speech recognition with amplitude and frequency modulations. *Proc Natl Acad. Sci USA* 102: 2293-2298.



Métier et Technique

Les normes en audioprothèse

La certification de service française

**Jean-Jacques
BLANCHET**

Audioprothésiste D.E

Membre du
Collège National
d'Audioprothèse

Co-rédacteur de la
norme française et
européenne

Membre de la commis-
sion de normalisation

66, rue Bernard Palissy
37000 TOURS

jj.blanchet@audilab.fr



L'objet de cet article est de donner une vision générale de ce qu'on entend par système qualité, des référentiels existants et de démontrer l'intérêt pérenne de la mise en place de telles structures pour notre activité.

1. Définitions

a. ISO (International Organization for Standardization)

C'est un organisme de normalisation international composé d'un réseau de représentants d'organisations nationales de normalisation de 163 pays.

C'est une organisation non gouvernementale.

La France est représentée par l'AFNOR (Association Française de Normalisation).

Le CEN (Comité Européen de Normalisation) regroupe tous les organismes européens de normalisation.

Une norme est une démarche volontaire mais peut devenir une exigence du marché.

Les normes se fondent sur un consensus international entre experts représentatifs du secteur.

Il existe aujourd'hui plus de 19000 normes internationales.

1. Rôle

Elles permettent de développer, fabriquer et fournir des produits et services plus efficaces, plus sûrs et plus propres.

Elles donnent un cadre de référence commun.

Il existe 4 types de normes :

- **Normes fondamentales** : règles en matière de terminologie, sigles, symboles, métrologie

Exemple : EN 13819-2, Protectors individuels contre le bruit - marquage CE

- **Normes de spécifications** : caractéristiques, seuils de performance d'un produit ou d'un service

Exemple : NF EN 60118-4, Appareil de correction auditive - Partie 4 : intensité du champ magnétique dans les boucles d'induction audiofréquences utilisées à des fins de correction auditive

- **Normes d'analyse et d'essais** : méthodes et moyens pour la réalisation d'un essai sur un produit

Exemple : ISO 389-1, Acoustique - Zéro de référence pour l'étalonnage d'équipements audiométriques

- **Normes d'organisation** : description des fonctions et relations organisationnelles à l'intérieur d'une entité.

C'est un système de gestion de la qualité composé d'un ensemble d'exigences pour planifier, maîtriser et piloter des activités.

Toute structure certifiée ISO est auditée par un organisme certificateur indépendant lui-même accrédité en France par le COFRAC (Comité Français d'Accréditation).

Exemple : ISO 9001 : Systèmes de management de la qualité - Exigences

Les normes servent aussi souvent à « stimuler » les fournisseurs (ISO 14001 pour une conception des produits plus soucieuse de l'environnement, NF Service pour l'évolution des progiciels en fonction des attentes des clients, etc.).

Elles facilitent le commerce entre pays et le rendent plus efficace.

Elles fournissent aux gouvernements une base technique pour la santé, la sécurité et la législation relative à l'environnement, ainsi que l'évaluation de la conformité.

Elles servent à protéger le consommateur.

2. En audioprothèse

Une des normes pouvant être appliquée à notre activité et que certains

groupements d'audioprothésistes ont mis en place au sein de leur structure est la norme ISO 9001.

Elle consiste à démontrer l'aptitude à fournir régulièrement un produit conforme aux exigences du client et aux exigences réglementaires applicables.

C'est un véritable outil de management de l'entreprise par la qualité.

Une autre norme applicable est l'ISO 14001 qui concerne la prise en compte de l'environnement et du développement durable. C'est une démarche d'amélioration continue pour minimiser les impacts environnementaux et respecter les exigences légales.

A ce jour, dans notre activité, un seul réseau a mis en place un tel référentiel.

b. La norme européenne

Les normes européennes sont produites par le CEN et sont identifiables par leur préfixe EN.

Elles sont obligatoirement reprises à l'identique dans les collections des membres nationaux du CEN, qui les diffusent en tant que normes nationales. Elles sont alors reconnues en France par le préfixe NF EN.

c. La certification de service

La certification de service permet d'attester que les engagements de services rendus aux clients sont conformes à un référentiel, validé en concertation avec les professionnels, les utilisateurs et les pouvoirs publics.

Elle a pour objectif de faire reconnaître la qualité des services offerts.

Simple et adaptée, elle repose sur un référentiel spécifique au métier, basé sur une norme (NF, EN, ISO), avec des objectifs précis et mesurables.

Elle assure une qualité de service homogène et permet de mobiliser



le personnel autour d'objectifs concrets.

C'est un signe de qualité pour les professionnels et un critère différenciant pour les consommateurs.

La certification est un acte volontaire.

C'est une alternative ou un complément à la certification ISO.

Elle est obtenue après audit sur site et est délivrée pour 3 ans.

d. Charte qualité

Une charte qualité est une démarche d'entreprise qui définit un cahier des charges en matière de qualité et qui s'engage à le respecter.

Tout dépend donc du référentiel construit.

Tout comme une norme ISO, un organisme extérieur indépendant est chargé de valider sur site le respect du référentiel.

2. Norme NF EN 15927

Cette norme a été adoptée par le CEN le 12 juin 2010.

Depuis le mois de novembre 2010, date de publication, la profession s'est dotée au niveau européen d'une norme NF EN 15927 sur les services offerts par les audioprothésistes.

Ce projet, initié par la France en 2005 avec le concours de l'UNSAF (Union Nationale des Syndicats d'Audioprothésistes Français) et du CNA (Collège National d'Audioprothèse), est un outil qui permet d'harmoniser les pratiques dans 27 pays européens membres du CEN.

Sa réalisation est le fruit d'un consensus pour permettre à tous les pays, qui n'ont pas un développement et un enseignement de la profession que nous connaissons en France, d'utiliser ces procédures. Elle définit une base commune d'exercice de notre profession.

Le texte français rédigé sous l'impulsion de Benoit ROY a servi de base de travail à la commission européenne et des concessions sur certaines exigences ont été faites.

a. Les raisons d'une telle démarche

Plusieurs facteurs nous ont amené à cette réflexion.

Notre profession évolue mais pas les décrets et textes qui régissent notre activité.

Progressivement l'Etat se désengage de ses obligations anciennes comme par exemple la vérification de nos locaux d'appareillage.

L'évolution des technologies permet d'améliorer l'image de l'appareillage auditif mais nous oblige à réactualiser nos connaissances. D'où la nécessité d'une formation continue qui n'était pas formalisée pour le moment.

Depuis quelques années, nous voyons apparaître de nouvelles démarches de commercialisation.

Il existe de fortes disparités du service offert d'un laboratoire à un autre.

Nous avons de nouvelles exigences de la part de nos partenaires.

Pour toutes ces raisons nous devons uniformiser notre qualité de service et ainsi valoriser notre activité auprès des pouvoirs publics, des organismes de remboursement mais également des consommateurs. L'image de notre profession étant bien évidemment liée à la qualité de nos prestations.

b. L'élaboration de la norme

Compte tenu du contexte défini précédemment, il est apparu la nécessité d'un minimum requis sur l'appareil et la prestation associée et ce indépendamment de l'Etat.

L'UNSAF et le CNA, avec le soutien de l'AEA (Association Européenne des Audioprothésistes) ont décidé de

la mise en place d'une norme dont l'objectif est d'établir un niveau de qualité harmonisé en France et en Europe sur les prestations offertes par les audioprothésistes.

Les travaux ont commencé en 2005. Plusieurs étapes sont nécessaires dans l'élaboration de cette norme.

En premier lieu, il faut réaliser une étude de faisabilité.

Cette étape qui a duré 1 an permet la constitution d'un comité de pilotage et la mise au point d'un guide d'entretien. Puis à l'aide de ce guide, des interviews sont réalisées pour s'assurer de l'adhésion des acteurs du système.

Les conclusions de cette première phase ont été présentées fin 2006.

La deuxième étape couvre la rédaction de la norme.

Tous les acteurs du système ont été rencontrés.

- Institutionnels

- Ministère de la Santé : DGS
- CNAM
- HAS

- Professionnels de Santé

- CNOM
- ORL Hospitaliers

- Représentants des universités

- Présidents d'universités
- Collège National d'Audioprothèse

- Représentants des Audioprothésistes

- UNSAF
- Sociétés Scientifiques d'Audioprothèses

- SNITEM

- Associations

- Consommateurs
- Malentendants

Un groupe de travail a ensuite été formé avec les acteurs rencontrés et un avant projet de norme a été rédigé. C'est ce référentiel français qui a ensuite servi de base de travail lors des commissions européennes.

Ce référentiel a été discuté au sein du groupe Europe avec recherche d'une adhésion de tous les repré-



sentants nationaux. Les modifications effectuées sont rediscutées en commissions nationales puis les avis sont remontés vers la commission européenne avec la recherche d'un consensus.

Plusieurs réunions du groupe Europe ont été nécessaires pour trouver un consensus.

12 pays ont participé aux côtés de la France :

- Allemagne
- Autriche
- Belgique
- Danemark
- Espagne
- Finlande
- Italie
- Irlande
- Norvège
- Pays-Bas
- Suède
- Suisse

D'autres pays n'ont pas participé directement aux réunions mais ont suivi le groupe par le biais du CEN :

- Chypre
- Estonie
- Grèce
- Hongrie
- Islande
- Lettonie
- Lituanie
- Luxembourg
- Malte
- Pologne
- Portugal
- République Tchèque
- Roumanie
- Slovaquie

c. Le référentiel

« La présente Norme européenne concerne les services offerts par les audioprothésistes pour améliorer les conditions de vie de leurs clients. La présente Norme européenne spécifie le processus de délivrance des appareils de correction auditive, du premier contact client au suivi à long terme. La présente Norme européenne définit également les exigences en termes d'éducation, d'installations, d'équipement et de code de conduite. Un système de management de la qualité ayant pour objectif de satisfaire le client et de couvrir les éléments du service est également un point essentiel des exigences. La présente Norme européenne concerne les services offerts à la majorité des clients

souffrant de troubles de l'audition. Certains groupes de personnes malentendantes tels que les enfants, les personnes souffrant d'autres handicaps ou les personnes porteuses d'implants, peuvent nécessiter d'autres services que ceux stipulés dans la présente Norme européenne. »

Voici le sommaire de la norme NF EN 15927

Avant-propos

Introduction

1 Domaine d'application

2 Références normatives

3 Termes et définitions

4 Conditions préalables du service

4.1 Généralités

4.2 Exigences de formation

4.2.1 Généralités

4.2.2 Exigences pour les audioprothésistes (compétence et diplôme)

4.2.3 Formation continue (mini 20 heures/an)

4.3 Exigences relatives à l'installation

4.3.1 Généralités

4.3.2 Accueil

4.3.3 Zone de consultation

4.3.4 Zones d'audiométrie et d'ajustement

4.3.5 Zone de réglage

4.3.6 Zone de maintenance SAV

4.4 Exigences relatives à l'équipement

4.4.1 Généralités

4.4.2 Équipement audiométrique

4.4.3 Équipement pour otoscopie et prises d'empreintes pour embouts auriculaires

4.4.4 Équipement de programmation de l'appareil de correction auditive

4.4.5 Équipement de mesure électroacoustique

4.4.6 Outils de maintenance SAV

4.4.7 Outils de démonstration (boucle)

4.5 Exigences éthiques et code de déontologie

4.5.1 Généralités

4.5.2 Relations avec les patients

4.5.3 Relations avec les médecins

4.5.4 Relations avec les collègues

4.5.5 Publicité

5 Prise en charge audioprothétique

5.1 Généralités

5.2 Contact patient et inscription

5.3 Détermination du profil auditif

5.4 Évaluation audiologique (anamnèse)

5.4.1 Généralités

5.4.2 Otoscopie

5.4.3 Audiométrie tonale

5.4.4 Audiométrie vocale

5.4.5 Autres tests audiométriques

5.4.6 Orientation vers un médecin

5.5 Délivrance du système auditif

5.5.1 Choix des composants du système auditif

5.5.2 Préparations pour le réglage fin

5.5.3 Réglage fin des appareils de correction auditive

5.5.4 Contrôle d'efficacité prothétique

5.5.5 Instructions aux patients

5.6 Suivi prothétique

5.6.1 Généralités

5.6.2 Entraînement auditif

5.6.3 Suivi prothétique

5.6.4 Maintenance SAV

6 Système de management de la qualité

6.1 Généralités

6.2 Documentation

6.3 Gestion des réclamations des patients

6.4 Évaluation des services par le patient

6.5 Actions correctives

• Annexe A (normative) Compétences minimales de l'audioprothésiste

A.1 Description des compétences

A.2 Compétences générales

A.3 Évaluation audiologique-Mesures de l'audition et examens physiques

A.4 Profil auditif-Facteurs pertinents en plus de l'évaluation audiologique

A.5 Sélection, réglage, vérification et fourniture des appareils de correction auditives

A.6 Sélection, fabrication, modification et maintenance des embouts auriculaires

A.7 Modification et maintenance des appareils de correction auditive, accessoires et aides de suppléance

A.8 Interaction avec les patients en vue d'une réhabilitation adéquate

• Annexe B (informative) Recommandation pour une organisation appropriée de la formation des audioprothésistes

• Annexe C (informative) Recommandation relative aux informations patients sur le processus de réglage



Bibliographie

Pour des raisons de propriétés intellectuelles, je ne suis pas en mesure de détailler ici l'ensemble du référentiel, propriété de l'AFNOR.

Vous trouverez ci dessous l'adresse internet pour acquérir le document complet pour la somme de 62,60 €HT.

http://www.boutique.afnor.org/NEL5DetailNormeEnLigne.aspx?nivCtx=NELZNE LZ1A10A101A107&ts=8857423&CLE_ART=FA158837

d. Les bénéficiaires d'une telle démarche

Tout d'abord, assurer un service de qualité dispensé par une profession homogène partout en France et en Europe.

Ce niveau commun et harmonisé, des prestations offertes, va nous permettre de valoriser et défendre notre profession en permettant une identification des professionnels respectant le niveau de qualité défini dans la norme par un système de reconnaissance externe.

Cette norme va créer une dynamique d'échange d'expérience et de partage de bonnes pratiques entre les acteurs du système.

Pour certains pays, elle va servir de levier auprès des pouvoirs publics pour permettre la mise en place d'un cursus universitaire et d'une structure professionnelle.

Cette norme européenne nous sert de fondation à un référentiel français beaucoup plus exigeant et plus en adéquation avec les pratiques hexagonales.

3. La certification de service française

La norme NF EN présente des dispositions de moyens pour réaliser la prestation mais pas des engagements de service en tant que tels (ex : moyens humains, matériels, etc.).

Le référentiel français va donc reprendre la norme européenne pour la compléter à plusieurs niveaux.

Nous allons maintenant détailler de façon pratique les démarches nécessaires à l'obtention du certificat.

a) Objet et champ d'application

Qui est concerné ?

Le demandeur est une entité juridique (personne morale ou personne physique, artisan, commerçant, société en nom propre, etc.) réalisant l'ensemble des prestations de service d'audioprothèse.

Entité du demandeur

Des exigences supplémentaires, en cours de validation, peuvent être nécessaires en fonction de l'entité juridique du demandeur.

Plusieurs possibilités en fonction de la structure à certifier :

- un seul établissement,
- un établissement principal avec des secondaires,
- entité multi sites avec une même entité juridique,
- entité multi sites avec entités juridiques différentes.

Champ d'application

Toutes les activités de service définies dans la norme NF EN 15927 et dans les présentes règles sont prises en compte dans le champ de la certification.

L'activité intègre le choix, l'adaptation, la délivrance, le contrôle d'efficacité immédiat et permanent de la prothèse auditive et l'éducation prothétique du déficient de l'ouïe appareillé, la vente des aides auditives et le suivi des patients.

b) les modalités d'admission

Le dossier de demande de certification

Le dossier de demande de certification doit être adressé à AFNOR Certification et doit contenir les éléments décrits ci-dessous :

- La formule de demande de certification : c'est une lettre type à établir sur papier à en-tête du demandeur.
- La fiche de renseignement: elle permet l'identification du demandeur en terme administratif et définit le périmètre de certification.
- Le dossier technique qui comprend des documents administratifs et réglementaires (extraits K-Bis, attestations d'assurances, de cotisations, etc.). Des documents contractuels et commerciaux (documents de présentation de l'entreprise, conditions générales de vente, etc.). Des documents d'organisation (guide

Qualité de Service, organigramme fonctionnel, etc.).

Des documents d'information générale et de gestion le cas échéant.

- La fiche d'activité de service : c'est une description des moyens humains et matériels de l'entreprise
- Des informations sur les modalités de mise en œuvre de la certification NF

Etude de recevabilité

AFNOR Certification réalise cette étude afin de vérifier que le dossier est complet et que les éléments contenus dans le dossier technique respectent les exigences des règles de certification et de la norme.

Lorsque le dossier est complet, AFNOR Certification déclenche les contrôles d'admission et informe le demandeur des modalités d'organisation (auditeur, durée d'audit, établissements audités, etc.).

c) les modalités de contrôle d'admission

Les contrôles exercés dans le cadre de la marque NF Service en admission ont pour objectifs de :

- s'assurer que les dispositions définies et mises en œuvre par le demandeur répondent aux exigences des règles de certification,
- contrôler les caractéristiques du service et sa performance.

Audit

Un audit est réalisé sur site.

Le demandeur s'engage à faciliter la mission de l'auditeur en lui donnant accès aux locaux, équipements, installations, documentations et en mettant à sa disposition les personnes compétentes.

L'audit se décompose en 2 parties :

- La préparation de la visite sur site et la rédaction du rapport d'audit.

Sur la base des documents préalablement transmis et analysés par AFNOR Certification dans le dossier technique, une stratégie d'audit est élaborée en fonction de la politique de l'entreprise.

- La visite sur site qui comprend 3 phases
 - Audit du système qualité, de l'organisation et de la mise en œuvre des moyens



- Analyse des indicateurs
- Visite de l'établissement

L'audit en lui-même

- Nomination d'auditeurs en fonction de leurs expériences dans le domaine (ex : autres professions paramédicales, hygiène, etc.).
- Vérification par la preuve

L'audit de certification est mené par un auditeur indépendant afin de mener une évaluation impartiale.

L'audit a un rôle officiel. Il est lui-même encadré par une norme (ISO 19011).

La durée de l'audit est fixée à partir du dossier de demande et dépend du périmètre de certification.

d) le référentiel

Nous allons maintenant décrire de façon succincte les dispositions d'organisation pour la mise en œuvre des engagements de service. Les différents critères suivants seront analysés lors de l'audit :

- accessibilité à l'établissement
- accueil
 - physique et téléphonique
 - état des locaux
 - contacts établissement
- identification des interlocuteurs
- mise à disposition de documents d'informations pertinents
- installation et métrologie
 - zone accueil
 - zone attente

- zone SAV
- zone audiométrie/réglage/consultation
- hygiène
- prise en charge globale
 - anamnèse
 - otoscopie et matériel associé
 - prise d'empreinte et matériel associé
 - audiométrie liminaire et supraliminaire
 - choix prothétique
 - réglages
 - contrôle d'efficacité prothétique
 - éducation prothétique
 - bilan d'adaptation
 - suivi prothétique
 - maintenance et matériel associé
 - produits et accessoires de démonstration
 - ventes produits et accessoires
- gestion des sous-traitants
- gestion du personnel
- gestion des documents qualité
- évaluation de la qualité de service
- gestion des réclamations
- amélioration de la qualité de service

e) les modalités de suivi

Le titulaire doit tout au long de la certification :

- respecter les exigences définies précédemment,
- mettre à jour annuellement son dossier de certification,

- informer systématiquement AFNOR Certification du changement des caractéristiques du service certifié ou du périmètre de certification

Conclusion

Cette certification de service française a été élaborée avec l'ensemble des acteurs de la profession afin d'harmoniser les pratiques et nous permettre de valoriser notre activité auprès des pouvoirs publics et des patients consommateurs.

La mise en place d'un système qualité nécessite plus ou moins de changements en fonction des acquis.

C'est une démarche volontaire qui implique le chef d'entreprise mais également tout le personnel qui doit se mobiliser autour de ce projet afin d'améliorer ces services pour s'assurer de la satisfaction des patients.

C'est en se structurant, en donnant une image de qualité de service homogène et en le prouvant que nous pourrions nous protéger face à l'évolution du secteur et aux tensions que nous sentons de plus en plus au quotidien dans nos laboratoires.

Il est à noter que la commission certification AFNOR de l'UNSAF mettra à la disposition des adhérents un « pack NF » qui reprendra l'ensemble des dossiers normatifs adaptés à notre profession.

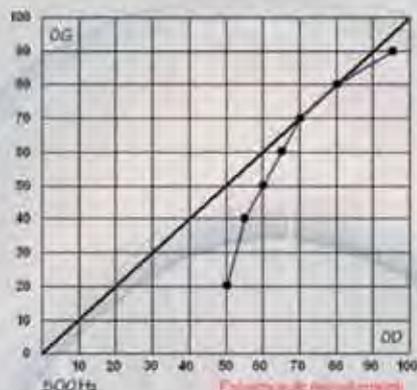
Testez vos connaissances

- 1) La mise en place d'une norme est elle obligatoire ? Vrai Faux
- 2) La certification de service est elle adaptée aux besoins de la profession ? Vrai Faux
- 3) La norme européenne NF EN 15927 est elle applicable en l'état ? Vrai Faux

mais ne détaille pas précisément la politique qualité, les différentes responsabilités, la gestion des documents qualitatifs, les moyens humains et matériels. De plus, pour obtenir un consensus au niveau européen nous avons dû faire des concessions par rapport aux exigences françaises initiales.

2) **Vrai** Ce référentiel construit en concertation avec les professionnels du secteur, les consommateurs et les pouvoirs publics a pour but de faire reconnaître la qualité des services offerts par les audioprothésistes avec des objectifs précis et mesurables. La norme européenne présente un ensemble d'exigences

1) **Faux** Une norme est une démarche volontaire mais peut devenir une exigence du marché. Dans le cas de la certification de service française sur les prestations offertes par les audioprothésistes, il est possible qu'à terme les remboursements soient conditionnés à l'obtention de la certification.



Test de LUSCHER et ZWISLOCKI
 S.I.S.I. - Test de JERGER
 Test de FOWLER
 Test de REGER
 Test de LANGENBECK
 Test de BRUINE-ALTES

Audiométrie automatique de BEKESY
 Méthode de modulation en fréquence
 Pouvoir séparateur temporel
 Test de SPAN
 TONE DECAY Test
 Discrimination temporelle

Distorsions

Etudier précisément la sensation auditive fait partie des prérogatives de l'Audioprothésiste. Une étude approfondie de la progression de la sensation d'intensité ainsi qu'une mise en évidence de distorsions fréquentielles ou temporelles peuvent orienter le choix prothétique ainsi que les différents paramètres de réglages de la solution auditive adaptée.

Toutefois, la réalisation des différents tests permettant de mettre en évidence les distorsions de la sensation auditive n'est pas toujours facile à mettre en place.

Distorsions, solution logicielle de mesures psychoacoustiques, permet d'en assurer la réalisation de façon simple et standardisée.

Logiciel développé par Yves LASRY - Membre du C.N.A.

yves.lasry@biosoundsystem.com

Distribué par le Collège National d'Audioprothèse.

college.nat.audio@orange.fr

Assistance et suivi : AFI

distorsions@audition-innovation.fr

NOUVEAUTÉ

DISPONIBLE

Bon de commande

500,00 € x.....exemplaire(s)

Soit un règlement total de€ exonéré de TVA

Nom :

Société :

Adresse :

Code Postal :

Ville :

Tel. :

e-mail :

Bon de commande à retourner avec votre chèque à Collège National d'Audioprothèse - 10 rue Molière - 62220 Carvin
 Tel. : 03 21 77 91 24 - Fax : 03 21 77 86 57 - College.Nat.Audio@orange.fr - www.college-nat-audio.fr



> Cas clinique 1

Une dynamique atypique

Philippe THIBAUT

Audioprothésiste D.E.

Membre du
Collège National
d'Audioprothèse

Centre Acoustique
d'Assas

3 place d'Assas
30900 NÎMES

04 66 67 17 33

ph--thibaut@orange.fr



**Madame L. Denise,
68 ans, retraitée.
Elle conserve une activité
bénévole de formatrice.**

Elle est présente une perte auditive sans doute ancienne, mais elle n'a jamais consulté.

Les conduits sont de dimensions « normales », l'approche en gain d'insertion simulé sera donc acceptable.

Seul problème annexe relevé, et non élucidé (suivi neurologique en cours) est un clignement très rapide des paupières, et permanent lorsqu'elle regarde quelque chose ou quelqu'un à une distance d'environ 1m (propre à une conversation). D'installation

récente il perturbe sa vision. Doit-on voir là un élément ayant mis en évidence sa gêne par diminution de la capacité à lecture labiale, sans aggravation particulière de sa perte, ou bien n'est-ce pas annexe mais connexe ? Une réponse sera donnée dès que le neurologue aura fait le diagnostic.

Sa gêne se manifeste, assez classiquement, principalement en réunion, devant la télévision, et lors de conversation dans le calme avec des interlocuteurs parlant doucement. Elle n'a pas de problème (problème sans s) au téléphone, qu'elle porte à son oreille droite ce qui semble logique, mais n'est pas toujours évident.

L'audiogramme clinique ne montre pas de Rinne et ne démontre rien de particulier, si ce n'est cette remontée de la fréquence 1000 Hertz sur l'oreille gauche, qu'on ne retrouve pas sur mes audiométries.

Compte tenu de ce que révèle cet audiogramme, il est étonnant qu'elle n'ait jamais consulté malgré une telle perte auditive.

Pour des raisons esthétiques et morphologiques, (un appareil à écouteur déporté ne passait pas dans ses conduits), des mini contours à micro tube ont été adaptés.

Un essai d'embout semi occlusif sur l'oreille gauche se solde par un échec et un rejet immédiat, et presque violent ainsi qu'une résonance insupportable, dès la mise en place des appareils éteints. Les deux oreilles seront donc équipées en open.

Comme à l'accoutumée, les réglages initiaux sont effectués au minimum, environ 10 dB au-dessous des cibles, mais même dans ces conditions-là, l'appareillage est rejeté après une semaine de port.

Lors de la séance suivante de travail, je complète mon approche par une mesure (estimation toujours très subjective) de son MCL. L'UCL est également remesuré pour être dans les mêmes conditions, et parce, je trouve qu'il est plus aisé de faire tout en même temps pour plus de facilité de jugement comparatif de la part du sujet testé.

Là où les UCL ne m'apprenaient pas grand-chose de particulier, les MCL m'ont surpris :

L'oreille droite a un MCL plutôt exagérément bas, et l'oreille gauche plutôt exagérément haut, surtout sur les fréquences de 2000 Hz à 8000 Hz.

Les réglages ont donc été repris sur ces bases, c'est à dire pour l'oreille droite, augmentation des gains moyens, et baisse des gains

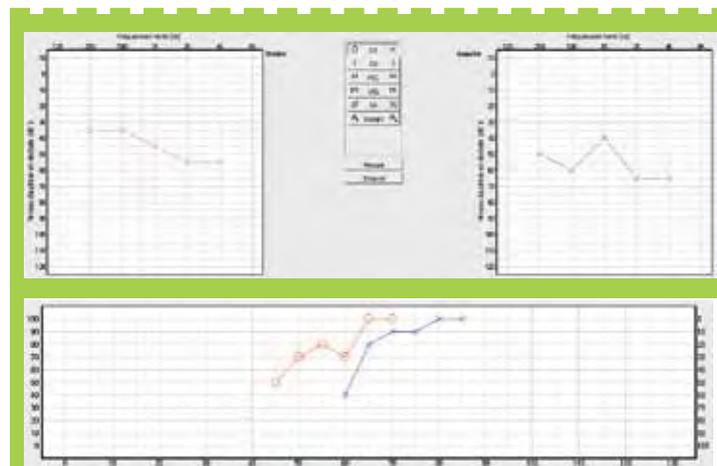


Figure 1 : Copie de l'audiogramme de l'ORL, vocale effectuée avec des listes dissyllabiques de Fournier

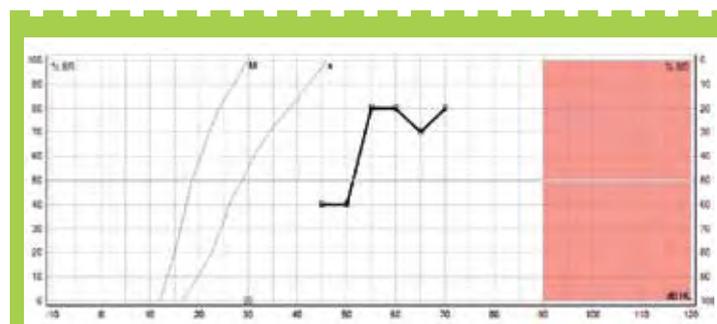


Figure 2 : Vocale Oreille nues en champ libre lors de la première visite (dissyllabiques de Lafon)

CAS CLINIQUE 1 ◀



à niveau faible, pour l'oreille gauche diminution des gains à niveau moyen et faible, et équilibrage des gains à niveau élevé pour l'oreille droite et l'oreille gauche (espace à supp). Madame L. a pu repartir essayer les appareils dans sa vie quotidienne, avec un gain d'insertion simulé présenté en Fig. 4.

Les visites suivantes ont consisté à augmenter les amplifications dans la mesure du possible et surtout, au vu de la difficulté de cet objectif à le faire, à installer un programme télévision et un programme confort (car le programme principal, bien que minimaliste et acceptable en cabine ne l'était plus du tout dans la rue).

Le résultat prothétique est somme toute acceptable dans le calme et à la télévision à la fois du point de vue de Madame L., et au vu des tests.

Discussion

Il est clair que cet appareillage a démarré lentement et a même failli avorter, pour la simple raison que je n'avais pas mesuré le MCL, et je dois avouer que je ne le fais pas systématiquement, seulement en cas de difficultés marquées.

Je ne suis pas sûr d'intégrer celui-ci dans mon protocole, mais nos maîtres ont raison de préconiser une batterie standard et la plus complète possible de tests pré-prothétiques.

Le neurologue n'a toujours pas posé de diagnostic pour les paupières, et Madame L est actuellement en Botoxthérapie, sans succès flagrant.

Maintenant que l'accoutumance se fait peu à peu, il est probable que j'essaierai de franchir un pas supplémentaire, en reprenant un essai de semi occlusion de l'oreille gauche.

Plus de 6 mois après la première mise en place de cet appareillage, nous avons progressé à la fois dans les réglages et dans les résultats. Je ne pense pas que nous arriverons à

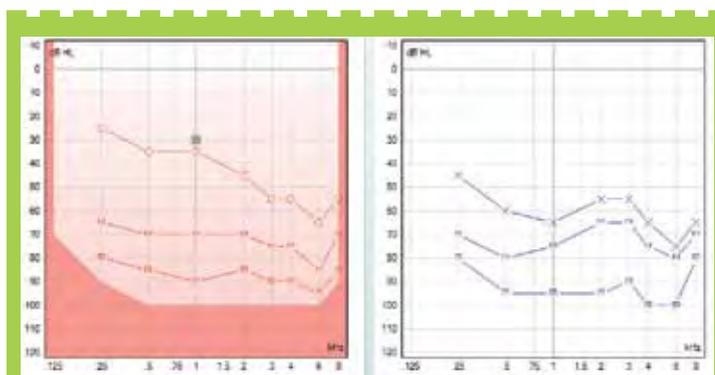


Figure 3 : HL, MCL, UCL au casque



Figure 4 : Gains d'insertion simulés à J+7

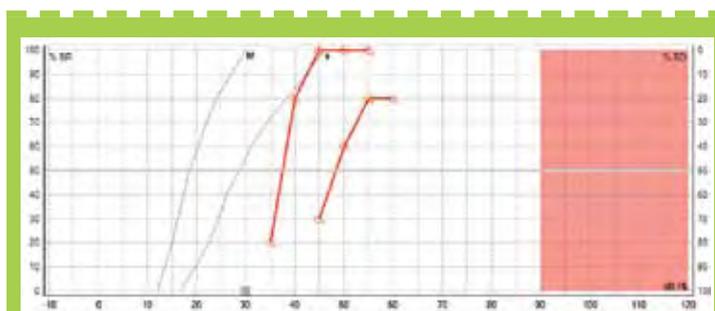


Figure 5 : Gain prothétique vocal à J+21

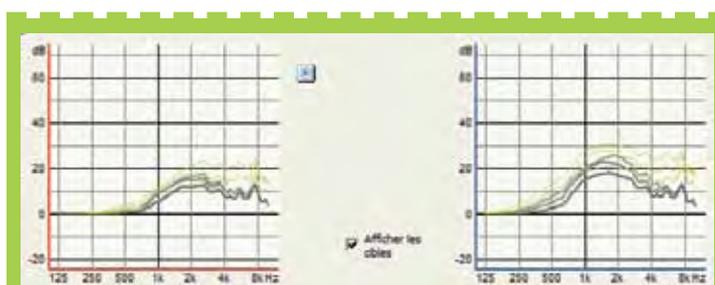


Figure 6 : Gain d'insertion simulé actuel (mai 2012, début d'appareillage octobre 2011)



➤ CAS CLINIQUE 1

délivrer les gains cibles théoriques (qui de toute façon, ne tiennent pas compte du MCL) ce qui n'est pas très grave, l'obtention du ce compromis entre confort et efficacité étant primordial.

Conclusion

Il m'est apparu intéressant de rapporter ce cas pour les raisons suivantes :

- De telles courbes MCL / UCL sont peu fréquentes.
- Ne pas oublier les fondamentaux.
- Une (ou plusieurs) erreur(s) sur le plan dynamique de l'appareillage est (sont) beaucoup plus préjudiciable(s) que des erreurs sur le plan tonal.

Ce cas est un demi échec, car les résultats dans le bruit, qui n'ont pas été portés ici, sont presque

insignifiants dans les tests et totalement inexistant dans la réalité de Madame L. Les résultats dans le calme ne sont également que moyennement satisfaisants.

Au fur et à mesure, l'efficacité de l'appareillage progressera.

La décision d'appareillage a été prise par Madame L sur la base des résultats actuels, et non pas sur une hypothèse incertaine.

ANNUAIRE FRANÇAIS D'AUDIOPHONOLOGIE
37^e ANNÉE - ÉDITION 2012

auditionTV
News-Interview-Reportage

auditionTV, la première WebTV dédiée au monde de l'audition.

LES PROFESSIONNELS RECENSÉS PAR SPÉCIALITÉS EN 1000 PAGES

MÉDECINS ORL ET PHONIATRES / AMBLYPROTHÉSISTES ET ENSEIGNES / SERVICES HOSPITALIERS ORL / FOURNISSEURS, MATÉRIEL / FOURNISSEURS ET INSTRUMENTATION ORL / ÉDUCATION SPÉCIALISÉE...

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@occp.fr

Bon à découper

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

Nom / Raison sociale : _____
 Adresse : _____
 Code postal : _____ Ville : _____ E-mail : _____

Désire recevoir la 22^e édition de l'Annuaire d'Audiophonologie au prix unitaire de 64 € (frais de port inclus)exemplaire(s) x 64 € =€

Joindre le règlement par chèque à l'ordre de OCEP édition

Cas clinique 2

Une consultation d'acouphène : l'art de savoir rassurer... mais pas trop !



Monsieur P. Marc, 44 ans, fonctionnaire territorial, en pleine forme, se présente à la consultation d'acouphènes.

Deux mois auparavant, pendant ses vacances d'été à la mer, il a effectué un plongeon qui s'est mal passé : douleur, sensation d'oreille bouchée à droite, sans vertiges. Depuis cette époque, si les douleurs ont disparu, il se plaint encore d'un acouphène de timbre aigu et permanent (légère sensation de résonnance et quelques difficultés au téléphone).

Il présente quelques antécédents ORL : otites très fréquentes dans l'enfance, avec paracentèses à plusieurs reprises. Il n'a cependant pas été opéré des végétations, ni de mise en place d'aérateurs. Il signale des vertiges positionnels 4 ans auparavant, étiquetés Ménière ou vertiges otolithiques par son médecin traitant, sans bilan ORL demandé. Il n'a jamais été exposé à des bruits violents. Il signale une presbycusie chez sa mère.

La gêne concernant l'acouphène est minimale, il ne l'entend pas dans la journée dès qu'il y a un fond sonore. Il n'est perçu que dans le silence, mais n'engendre pas d'insomnie. L'acouphène n'est pas pulsatile. Monsieur M ne se plaint pas d'hypersensibilité. Il ne présente ni vertiges, ni troubles de l'équilibre.

Il ne se plaint pas de céphalées, ni de cervicalgies, ni de douleurs en regard des articulations temporo-mandibulaires.

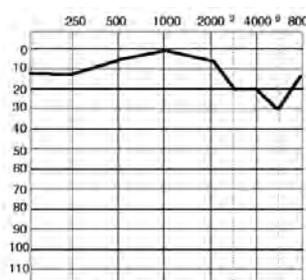
Son sommeil est de bonne qualité, bien réparateur. L'acouphène n'a pas de retentissement sur ses activités habituelles. L'examen clinique révèle des tympanes normaux.

L'audiométrie tonale met en évidence simplement un petit scotome sur la fréquence 6000 Hz à droite à -30 dB. Les tympanogrammes sont centrés. Les réflexes stapédiens n'ont pas été étudiés.

L'audiométrie vocale est sensiblement normale avec des seuils d'intel-

ligibilité aux environs de 15 dB pour chaque oreille et 100 % d'intelligibilité à 30 dB.

L'acouphénométrie met en évidence un acouphène centrée sur la fréquence 4000Hz, évalué 2dB décibels au-dessus du seuil.



Au total la présentation clinique est rassurante, l'hypothèse d'un petit barotraumatisme de l'oreille droite est retenue.

Vient le temps d'explications concernant la physiologie de l'audition, physiopathologie des acouphènes, des probables petits dégâts cellulaires liés au traumatisme et les phénomènes d'habituation progressive. Le patient est rassuré. On lui prescrit un traitement de type Ginkgo Biloba pendant 1 mois, quelques conseils de protection des oreilles vis-à-vis des bruits violents et d'éviter pendant cette période la plongée. Il est recommandé également un contrôle audiométrique et clinique dans une année.

Deux années et demie plus tard le patient consulte à nouveau. « Vous revenez pour vos acouphènes ? » « Non, non je n'entends plus mes acouphènes mais je n'entends plus non plus de cette oreille droite ».

L'examen clinique confirme un tympan toujours aussi normal mais une cophose droite confirmée par l'examen audiométrique tonal et vocal avec masking. Le patient n'a pas présenté de vertiges.

Des explorations complémentaires prescrites dans l'hypothèse soit d'une éventuelle fistule périlymphatique (peu probable compte tenu

de l'absence de vertige), soit celle d'une pathologie rétrocochléaire.

Le patient réalise une I.R.M. qui met en évidence un schwannome vestibulaire de grade IV pour lequel il sera opéré par la suite par voie trans labyrinthique.

Cette observation illustre le caractère subtil de la consultation pour les patients acouphéniques : d'une part il y a nécessité de dédramatiser la situation afin de laisser les phénomènes d'habituation s'installer progressivement mais également la difficulté de maintenir une certaine vigilance sur l'évolution et de reconsulter éventuellement en cas de modification de la symptomatologie : aggravation des acouphènes, apparition d'une surdité plus importante ou de vertige. Ces simples recommandations peuvent inquiéter le patient et aller à l'encontre du but recherché. Ce cas clinique pose aussi la question des examens complémentaires dans les acouphènes unilatéraux avec ou sans surdité. La crainte toujours présente à notre esprit est la possibilité d'un neurinome de l'acoustique ; Il apparaît toujours opportun de vérifier son absence. Les PEA sont moins utilisés compte tenu de la sensibilité auditive des patients et de leur fiabilité moindre. L'IRM est l'examen de choix. Elle a d'ailleurs souvent un effet bénéfique pour les patients : la vue d'une I.R.M. encéphalique normale a également un caractère rassurant (« il n'y a pas de tumeur, ni d'aneurysme ailleurs, le cerveau est normal... »). Bien évidemment on prendra le soin d'informer les patients sur le déroulement de l'examen chez les patients particulièrement claustrophobes ou stressés qui présentent une sensibilité auditive (le port de protections antibruit est recommandé).

En conclusion, on insistera sur la nécessité d'un examen ORL approfondi avant d'envisager la prise en charge thérapeutique de l'acouphène.

**Dr Vincent
LOCHE**

Médecin ORL
7 rue Chanzy
62000 ARRAS





Interview

Luis GODINHO



■ **Luis, tu as été élu en juin 2012, président du Syndicat National des Audioprothésistes (UNSAF) à la suite de Benoît Roy.**

Peux-tu nous rappeler ton parcours personnel ?

Diplômé de la faculté de Pharmacie de Montpellier, je suis installé à Paris où j'exerce en tant qu'audioprothésiste depuis 1994.

J'ai assuré les fonctions de secrétaire général de 1996 à 2000 au sein du Syndicat des Audioprothésistes Français (SAF), puis pendant huit ans sa présidence ; j'ai également assuré les fonctions de vice-président de l'UNSAF depuis 2000.

■ **Le syndicat unifié des audioprothésistes a été formé très récemment (2011). Benoît Roy a pu jeter les bases de cette nouvelle structure et en assurer la transition.**

Quels sont les grands défis que tu comptes relever pour le syndicat ? Quelles sont les principales futures actions à mener ?

Je compte bien sûr poursuivre à leur terme les actions engagées sous la présidence de Benoît Roy comme la mise en place de la procédure de certification AFNOR qui fait suite à l'adoption de la norme française. Cette norme NF EN 15927 sur les « services offerts par les audioprothésistes » a pu voir le jour grâce à l'important investissement sur plusieurs années de Benoît Roy, Eric Bizaguet, Jean-Jacques Blanchet et Hervé Bischoff. Elle sera d'application facultative dans un premier temps, et pourrait dans un second temps devenir obligatoire, son application conditionnant le remboursement de la sécurité sociale. C'est en tout cas en ce sens que nous travaillons et que nous solliciterons l'UNCAM.

Nous continuerons de nous occuper des dossiers sur les OCAM, le développement professionnel continu (DPC), les exercices illégaux de l'audioprothèse.

Face à la nouvelle équipe ministérielle en place, nous allons faire passer des messages sur notre métier, l'importance de préserver la qualité de nos prestations et notre indépendance dans le choix de l'appareillage dans le seul intérêt du patient, ainsi que sur les questions de prise en charge des aides auditives.

■ **Comment est organisé le syndicat ? Comment fonctionne-t-il ?**

La direction du syndicat est assurée par un conseil d'administration composé de 27 membres, 9 membres étant actuellement issus de chaque syndicat ayant fusionné au sein de l'UNSAF. Des élections seront orga-

nisées en 2013 pour renouveler ces membres.

Nous avons également prévu la représentation au niveau national de chaque région, avec des délégués régionaux qui seront associés aux travaux du conseil d'administration auquel ils devront rendre compte. Ils représenteront la profession auprès des interlocuteurs régionaux conformément aux directives établies au niveau national par le syndicat.

Un certain nombre de réunions du conseil d'administration se tiennent par visioconférence afin de limiter les temps et les frais de déplacement et lever ainsi un frein qui pouvait exister pour certains administrateurs.

■ **Différentes commissions de travail ont été créées. Peux-tu nous les décrire succinctement et nous indiquer leur fonctionnement ? Quels sont leurs rôles et leur mission ?**

Plus d'une quinzaine de commissions fonctionnent aujourd'hui sous l'égide du conseil d'administration. Elles ont permis une répartition des tâches et missions pour utiliser toutes les compétences là où elles se trouvent et pour une efficacité renforcée. A côté des commissions en charge de la gestion du syndicat (Adhésion, Comptabilité) nous avons créé des commissions qui se répartissent le traitement de tous les dossiers concernant la profession. Nos spécialistes participent ainsi notamment à la mise en place pour la profession de la réingénierie du diplôme, de la formation professionnelle continue, au suivi des dossiers de demande d'exercice en France sur la base d'un diplôme obtenu à l'étranger ; mènent des actions à l'encontre des exercices illégaux et veillent à la bonne application de



Biographie *express*

1985 Baccalauréat Série E

1987 BTS d'Opticien-Lunetier (Morez)

1990 DE d'Audioprothésiste (Montpellier)

1994 Installation à Paris

1996-2000 Secrétaire général du Syndicat des Audioprothésistes Français (SAF)

2000-2008 Président du Syndicat des Audioprothésistes Français (SAF)

2000-2012 Vice-Président de l'UNSAF

18 06 2012 Élection à la présidence de l'UNSAF

la réglementation par les différents acteurs du marché. Conscients de la nécessité de mettre en place une véritable politique de communication tant auprès du public, des industriels, de nos interlocuteurs nationaux et régionaux que de nos adhérents, nos commissions Information-Communication et Juridique travaillent en ce sens (Newsletter, évolution du site internet, mise en ligne d'une FAQ, etc.).

La continuité de notre efficacité syndicale suppose un renouvellement régulier de nos forces d'action, c'est pourquoi les mandats des administrateurs seront renouvelés par tiers tous les ans à partir de 2013.

■ Quel message souhaiteriez-vous passer aux audioprothésistes qui ne sont pas adhérents de votre syndicat ?

Notre syndicat est l'organisme professionnel en France qui représente la profession auprès de toutes les instances nationales et européennes. Nous menons des actions fortes et assurons une veille incessante face aujourd'hui aux perspectives importantes de déréglementation, aux nouvelles organisations structurelles du marché, au développement et à l'évolution des réseaux, à certaines dérives dans l'exercice du métier...

Notre force d'action réside d'une part dans l'unicité de la représentation syndicale obtenue grâce à la fusion des trois syndicats historiques, mais aussi dans l'importance de notre représentativité appréciée par le nombre de nos adhérents. Pour nous aider dans nos actions, nous avons besoin de chaque audioprothésiste, chaque adhésion compte et chaque nouvel adhérent renforce notre représentativité. Plus nous serons nombreux plus nous serons écoutés sur les dossiers et les positions que nous défendons.

Ne laissez pas les choses évoluer sans vous, soyez acteur de votre avenir !

■ Beaucoup d'étudiants choisissent la profession d'audioprothésiste pour pouvoir entreprendre et exercer une activité indépendante.

Peut-on aujourd'hui être un indépendant ? Et travailler isolément ?

Oui et heureusement ! D'ailleurs la profession a toujours compté une importante proportion de professionnels qui exercent en indépendant et qui est toujours aujourd'hui de plus de 60 %. Mais être indépendant ne signifie pas travailler isolément.

Il existe aujourd'hui des moyens importants que nous mettons à disposition des audioprothésistes sur lesquels ils peuvent s'appuyer dans la pratique de leur métier. Nos adhérents peuvent faire appel aux services du syndicat pour toutes les questions ou difficultés rencontrées dans l'exercice de leur métier. Nous avons mis en place une norme AFNOR sur la qualité des prestations rendues à laquelle chacun peut se référer en vue ou non d'une certification qui sera bientôt rendue possible.

Nos assemblées générales que nous organisons deux fois par an, sont une occasion d'échanger entre nous sur le métier et sur l'environnement professionnel. Lorsque nous aurons mis en place nos structures régionales, des rencontres entre professionnels établis au sein de la même région seront organisées et traiteront des problèmes soulevés dans leur région.

Il faut aussi souligner la grande importance de notre congrès annuel, ouvert à tous les audioprothésistes et qui est un moment clé pour la profession : lieu de rencontre unique entre les audioprothésistes et les fabricants, lieu de formation de qualité exceptionnelle avec les conférences et ateliers qui y sont organisés.

Le prochain congrès se tiendra du jeudi 11 au samedi 13 avril au CNIT La Défense et nous comptons sur une participation massive des audioprothésistes.

■ Le rachat d'Audition Santé par le groupe Sonava a suscité un certain émoi dans la profession, rassemblant environ 700 audioprothésistes 'indignés' sur les réseaux sociaux.



Réaction symptomatique d'une profession dynamique qui reste attentive à son destin et manifestement en dehors des instances officielles, voire avec une certaine méfiance vis-à-vis de ceux qui sont sensés les représenter.

Comment analyses-tu ce phénomène ?

Quels messages aimerais-tu leur communiquer ?

Comment canaliser cette énergie pour lui permettre de devenir positive ?

La position de l'UNSAF sur ces questions a été rendue publique dans un communiqué de presse du 29 juin 2012 auquel je vous invite à vous reporter.

■ Quels risques vois-tu dans les OCAM ?

Qui a signé avec elles ?

Comment expliques-tu qu'un tiers de la profession ait déjà signé avec elles ?

Est-ce pour essayer de capter une clientèle inespérée ou cela témoigne-t'il de la difficulté de certains de survivre sur un marché qui n'est pas extensible à l'infini ?

C'est un sujet qui me tient particulièrement à cœur et dont j'étais chargé au sein de l'UNSAF avant d'être président. Je pense que tous les audioprothésistes qui se sont engagés suivent un calcul à courte vue. Il est à mon sens paradoxal d'accepter le principe des prix limites imposés par un réseau d'assureur alors que nous avons toujours manifesté auprès de la sécurité sociale notre opposition à un tel système. De plus, je ne suis pas certain que cette adhésion aux réseaux des OCAM soit génératrice de l'apport d'un flux nouveau de patients significatif.

La table ronde du congrès 2012 organisée par l'UNSAF autour de ce sujet d'actualité important a été, au vu de tous, jugée particulièrement intéressante et novatrice avec pour la première fois un débat en direct



**Communiqué de presse:
Paris, le 29 juin 2012**

Acquisition d'Audition Santé par Sonova : la position de l'UNSAF

Sonova a annoncé le 22 mai dernier avoir acquis la totalité d'Audition Santé en octobre 2008, Audition Santé possède un réseau de centres et fédère des adhérents, audioprothésistes indépendants, à sa franchise pour un total d'environ 400 unités.

Le Syndicat National des Audioprothésistes (UNSAF), qui représente la profession des audioprothésistes et dont la mission est l'étude et la défense des intérêts de la profession, souhaite réagir à ce rapprochement.

En effet, la détention intégrale du capital d'une société de distribution par un fabricant est une première dans notre pays à cette échelle.

Il est légitime de s'interroger sur ses conséquences, tant pour les audioprothésistes que pour les patients, en matière de libre choix et d'indépendance, donc de satisfaction finale du patient.

L'audioprothésiste est un professionnel de santé répertorié dans le code de la santé publique. Il lui est confié « le choix, l'adaptation, la délivrance, le contrôle d'efficacité immédiate et permanente de la prothèse auditive et l'éducation prothétique du déficient de l'oreille appareillé. » (Article L4361-1 du CSP). Ce choix de l'appareil ainsi que la bonne réalisation des prestations d'adaptation sont et doivent rester de la responsabilité exclusive de l'audioprothésiste qui doit rechercher la meilleure satisfaction possible pour le malentendant appareillé. Pour cela, l'audioprothésiste doit nécessairement disposer d'une totale indépendance vis-à-vis des fournisseurs.

Le marché français se composait jusqu'alors de distributeurs et d'industriels exerçant chacun leur métier sans contrôle juridique et financier des uns envers les autres.

Les audioprothésistes exerçant dans des centres détenus par un fabricant pourront-ils continuer de faire appel à d'autres fabricants et, dans les mêmes proportions ?

Autre spécificité par rapport à d'autres pays d'Europe : en France environ 60% des centres d'audioprothèse sont détenus par les audioprothésistes indépendants. Pour autant et dans le contexte français (système de formation et mix produit plus élevé), les résultats de l'étude sur le marché des appareils auditifs dans plusieurs pays européens « Anovum Eurotrack 2009 » ont montré une satisfaction maximale des utilisateurs d'appareils français...

Dans un communiqué daté du 6 juin dernier et adressé en réponse à une prise de position de Luis Godinho, Sonova a assuré qu'il maintiendrait une « totale indépendance » entre le réseau de distribution détenu en propre et les marques du Groupe Sonova et que « tous les centres Audition Santé continueront de proposer les principales marques présentes sur le marché comme ils l'ont toujours fait ».

Le syndicat prend acte de cet engagement de Sonova et restera vigilant quant à son application concrète.

entre les représentants des réseaux, des partis politiques et des audioprothésistes. Son compte rendu a été publié dans les actes du congrès et peut être consulté sur notre site internet (www.unsaf.org) sous le titre « Une table ronde professionnelle historique ».

■ Inversement, depuis plusieurs années, les audioprothésistes voient arriver de nouveaux acteurs qui veulent tout changer car ils sont persuadés que leur modèle est le bon : grande distribution, majors d'optiques, etc.

Dans ces modèles économiques, le patient est souvent la donnée absente. La profession ne doit-elle pas s'organiser pour empêcher un exercice contraire à une prise en charge satisfaisante du patient sourd ? Ne faut-il pas créer un ordre professionnel ?

Les derniers ordres professionnels qui ont été créés ont été extrêmement complexes à mettre en place, au point que leur pérennité pour certains est actuellement remise en cause.



Indépendamment de l'intérêt pour la profession d'avoir un ordre professionnel, je pense que nos chances d'avancer sur un tel dossier sont minimales au regard donc de ce qui s'est passé pour d'autres professions. Et même si cela était, la constitution d'un ordre professionnel nécessitant de nombreuses années avant son aboutissement, elle ne permettrait pas en tout état de cause de résoudre les principaux dossiers qui vont engager l'avenir de la profession à court terme.

■ D'autres acteurs ont disparu par le passé. Souvent, les audioprothésistes indépendants ont alors dû assurer le suivi de ces patients qui se sont retrouvés seuls avec leurs aides auditives.

Pourront-ils encore assurer ce service gratuitement ?

Je pense que ce service doit être assuré gratuitement puisqu'il s'agit toujours d'un nombre réduit de patients et qu'il est peu probable qu'un acteur du marché de taille significative ne soit pas repris et disparaisse complètement.

■ Aujourd'hui, les nouveaux acteurs se concentrent dans de mêmes régions, ou de mêmes villes où la concentration paramédicale en audioprothèse est déjà élevée. Pour assouvir leur volonté de représenter 25% du marché très rapidement, ils sont une dizaine à surinvestir ces centres-villes. Et, ils ont un besoin de main d'œuvre pour ouvrir leurs centres. Faut-il sous leur pression former plus d'audioprothésistes pour répondre à leur demande (et non pas à celle de la population ?) ?

J'avais déjà traité de la question de la démographie professionnelle avec Patrick Arthaud lorsque nous étions à la tête du syndicat des audioprothésistes français (SAF) et ma position est toujours la même.

D'une part, vis-à-vis de la population des malentendants on ne peut pas dire qu'il existe une pénurie d'audioprothésistes, tout malentendant pouvant obtenir un rendez-vous avec un audioprothésiste dans un délai de quelques jours. Il n'existe donc pas un problème d'offre de soins.

Par ailleurs, la profession de par sa taille, ne peut compter qu'un nombre limité d'enseignants ayant les qualités pédago-

giques nécessaires pour exercer dans les centres de formation. Le nombre d'enseignants ne peut donc pas augmenter pour s'adapter à la multiplication des écoles sans que la qualité de la formation ne soit dégradée. C'est pour ces raisons que je suis opposé à la création de nouveaux centres de formation.

Je suis en revanche favorable à un ajustement et une planification raisonnés du nombre de professionnels formés dans les écoles pour tenir compte des réels besoins à venir de la population, et ce, indépendamment des calculs marketings des réseaux.

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 !!!

SAHL au capital de 1.800.000 € RCS Chauxmont 451.620.298
N° ORIAS : 07013032 <http://www.orias.fr>



Veille acouphène

Le modèle neurophysiologique de Jastreboff

Philippe LURQUIN
Audioprothésiste,
chargé de cours,
1000, Bruxelles
philippelurquin@yahoo.fr



Maud REAL
Logopède,
chargée de cours,
1000, Bruxelles
maudreal@hotmail.fr



Introduction

Entamer une rubrique ou une veille consacrée aux acouphènes par des commentaires ultraspécialisés nous a semblé illusoire, sans le passage en revue d'une série de prérequis, sans la reprise des fondamentaux, sans l'explication du mode opératoire dont peut se prévaloir chaque audioprothésiste, sans le rappel des connaissances essentielles mises à jour par les chercheurs à la pointe de la nouveauté ni même sans l'élimination des idées anciennes toujours véhiculées par certains.

Le premier volet de cette veille acouphène sera donc l'explication du modèle de Jastreboff, père de la méthode TRT (Tinnitus Retraining Therapy). Derrière ce terme anglo-saxon, il faut bien rappeler que sa traduction bien maladroite en « Thérapie acoustique d'habituation » ne nous satisfait guère. En effet la connotation négative du terme habituation évoque invariablement la résignation, l'abandon de la lutte, la position de faiblesse du patient face au grand vainqueur (l'acouphène). Pensez seulement à prononcer le mot à l'anglaise et là une connotation nouvelle vous vient à l'esprit celle d'un mécanisme scientifique, d'une fonction neurologique, de physiologie humaine bien connue.

C'est la raison pour laquelle je parlerai plus volontiers de thérapie acoustique de l'acouphène car nous ne nous limiterons pas intentionnellement à la T.R.T. mais nous incluons les méthodes validées pour autant qu'elles soient accessibles à l'audioprothésiste (utilisation de musiques ou de fractales par exemple).

Rappel

Historiquement avant l'apparition et la clarification opérée par Jastreboff, il y a eu une préhistoire...

et dans celle-ci ont circulé une variété d'idées fausses mais aussi de tentatives plus ou moins réussies de solutionner le problème de l'acouphénique. Du côté des audioprothésistes il y eût bien sûr l'appareillage traditionnel sans l'obligation de considération des mécanismes centraux et surtout sans soutien émotionnel ni séances de conseils dirigés. Certains ont cependant avec bon sens et compréhension fourni un certain nombre d'informations rassurantes. Ils avaient alors obtenu quelques succès...

Il y eût aussi la technique du masquage de l'acouphène suivant l'idée limpide mais simpliste que « si le patient est dérangé par le bruit dans son oreille, l'audioprothésiste peut solutionner le problème en expédiant dans l'oreille acouphénique un son de fréquence plus ou moins similaire pour masquer le son irritant ». Le bruit (bruit de bande étroite) doit être diffusé à une intensité suffisante pour masquer l'acouphène : soit un niveau égal à la perte auditive sur la fréquence de l'acouphène plus une vingtaine de décibels pour atteindre le delta d'assourdissement et masquer un acouphène qui se présente invariablement cinq à dix décibels au-dessus du seuil. L'idée est évidemment très bonne mais se heurte à trois écueils :

- si un patient ne supporte pas son acouphène : comment peut-il supporter un autre son qui lui serait supérieur de 10 à 15 décibels ?
- la dynamique auditive sur des oreilles acouphéniques peut être très pincée soit en raison du recrutement (mécanisme périphérique) soit en raison d'hyperacousie (mécanisme central) fréquemment associée à l'acouphène. (cette association est si fréquente, 40 à 50 % des cas que nous reviendrons sur ce diagnostic différentiel et sur cette pathologie méconnue dans une prochaine veille).

- Au retrait de l'appareil après disparition de l'inhibition résiduelle l'acouphène, le sifflement maudit, le chuintement insupportable, le tintement abhorré revient. « On ne soigne pas une arachnophobie en supprimant les araignées autour de soi ». Imaginez donc une thérapie basée uniquement sur l'éviction tout en sachant que celle-ci ne peut être constante et que le stimulus masqué revient inmanquablement notamment au moment de se mettre au lit !

Jastreboff a eu un immense mérite celui de rappeler que le problème de l'acouphénique n'est pas seulement un problème auditif. Au travers de son modèle qui reprend les structures corticales hautes responsables de la perception et de l'évaluation, mais aussi les structures corticales basses (mésencéphale, diencéphale) responsables des associations émotionnelles et de la peur (système limbique) ou des mécanismes de détection (filtres sous-corticaux) responsables de la mise en état d'alerte par détection de contrastes auditifs (**Figure 1**).

Deux boucles

Le modèle contient deux boucles appelées boucle basse et boucle haute.

La boucle basse est un mécanisme inconscient, reprenant la source (le mécanisme de détection) les associations émotionnelles et la gêne. Les structures neurologiques impliquées sont donc successivement si l'on en croit les dernières découvertes en matière de neurophysiologie : le noyau cochléaire, les filtres sous-corticaux situés au niveau du mésencéphale puis le système limbique situé au niveau du cerveau archaïque et plus précisément péri-thalamique puis l'activation du système nerveux autonome...

VEILLE ACOUPHÈNES <



Ce modèle a un mérite, celui de rappeler que le problème d'un acouphénique est multiple.

L'acouphénique ne souffre pas seulement d'avoir un bruit dans l'oreille cinq décibels au-dessus de son seuil !

L'acouphénique, par détection d'un contraste, met en état d'alerte son système nerveux central auditif.

Cette mise en état d'alerte va à son tour activer le système nerveux autonome et la peur va générer le cortège habituel de manifestation neurovégétative associé à ce type d'émotion (augmentation des rythmes cardiaques et respiratoires, augmentation de la tension artérielle, de la température corporelle, etc).

Un des premiers désagréments lié à cette situation est la difficulté d'endormissement ou de ré-endormissement. Dans le calme nocturne l'émergence de l'acouphène se fait plus forte, la détection est augmentée, la mise en état d'alerte se produit, l'idéation en circuit fermé (je veux que ça s'arrête, je n'en peux plus, je suis seul(e) avec mon problème, etc) se met en place et

les idées fausses (ou distorsions cognitives) se développent (cet acouphène va me rendre fou, s'il disparaissait mes autres problèmes s'évanouiraient, etc).

A partir de ces difficultés émotionnelles les difficultés fonctionnelles vont prendre de l'importance. Un individu fatigué par une nuit trop courte se trouvera en difficulté de concentration le lendemain : bien sûr sa performance au travail se trouvera affaiblie et les difficultés d'ascension professionnelle se marqueront chez certains avec une série d'associations d'idées portant sur l'incapacité, l'impuissance ou l'échec incontournable. Selon le caractère de chacun l'acouphénique fatigué par sa courte nuit se montrera volontiers irascible ou susceptible : les problèmes conjugaux ou familiaux ne sont pas loin (nous consacrerons une veille à ce délicat problème et au rôle de l'audioprothésiste face au couple en difficulté).

Et la pensée dans tout cela ? Il va de soi que la personnalité du patient va intervenir pour solutionner les difficultés rencontrées. De premier abord il puisera dans son expérience

(mais il n'a le plus souvent aucune expérience de cette situation) ou dans ses convictions (je suis fort, je vais me battre) pour trouver une solution. Les réactions peuvent être catégorisées en deux types : la lutte contre l'intrus (le stimulus irritant, angoissant, insupportable) et l'abandon, la dépression la fuite face à celui-ci, bien caricaturé par l'expression anglo-saxonne « fight or flight ».

La prise en charge cognitivo-comportementale peut à ce seul égard apporter une solution au moins partielle. Jastreboff l'avait bien compris en plaçant une flèche latérale au modèle partant de la case supérieure représentant la pensée (évaluation et perception) et se dirigeant vers la case inférieure droite représentant la gêne.

La boucle haute est constituée du mécanisme de mise en état d'alerte et d'associations émotionnelles déjà évoqué ainsi que des mécanismes d'évaluation et de perception liés aux projections corticales (aire auditive primaire, cortex associatif). La ligne en pointillés sur le modèle indique la limite entre mécanismes automatiques ou inconscients et mécanismes conscients comme les idées construites à partir de la perception. Ces idées sont souvent fausses et constituent un réservoir d'inquiétude qui va alimenter à son tour le système limbique... Et la boucle est bouclée.

A partir de cette observation peut se développer une boucle d'emballage émotionnel basée sur l'augmentation de la détection qui alimente l'idéation et la pensée autour de l'acouphène. A son tour les idées fausses vont alimenter le système limbique (centre des émotions) et la peur va exacerber le mécanisme de vigilance comme chez quelqu'un qui redouble d'attention après avoir entendu un bruit suspect.

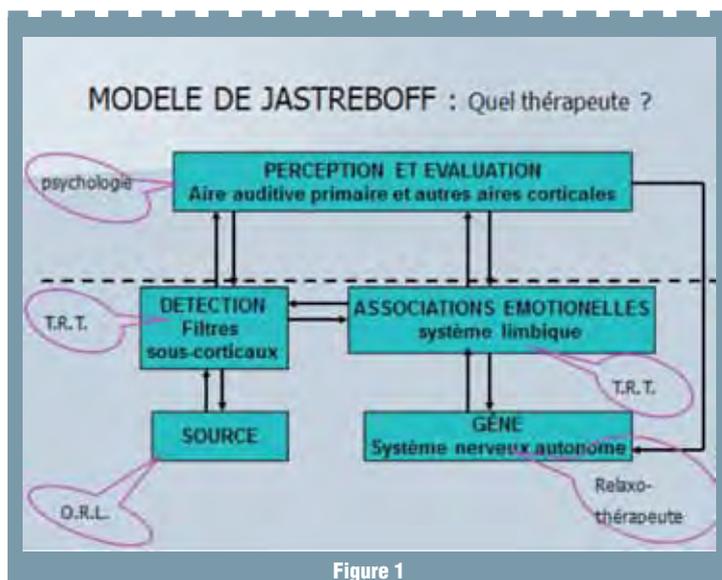


Figure 1



Les flèches sont bilatérales ce qui explique qu'un mécanisme inverse va cohabiter et que les conséquences peuvent devenir mécanisme de renforcement. En voici quelques exemples : l'activation du système nerveux autonome peut être perçue par l'individu (l'augmentation du rythme cardiaque, par exemple). Cette sensation peut exacerber en retour la peur puis la détection. L'individu devient à l'écoute de la moindre réaction neuro-végétative consécutive à ses angoisses. Ce mécanisme est connu en psychologie sous l'appellation « peur de la peur ».

De même la pensée (évaluation) peut activer les sentiments négatifs (système limbique) liés à la perception mais le système limbique et les sentiments négatifs peuvent aussi emballer la pensée.

Enfin, de l'autre côté du modèle, l'acouphène va générer une détection. Cependant, n'oublions pas que les filtres sous corticaux lorsqu'ils fonctionnent (c'est-à-dire lorsque la détection n'est pas associée à une idée négative) peuvent limiter la perception de l'acouphène par un mécanisme inhibiteur. Parmi les mécanismes inhibiteurs, nous citerons une possible activité du faisceau olivo-cochléaire médian (le célèbre effet Collet) ou un mécanisme de ségrégation des sources qui permettra l'attention partagée plutôt que soutenue et donc un impact fonctionnel moindre pour l'acouphénique.

Parlons un peu d'une flèche... inexistante mais pourtant bien présente dans l'esprit de certains professionnels : celle qui lierait la source et la diminution de la gêne. Ce n'est, en effet, pas parce que l'on soigne la source qu'automatiquement la gêne diminue. Il faut pour cela une désactivation du mécanisme de détection de contraste qui peut être obtenue par l'administration d'un bruit blanc (Figure 2) ; de plus il faut travailler les idées fausses lors d'entretiens avec le patient. A ceci s'ajoute l'inhibition de la gêne, de la tension, de l'énerverment par la relaxation (la sophrologie, l'hypnose, par exemple, donnent de bons résultats). Chacun l'aura compris l'approche pluridisciplinaire est un plus incontestable (Figure 1).

Le modèle est dit neurophysiologique (notre titre...). Ce qui signifie que ce mécanisme est inscrit dans nos gènes et se retrouve chez chaque être humain. Il permet à chaque audioprothésiste de s'y retrouver et de trouver la réponse au problème d'un patient sans tomber dans la facilité qui consiste à dire que le problème est « psychologique » ce qui implique traditionnellement un sous-entendu psychopathologique !

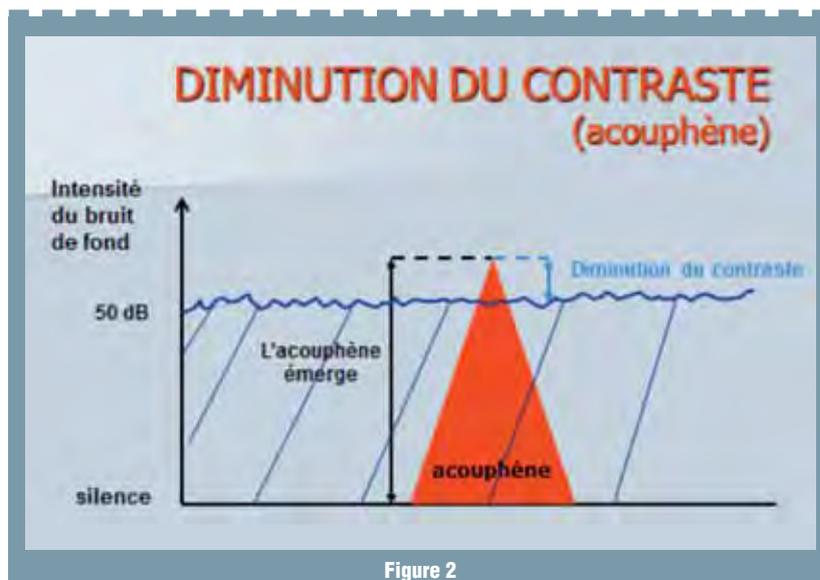
Pour Jastreboff le problème est neurophysiologique, il est l'effet normal d'un cerveau normal et d'une pensée, au départ au moins, normale.

Le travail de l'audioprothésiste

Notre fonction au regard de ce modèle sera multiple. Il faut ici rappeler que de nombreuses personnes ne se plaignent pas ou peu de leur acouphène. Il existe une distinction essentielle à établir. Au regard du modèle de Jastreboff la différence tient d'abord au tri opéré par le système limbique du patient : l'acouphène est-il vécu négativement ou comme neutre ? Notre cerveau sensoriel possède, en effet, la faculté de « filtrer » ou de ne pas faire accéder à la conscience les stimuli répondant à trois conditions : ceux-ci doivent être connus, continus et neutres. Si l'acouphène répond le plus souvent aux deux premières conditions, le problème de l'acouphénique est le plus souvent que l'acouphène est connoté négativement.

Il va donc falloir modifier le stimulus, ceci peut être fait en remplaçant l'acouphène par un son d'une autre fréquence. Plus de 90 % des acouphènes non pulsatiles sont contenus dans la bande 4000-8000 Hz. Le remplacement par un bruit blanc de même intensité permet un nouveau tri, une connotation neutre, une remise en fonction des filtres sous-corticaux et une solution du problème non pas par la suppression mais par l'oubli ou plus exactement la sortie du champ de conscience de l'acouphène. Ainsi, le rôle de l'audioprothésiste « vise à » faire passer le patient du groupe des acouphéniques (très) plaintifs à celui des acouphéniques peu ou non-plaintifs. L'acouphène ne disparaît pas mais le nombre d'heures par jour où il est irritant est nettement diminué.

L'autre rôle que nous devons jouer est de restaurer des idées vraies dans l'esprit du patient. Nous avons vu au travers de ce modèle le rôle des idées fausses, notre objectif sera d'expliquer la « neurophysiologie » de l'audition et la normalité du mécanisme. C'est cette tâche qui est réputée chronophage, elle n'en demeure pas moins essentielle dans une prise en charge de qualité. Nous en reparlerons prochainement.



**1 PERSONNE ACOUPHÉNIQUE SUR 4
NE SOUFFRE PAS DE PERTE AUDITIVE*.**

WIDEX A PENSÉ À EUX !

Venez découvrir notre dernière innovation
lors du **roadshow ZEN** de votre région.

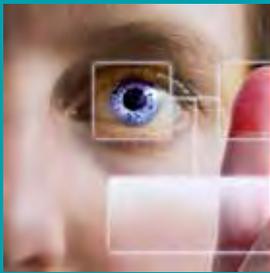
- PARIS : Mercredi 12 septembre
- NANTES : Mardi 18 septembre
- LYON : Jeudi 20 septembre
- PAU : Mardi 25 septembre
- LILLE : Jeudi 27 septembre
- MARSEILLE : Mardi 2 octobre
- NICE : Mercredi 3 octobre
- STRASBOURG : Jeudi 18 octobre

Pour vous inscrire ou consulter
les thèmes abordés, flashez le code
ci-dessous ou connectez-vous sur
www.widexpro.fr/roadshow



WIDEX[®]
OUIÉ POUR LA VIE

*Source : 2012 Galileo Business Consulting



Veille Technique

Les innovations des industriels

— Oticon

Pertes auditives sévères-profondes : nos connaissances - notre approche

Ravi Sockalingam, PhD Aud(C), Senior Audiologist, Oticon A/S, Smørum, Denmark

Peter Lundh, MSc Senior Audiologist, Oticon A/S, Smørum, Denmark

Donald Schum, PhD, Vice President, Audiology and Professional Relations, Oticon Inc., Somerset, NJ, USA

On estime qu'environ 11% des personnes malentendantes ont une perte auditive sévère à profonde ¹. Parce que ce pourcentage est moins important que le pourcentage de personnes avec pertes auditives légères à moyennes, il y a un manque général de compréhension de leurs caractéristiques particulières et des solutions de réhabilitation audiolinguistique. Avec l'utilisation croissante des implants cochléaires, on assiste à une diminution de l'attention portée au réglage de l'amplification acoustique pour ces patients. Cependant, puisque tous les patients de ce groupe ne sont pas implantés et que l'utilisation d'aide auditive controlatérale augmente, il est important pour le clinicien d'être au courant des évolutions des approches prothétiques relatives à ce groupe de patients.

Cet article tente de donner un aperçu de la nature des pertes auditives de perception sévères à profondes, des caractéristiques particulières des patients concernés et des approches de traitement du signal qui peuvent être utilisées pour les traiter efficacement.

Caractéristiques des pertes sévères à profondes

La surdité de perception est associée à une perception altérée du volume et une réduction de la plage dyna-

mique, c'est-à-dire une réduction de l'écart entre le seuil d'audition et le seuil d'inconfort (UCL). En d'autres termes, l'UCL n'augmente pas dans les mêmes proportions que le seuil d'audition (**Figure 1**).

Pour les personnes atteintes de pertes auditives sévères à profondes, cette dynamique peut se réduire à 30 dB, voire moins. Et, en raison de cette dynamique réduite, fournir une amplification au-dessus du seuil d'audition sans dépasser l'UCL peut devenir très compliqué.

Obtenir de l'audibilité sur une large bande de fréquence est nécessaire pour optimiser la perception de la parole. Et fournir autant d'informations auditives que possible afin d'obtenir un score maximal d'intelligibilité est d'une importance cruciale pour les personnes atteintes de pertes auditives sévères à profondes. Toutefois, une simple amplification de la parole à des niveaux supralimaires n'amène pas forcément à une meilleure perception de la parole du fait des difficultés que ces personnes ont à traiter cette parole supraliminaire. En fait, l'intelligibilité peut même décroître avec l'amplification ².

Il existe deux raisons à cela. Premièrement, à haut niveau de sortie,

une plus large partie de la cochlée est stimulée et de ce fait la précision du décodage de la parole diminue ³. C'est pour cela qu'un niveau de sensation plus faible est préconisé pour les niveaux élevés par les méthodologies DSL [i/o] et NAL-NAL1.

Deuxièmement, toute perte auditive entraîne une perte de résolution auditive. A la fois les résolutions temporelle et fréquentielle peuvent être affectées. De la perte de résolution fréquentielle ou de sélectivité découle un élargissement des filtres auditifs qui permet au bruit de masquer plus facilement la parole. Cet élargissement, une limitation inhérente au système auditif, est particulièrement prononcé chez les personnes atteintes de pertes auditives sévères à profondes ⁴. Ceci explique pourquoi ces personnes éprouvent des difficultés importantes de perception de la parole dans le bruit.

La résolution temporelle est souvent réduite par la perte auditive ce qui signifie que la capacité à coder avec exactitude la chronologie des événements auditifs est perturbée. Ce phénomène est marqué par une moins bonne performance par rapport aux personnes normo-entendantes sur les tâches tempo-

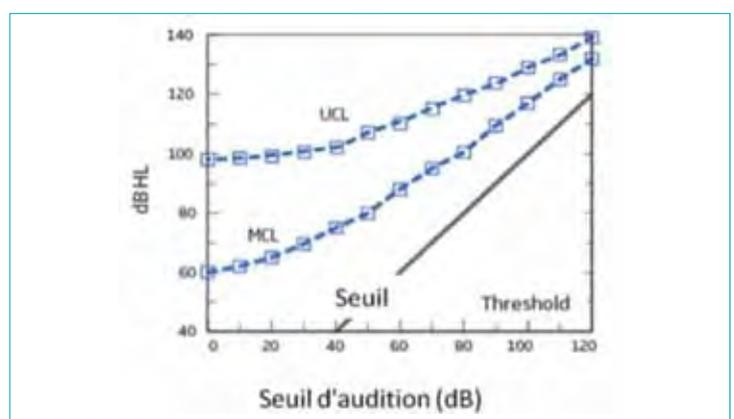
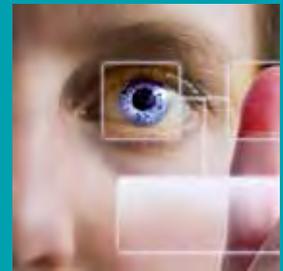


Figure 1 : Seuils d'inconfort et de confort pour les personnes atteintes de pertes neurosensorielles (moyenne sur les fréquences 500, 1k, 2k et 4 kHz). Adopté à partir de : Dillon (2001), Hearing Aids, Page 236, Figure 9.1, Boomerang Press, Australie.



relles telles que la détection des intervalles, l'intégration temporelle, la sommation temporelle⁵. Toutefois, il a été démontré que la performance varie en fonction du niveau de présentation du signal et du nombre de neurones présents dans la région fréquentielle testée. La performance est meilleure à des niveaux de stimulation supérieurs et quand il existe plus de neurones disponibles pour répondre au signal. Fait intéressant, il a été constaté que la résolution temporelle sur les basses fréquences chez les personnes atteintes de pertes auditives sévères à profondes est sensiblement la même que chez les personnes ayant une audition normale. Ce qui différencie ces deux groupes est la résolution temporelle sur les fréquences moyennes et élevées⁶.

Il existe un lien clair et largement reconnu entre la perte de résolutions temporelle et fréquentielle et la faible reconnaissance de la parole. Les scores vocaux sont moins bons chez les personnes atteintes des pertes auditives sévères à profondes que ne le suggère leurs audiogrammes⁷. Si tel est le cas, quelles stratégies ces personnes utilisent-elles pour comprendre la parole ? Pour une part, les individus avec une perte auditive sévère à profonde dépendent en grande partie des indices visuels (tels que la lecture labiale) en présence de bruit de fond. Bien que leur capacité à différencier les sons dans le domaine fréquentiel soit compromise, leur capacité à traiter les sons dans le domaine temporel est relativement intacte en particulier sur les basses fréquences. C'est cette capacité à utiliser l'information de l'enveloppe temporelle qui leur permet de décoder la parole. L'enveloppe temporelle contribue également à la perception des indices supra-segmentaux de la parole comme le stress, les pauses et l'intonation.

Ces caractéristiques peuvent apporter des bénéfices supplé-

mentaires en situations d'écoute difficiles car ils sont porteurs des émotions réelles et du sens intentionnel de la parole⁸.

Compenser les pertes sévères à profondes

Comme mentionné précédemment, le champ dynamique résiduel pour les pertes sévères à profondes est très restreint. Dans cette plage dynamique étroite, des différences peuvent exister entre les individus en termes de résolution auditive. Bien que certaines personnes puissent être en mesure de décoder la parole avec succès en utilisant des indices temporels, d'autres peuvent avoir besoin de recourir à des indices visuels⁹.

Mise à part ces différences entre individus, une application rigoureuse de l'amplification et des automatismes (directivité, réduction de bruit, etc.) est vitale pour atteindre un maximum de confort, d'audibilité, d'intelligibilité de la parole et de qualité sonore. Ces personnes sont des utilisateurs d'appareils auditifs depuis longtemps et elles sont sensibles au moindre changement dans le niveau ou dans la qualité du son de leurs aides auditives.

Stratégie d'amplification : Compression et Méthodologies

La conception des appareils auditifs pour les pertes auditives sévères à profondes doit tenir compte de l'effet psycho-acoustique de ces pertes. Historiquement, l'amplification linéaire avec écrêtage a été la stratégie de choix pour eux. Même à ce jour, une perte auditive sévère exige la plus grande puissance possible de l'aide auditive, et pour obtenir un gain satisfaisant, l'aide auditive doit fonctionner de façon linéaire dans une partie importante de la gamme de fréquences.

Il y avait cependant des limites à l'utilisation d'un gain fixe pour tous les niveaux d'entrée. Avec

une amplification linéaire, les sons faibles ne sont pas suffisamment amplifiés, et les sons forts le sont trop et dépassent souvent l'UCL. La compression WDRC (Wide Dynamic Range Compression) offre une solution à ces limitations et elle est rapidement devenue le système d'amplification privilégié pour fournir de l'audibilité dans une large gamme de niveaux d'entrée pour les personnes atteintes de déficiences sévères à profondes. Avec la WDRC, il est possible de compresser tous les sons dans la dynamique résiduelle restreinte de ces personnes. L'audibilité est atteinte pour différents niveaux d'entrée mais avec un côté : la qualité sonore. Pour les pertes sévères à profondes, la WDRC est généralement mise en œuvre avec des taux de compression élevés et une compression rapide afin de maximiser l'audibilité¹⁰. Ces deux paramètres déforment l'enveloppe temporelle de la parole et dégradent par conséquent la qualité sonore. La distorsion est un effet secondaire inévitable de la WDRC, et les utilisateurs de longue date d'aides WDRC ont dû composer avec la distorsion ; l'audibilité a été la principale priorité pour eux et la qualité sonore a été mise en arrière-plan.

Une compression à action lente, avec sa constante de temps longue se comporte davantage comme un système à amplification linéaire. Elle protège l'enveloppe temporelle du signal de parole, et préserve la dynamique inter-phonémique qui détermine la fidélité du signal. Cependant, comme pour les systèmes linéaires, la compression lente peut ne pas fournir un gain suffisant pour les sons faibles et ne plus protéger l'audition des sons forts. Alors qu'en utilisant une attaque et un retour rapides pour les sons forts, un tel système pourrait offrir une protection contre les sons transitoires forts.

Un nouveau système d'amplification - Speech Guard - qui est actuellement utilisé dans le nouvel



appareil Super Power Oticon Chili - est conçu pour faire exactement cela. Il traite le signal d'une manière presque linéaire tant que le niveau du signal d'entrée reste stable. Lorsque le niveau du signal d'entrée change de façon spectaculaire, il comprime le signal. Pour les sons forts soudains l'attaque et le retour très rapides aident à garder le signal en dessous de l'UCL. De cette façon, le signal de sortie est toujours dans la plage dynamique (donc audible), confortable et avec une distorsion minimale. Speech Guard traite la parole de manière linéaire le plus longtemps possible et la comprime rapidement quand il le doit, combinant ainsi le meilleur des deux systèmes (linéaire et non linéaire) en évitant leurs pièges ¹¹. La manière de fonctionner de Speech Guard a été largement décrite par ailleurs ¹² et serait au-delà du champ d'application de cet article. Il a également été clairement démontré que Speech Guard améliore l'intelligibilité de la parole et réduit l'effort d'écoute dans le bruit ¹³ pour les personnes ayant des pertes auditives légères à modérées.

Prescrire le juste gain est la fonction clé de tout système d'amplification. La méthodologie doit travailler de concert avec le système de compression pour produire un signal de sortie clair, audible et confortable pour une perte auditive donnée. La stratégie d'amplification est généralement basée sur le principe de la compensation de la sensation sonore. Pour les pertes auditives sévères à profondes, il est souvent nécessaire de modifier cette compensation pour sauvegarder l'enveloppe temporelle de la parole amplifiée.

Les études de modélisation de la sensation sonore réalisées au centre de recherche d'Eriksholm ont fourni la base pour une compensation sonore destinée aux pertes

auditives sévères à profondes ¹⁴. Toutes les cibles de gain pour les pertes auditives sévères à profondes doivent prendre en compte le risque de Larsen car les aides auditives prévues pour ces pertes sont généralement utilisées avec de très forts niveaux de sortie. Dans cette perspective, une formule prescriptive appelée Dynamic Speech Enhancement - Super Power (DSEsp) a été développée par Oticon dans le but de déterminer le niveau de sensation suffisant pour la parole sans atteindre la limite de Larsen tout en assurant une modification raisonnable de l'enveloppe temporelle du signal de parole amplifié.

Larsen Acoustique

Le Larsen est généralement contrôlé par une réduction de gain dans les canaux de fréquence où le risque est élevé. Toutefois, il en résulte une réduction de gain indésirable pour l'audibilité de la parole sur les fréquences où le Larsen apparaît. DSEsp minimise cette baisse du signal de parole en déplaçant le seuil de compression ou le TK à un niveau supérieur permettant à la parole d'être traitée sans réduction supplémentaire de gain. Par suite, le gain pour les sons faibles tels que par exemple le bruit de climatisation ou de ventilation est réduit. Ce sont des bruits importuns qui masquent le signal de parole cible. La réduction du gain pour les sons faibles aide également à atteindre un autre objectif important de l'amplification : la préservation de la dynamique de la parole et donc la qualité de la parole en permettant un traitement plus linéaire du signal en particulier sur le spectre de la parole (Figure 2).

Directivité

Une autre considération importante dans la gestion des pertes auditives sévères à profondes est l'utilisation de microphones directionnels pour améliorer l'intelligibilité dans le bruit. Une amélioration importante de 9 dB du rapport signal/bruit a été mesurée pour ce groupe de patients ¹⁵.

Lorsque la directivité est activée, les sons provenant des côtés et de l'arrière sont atténués afin que l'auditeur soit en mesure de se concentrer et de suivre la parole venant de face. Un effet secondaire de la directivité traditionnelle est la perte de certaines informations de basse fréquence. Cela peut poser un problème sérieux à l'utilisateur s'il a son audition résiduelle principalement dans les basses fréquences. Les personnes atteintes de pertes auditives sévères à profondes ont une longue expérience avec les appareils auditifs et peuvent réagir négativement aux effets de la directivité : réduction de l'audibilité des sons de basse fréquence ainsi que de ceux émanant des côtés et de l'arrière. Ces personnes peuvent avoir fondé leur audition sur ces fréquences. Une solution pour contrer les effets de l'atténuation des basses fréquences est d'utiliser un système de directivité tel que celui qui équipe les appareils Oticon : la directivité haute fréquence. Avec un tel système de directivité partagée, l'aide auditive reste en mode omnidirectionnel sur les basses fréquences et en mode directionnel sur les hautes fréquences.

Résumé

Les personnes atteintes de perte auditive sévère à profonde représentent un groupe distinct de personnes ayant des besoins particuliers. De nombreux éléments importants sont à prendre en considération dans la compensation des pertes auditives sévères à profondes : stratégie d'amplification, Larsen et directivité.

La technologie numérique de traitement du signal, si elle est appliquée judicieusement et soigneusement peut offrir de nombreux avantages en termes d'audibilité, de compréhension de la parole et de confort.

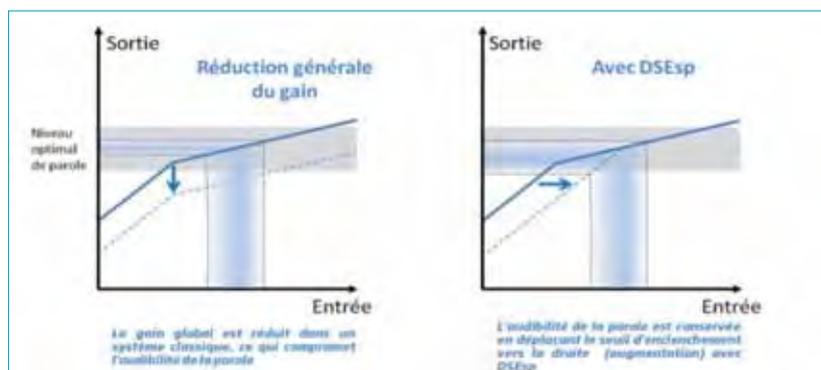


Figure 2 : Fonction Entrée/Sortie illustrant la gestion du Larsen avec un système sans DSEsp (gauche) et avec DSEsp (droite)



Références

1. Flynn M, Schmidtke T. Four Fitting Issues for Severe or Profound Hearing Impairment. Hearing Review, November 2002.
2. Ching TYC, Dillon H, Byrne D. Speech recognition of hearing-impaired listeners: Predictions from audibility and the limited role of high-frequency amplification. J Acoust Soc Am 1998; 103:1128-1140.
3. Gulick L, Gescheider G, Frisina R. Hearing: physiological acoustics, neural coding, and psychoacoustics. New York: Oxford University Press, 1989: 161-187.
4. Faulkner A, Ball V, Rosen S, et al. Speech pattern hearing aids for the profoundly hearing impaired: Speech perception and auditory abilities. J Acoust Soc Am 1992; 91:2136-2155.
5. Humes L. Spectral and temporal resolution by the hearing impaired. In Studebaker GA, Bess F, eds., The Vanderbilt Hearing Aid Report. Monographs in Contemporary Audiology. Upper Darby, PA: 1982: 16-31.
6. Rosen S, Faulkner A, Smith D. The psychoacoustics of profound hearing impairment. Acta Oto-Laryngol 1990; Suppl. 469:16-22.
7. Dubno J, Dirks D. Associations among frequency and temporal resolution and consonant recognition for hearing-impaired listeners. Acta Oto-Laryngol 1990; Suppl. 469:23-29.
8. Kuk F, Ludvigsen C. Hearing Aid Design and Fitting Solutions for Persons with Severe to Profound Losses, Hearing Journal: August 2000.
9. Boothroyd, A. (1993). Profound Deafness. In Cochlear Implants, R. Tyler (Ed.) pp. 1-34. San Diego, CA: Singular Publishing.
10. Souza P. Severe Hearing Loss – Recommendations for Fitting Amplification. Audiology Online, January 19 2009.
11. Sockalingam S, Simonsen, C. Speech Guard: A New Compression Strategy. Oticon Clinical Update, May 2010.
12. Simonsen C, Behrens, T. A new compression strategy based on a guided level estimator. Hearing Review, December 2009.
13. Sockalingam S, Holmberg M. Evidence of the Effectiveness of a Spatial Noise Management System. Hearing Review: August 2010.
14. Lundh P, (2001). Auditory modeling applied in hearing aid fitting. In Martin D. Vestergaard (Ed.), Collection volume. Papers from the first seminar on auditory models, Jørsted*DTU, Acoustic Technology, Technical University of Denmark, 2001, ISSN-1395-5985, pp. 143-158.
15. Supero 413 AZ. Outstanding directional benefit. March 2004, Phonak Field Study News.

PROTEC Audio

un label de **MARK ASSUR**

à partir de **55€** par appareil pour **4 ANS**

PERTE VOL CASSE PANNE
sans vétusté ni franchise

Leader sur le marché de l'assurance des appareils auditifs (Perte, Vol, Casse et Panne) avec plus de 150 000 appareils garantis en 2011.

Audioprothésistes adhérents d'un réseau ou indépendants. Branchés...

Vous êtes les bienvenus pour découvrir

NOS SERVICES :

- Assurance Perte, Vol, Casse sur mesure ou standard.
- Extension de garantie fabricant (panne).
- Remboursement en cas de décès.
- Financement de l'appareillage du patient, avec ou sans frais...

NOS PLUS VALUES :

- Approche Marketing de l'assurance (Marque blanche ou labellisée).
- Accueil téléphonique personnalisé.
- Accompagnement et formation dans vos laboratoires.
- Expérience reconnue (plus de 10 ans).

ils nous font confiance :

10174 France 20080 10 avenue d'Espérance de 33000 St-Jean
09 980 985 047 - contact@protecaudio.fr

Road Show Phonak

Du 15 au 25 octobre 2012

Votre opinion nous a aidés à imaginer l'avenir

Nous vous invitons à un voyage unique dans le paysage sonore de Phonak – un paysage riche de nouvelles fonctions passionnantes que nous vous offrirons prochainement, à vous et à vos clients. Nous sommes impatients de vous les présenter.



Programme

Rendez-vous à 20h dans votre région.

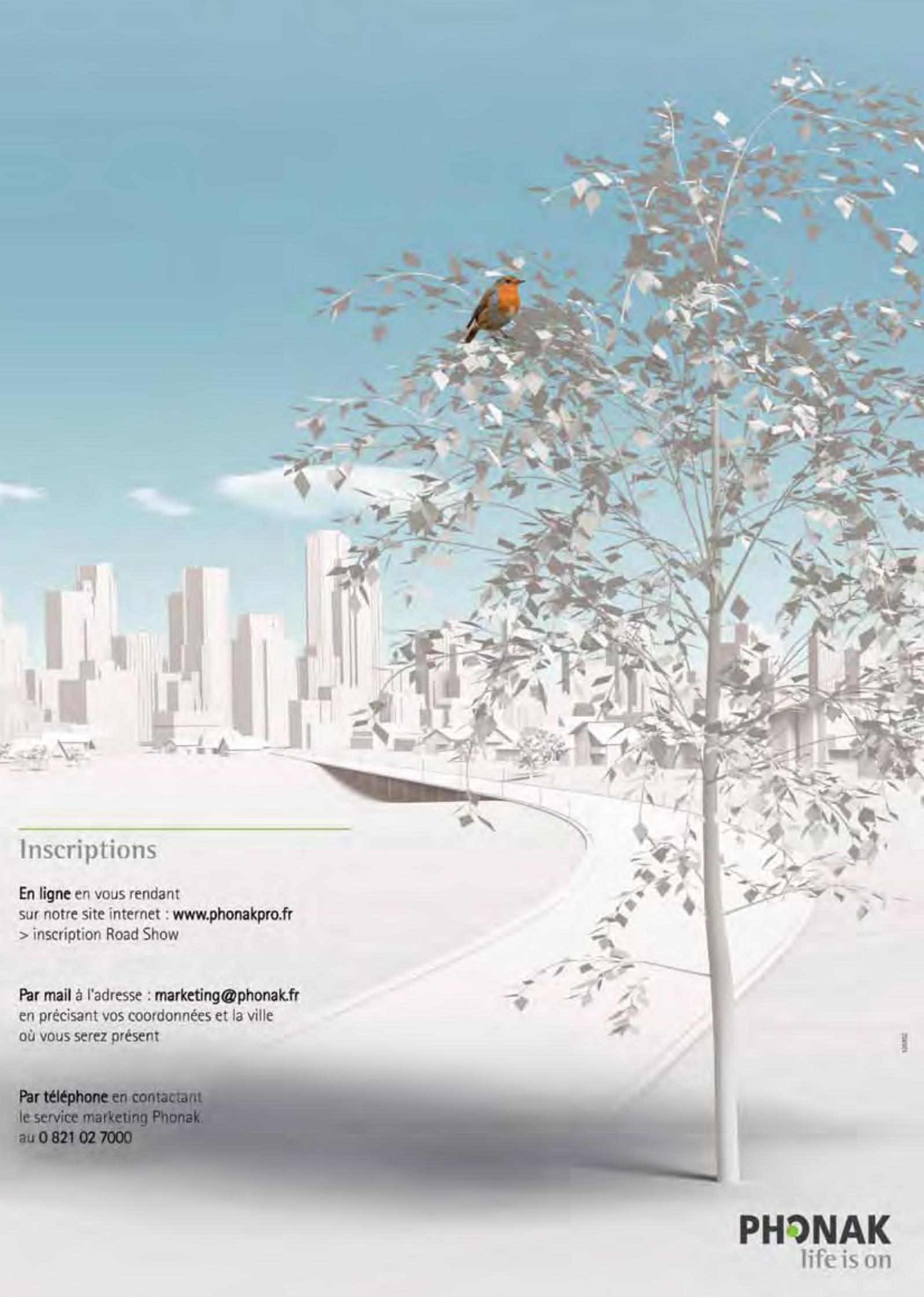
A 20h15, découvrez la **présentation des nouveautés** Phonak.

Retrouvons-nous ensuite pour un **cocktail d'înatoire** pendant lequel se dérouleront **des ateliers pratiques** sur différentes thématiques.

Inscrivez-vous dès aujourd'hui.

Villes et dates

Nantes	lundi 15 octobre
Lyon	mardi 16 octobre
Laval	mardi 16 octobre
Aix-en-Provence	mercredi 17 octobre
Rouen	mercredi 17 octobre
Lille	jeudi 18 octobre
Montpellier	jeudi 18 octobre
Paris	lundi 22 octobre
Bordeaux	lundi 22 octobre
Toulouse	mardi 23 octobre
Strasbourg	jeudi 25 octobre



Inscriptions

En ligne en vous rendant
sur notre site internet : www.phonakpro.fr
> inscription Road Show

Par mail à l'adresse : marketing@phonak.fr
en précisant vos coordonnées et la ville
où vous serez présent

Par téléphone en contactant
le service marketing Phonak
au 0 821 02 7000



Phonak

FlexVolume, FlexControl

Individualisation des performances automatiques

Introduction

Le réglage du gain d'une aide auditive par son utilisateur est la possibilité la plus ancienne et la plus connue pour adapter l'appareil à ses besoins individuels dans chaque situation auditive (Cox et Alexander, 1991). L'amplification des premières aides auditives était ajustée à l'aide d'un potentiomètre analogique rotatif. Il a été remplacé plus tard par des organes de commande programmables. De nouvelles solutions se sont développées au cours du temps pour permettre à l'utilisateur d'avoir une influence interactive sur le gain de son appareil. La synchronisation binaurale des réglages faits par l'utilisateur et les algorithmes autodidactes, entre autres, font partie de ces systèmes. Toutes les solutions avaient cependant un point commun: le réglage du gain était global et ne tenait pas compte des besoins de l'utilisateur qui pouvaient évoluer. Les nouvelles aides auditives de la Génération Spice+ de Phonak proposent FlexVolume et FlexControl. FlexVolume permet d'avoir un contrôle de gain adapté sur les différentes fréquences. Avec FlexControl, Phonak a développé une toute nouvelle méthode composite qui applique non seulement un réglage de volume sélectif en fréquence, ajusté selon l'importance de la perte auditive, mais incorpore aussi d'autres fonctions d'épuration du son pour optimiser l'audition.

Que cherchons-nous en augmentant ou diminuant le volume ?

Quand un utilisateur augmente ou diminue le volume sonore de ses aides auditives, veut-il vraiment avoir un appareil plus ou moins fort? Probablement pas! Les systèmes automatiques actuellement disponibles dans les aides auditives numériques modernes leur permettent de fonctionner avec le volume sonore requis dans chaque situation. Quand un utilisateur ajuste lui-même ses appareils, il essaie généralement d'entendre plus

clairement en augmentant le volume ou d'avoir moins de gêne en le diminuant. Un malentendant a ses propres préférences quant aux sons et au volume sonore et ces préférences peuvent varier significativement d'un sujet à l'autre. C'est là que les compétences uniques de l'audioprothésiste sont particulièrement précieuses pour ajuster l'appareil afin de répondre aux besoins et aux préférences spécifiques de l'utilisateur. Un utilisateur doit cependant pouvoir ajuster lui-même son aide auditive car il n'est simplement pas possible dans une cabine d'appareillage de la régler de telle sorte qu'elle fonctionne de façon optimale en toutes circonstances. On n'atteint généralement pas une audition optimale dans une situation spécifique en changeant seulement le volume sonore, mais en ajustant les réglages du programme adapté à cette situation. C'est pourquoi il est nécessaire d'avoir un nouvel outil fonctionnant en coulisses, dont l'algorithme permet à l'utilisateur d'ajuster d'une façon plus spécifique ses préférences auditives à chaque situation d'écoute. Deux systèmes de personnalisation du contrôle de volume sont disponibles sur la plateforme Spice+.

Du réglage de gain classique à FlexVolume

La première étape de personnalisation des ajustements utilisateurs est de pouvoir intégrer un système de réglage du volume adapté à la configuration individuelle de la perte auditive du patient. C'est la fonction FlexVolume (**Figure 1**).

Les niveaux de modification de gain canal par canal sont déterminés par la perte auditive ainsi que le couplage acoustique du patient.

FlexVolume modifie la gestion du gain afin que les canaux importants pour la compréhension du patient soient plus augmentés que les autres et que ceux qui gênent le patient dans le bruit soient diminués pour le confort.

FlexControl : les bases sont posées par la nouvelle puce numérique SPICE+

Phonak est la première société à développer un algorithme qui répond aux critères d'ajustements de volume par l'utilisateur de façon plus spécifique à ses préférences auditives, en exploitant les possibilités de la plateforme Spice+.

L'objectif du processus de développement était de concevoir une fonction de contrôle qui puisse être utilisée par l'utilisateur de l'aide auditive et qui puisse aussi :

- Permettre à l'utilisateur d'ajuster son aide auditive, selon ses préférences uniques, dans chaque situation.
- Permettre au système auditif de retenir ces ajustements, afin de pouvoir mieux prédire les souhaits de l'utilisateur et lui faciliter l'utilisation de ses appareils à l'avenir.
- Améliorer l'efficacité et la qualité du processus prothétique en enregistrant les données provenant de ce contrôle.

En termes techniques, FlexControl comprend deux fonctions de base. La première est un contrôle de volume intelligent qui prend en compte la configuration de la perte auditive, la courbe de réponse et les gains souhaités, c'est FlexVolume. La seconde intègre le contrôle des fonctions SoundCleaning de la plateforme Spice+, y compris l'antibruit du vent, l'antibruit et l'anti-réverbération. Alors que

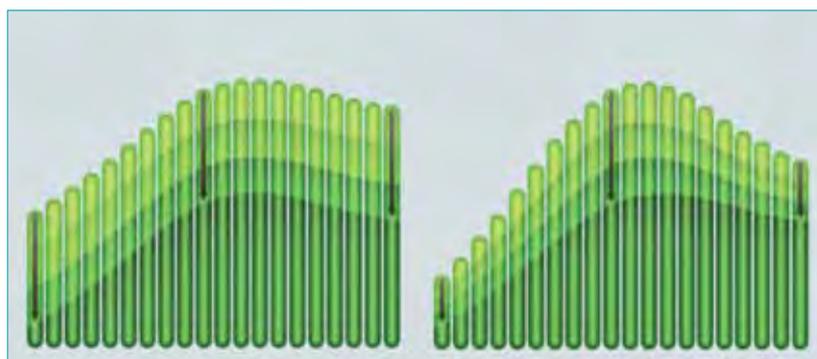


Figure 1 : Comparaison du contrôle de volume standard (à gauche) avec FlexVolume (à droite) sur la bande passante d'une aide auditive.



le contrôle de volume intelligent agit aussi en fonction de la configuration de la perte auditive, les fonctions SoundCleaning en sont indépendantes. Leurs niveaux d'efficacité sont par contre déterminés par l'environnement d'écoute. FlexControl a une fonction autodidactique intégrée qui assure que les ajustements faits par l'utilisateur pourront être reconnus quand une situation d'écoute similaire se représentera. Le système global s'ajustera alors de lui-même graduellement, discrètement et automatiquement vers un nouveau réglage optimisé. Ces avantages ne peuvent être obtenus que si l'utilisateur se sert activement de FlexControl. C'est-à-dire qu'il doit ajuster ses aides auditives pendant la période initiale pour optimiser son audibilité et son intelligibilité. La fonction autodidactique assure alors que les préférences auditives dans des situations comparables serviront de base à des prédictions fiables des réglages de l'appareil dans de futurs environnements. De cette façon, les réglages sont optimisés dans le temps et les retouches de réglages en cours d'utilisation seront de moins en moins nécessaires. Il faut préciser que l'utilisation de FlexControl n'impose pas nécessairement d'appareiller les deux oreilles: FlexControl fonctionne aussi dans les appareillages monoraux.

Comment fonctionne FlexControl en pratique?

Dans le programme automatique SoundFlow, FlexControl analyse continuellement l'environnement acoustique actuel. Il reconnaît les préférences de l'utilisateur d'après les ajustements qu'il fait et adapte les paramètres de l'aide auditive selon ses désirs. Le système fonctionne globalement de telle sorte que si l'utili-

sateur choisit «+» avec le commutateur de volume de son aide auditive ou avec sa télécommande, le système fait tous les ajustements requis pour optimiser la clarté sonore. S'il choisit "-", le système rend l'audition plus confortable.

Ceci est illustré par un exemple (Figure 2) : l'environnement d'écoute est «Parole dans le bruit». L'aide auditive a détecté cette situation et les différentes fonctions ont été ajustées en conséquence. En modifiant le réglage vers «+», l'effet directif est augmenté, l'antibruit est intensifié et l'antibruit du vent est fortement augmenté, de même que l'anti réverbération. FlexControl est un système auto-adaptatif. Il est toujours actif et fonctionne en permanence. C'est ainsi que, quand le même environnement d'écoute se présente à nouveau, le mode autodidactique de FlexControl le reconnaît et se réajuste de lui-même. En se retrouvant dans la même situation, l'utilisateur n'aura éventuellement plus de réglage manuel à faire. Il devient ainsi un acteur de l'adaptation fine de ses propres aides auditives.

Conclusion

Un contrôle de volume standard ne peut à l'évidence pas toujours répondre aux différents besoins d'écoute d'un utilisateur donné. Les malentendants ne souhaitent pas forcément que leur volume sonore soit simplement plus ou moins fort. Ils peuvent vouloir plus de clarté et d'intelligibilité vocale, ou éventuellement améliorer leur confort dans le bruit.

FlexVolume permet d'accéder à un premier palier de personnalisation en adaptant la modification de volume à la perte auditive du patient sur la bande passante des aides auditives.

FlexControl est un système placé sous le contrôle intuitif de l'utilisateur; son rôle est de maximiser son bénéfice prothétique et son confort auditif dans chaque environnement d'écoute. Ce n'est pas seulement un outil qui permet aux malentendants de trouver la meilleure réponse à leurs besoins dans tous les environnements auditifs. C'est aussi un outil qui assiste l'audioprothésiste en rendant le processus d'appareillage plus efficace, plus précis et substantiellement meilleur.

Plus d'informations sur www.phonakpro.fr rubrique eLearning :

-Phonak Insight, 2010, FlexControl, individualisation des performances automatiques

-Phonak Field Study News, 2011, FlexControl, Ajustement du volume sonore en fonction de la fréquence.

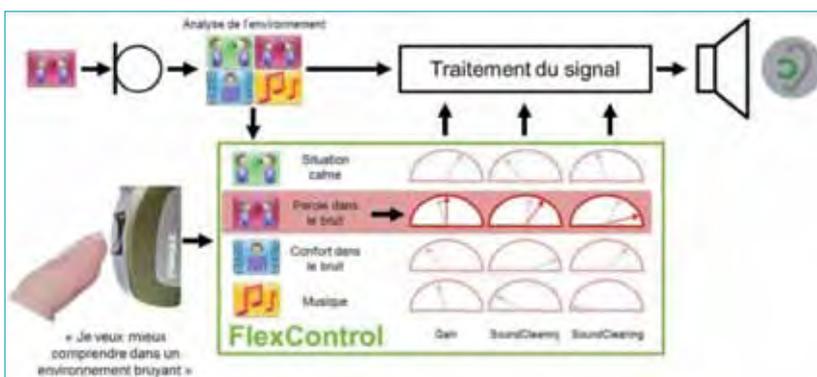
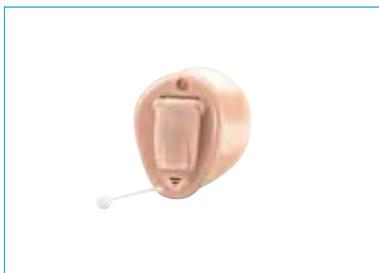


Figure 2 : Illustration de la façon dont FlexControl agit, avec une seule commande, sur le gain et les fonctions SoundCleaning.

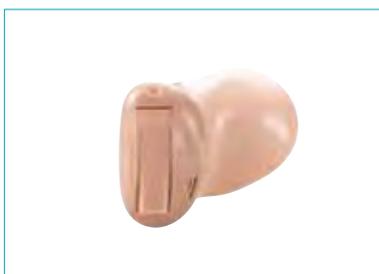


— Siemens

Les intra-auriculaires Motion™ de Siemens désormais équipés de la technologie XCEL



CIC Motion™ XCEL



CT Motion™ XCEL



ITE Motion™ XCEL

Après le lancement, en avril dernier, de la technologie XCEL pour les contours d'oreilles, Siemens propose cette technologie exclusive pour les intra-auriculaires. Alliance de confort et performance, ils répondent aux attentes de nombreux patients.

Efficacité et discrétion

Les nouveaux intra-auriculaires Motion XCEL sont disponibles en différentes tailles (CIC, CT et ITE) et 4 niveaux de performance (701 : 16 canaux / 501 : 12 canaux / 301 : 8 canaux / 101 : 6 canaux) pour assurer la correction des pertes auditives légères à sévères.

Ils sont équipés de programmes établis en fonction des environnements sonores rencontrés par le patient et qui s'ajustent automatiquement en fonction des situations. Ainsi, même en environnement sonore complexe, aucun ajustement manuel de programme ou de volume n'est nécessaire, ce qui assure un confort d'écoute permanent.

Grâce à leur petite taille et à leur conception ergonomique, ils se placent confortablement dans le conduit auditif pour devenir très discrets. Cette discrétion est également assurée par le large choix de coloris proposés par Siemens : les intra-auriculaires Motion XCEL se déclinent ainsi en 5 couleurs, du beige au brun, pour s'adapter parfaitement à toutes les teintes de peau et de cheveux.

Les intra-auriculaires Motion de Siemens sont équipés d'XCEL, la nouvelle génération BestSound™ Technology

Après Eclipse, le pérytympanique de Siemens, ce sont maintenant les intra-auriculaires Motion qui sont équipés de la technologie XCEL. Cette avancée apporte au patient – et à chaque étape de sa rééducation auditive – le meilleur compromis possible entre intelligibilité de la parole et confort d'écoute.



XCEL

Avec XCEL, la nouvelle génération Best-Sound Technology, Siemens a complètement revu et amélioré l'adaptation du signal à la perte auditive. Pour atteindre ce but, Siemens a développé 3 nouvelles caractéristiques innovantes :

- **XCEL-Amp**, un nouveau mode de compression qui allie qualité sonore et audibilité : deux seuils d'enclenchement AGC-I, constantes de temps longues type CVA (Contrôle de Volume Automatique) et couplage asymétrique des canaux de compression.
- **XCEL-Fit**, la nouvelle formule de pré-églage assure un équilibre précis entre confort d'écoute et intelligibilité sur un modèle psycho-acoustique combinant audibilité effective et qualité sonore pour obtenir la meilleure acceptation spontanée.
- **XCEL-View**, une nouvelle interface utilisateur qui affiche simultanément les courbes de l'appareil, les seuils du patient et la courbe d'audibilité effective de façon à personnaliser au mieux les réglages.

Intras Motion XCEL, l'Xcellence Sonore

Haute précision grâce à iScan™



iScan

iScan 5.0 de Siemens combine un haut niveau de technologie et une fiabilité de mesure extraordinaire pour offrir à vos patients des aides auditives parfaitement adaptées à leur conduit auditif.

iScan 5.0 utilise la technologie 3D avec triangulation par code couleur. L'empreinte est fixée sur le plateau rotatif, où une lumière chromatique scanne l'empreinte par points lumineux, sous ses différents angles. Pendant que la caméra capture l'objet, le logiciel iScan 5.0 traduit les



données en appareil virtuel avec une définition digitale d'une précision au micron près. Les fichiers numérisés sont ensuite envoyés au centre de production Siemens (ou au fournisseur d'embouts). Pas de risque de déformation, pas de perte de temps.

Ainsi, combiné au système de commande en ligne, le traitement des commandes est simple, efficace et extrêmement souple.

iScan, idéal pour une adaptation parfaite !

Connectivité sans fil

Pour améliorer le quotidien des patients dans l'utilisation de leurs aides auditives, les intras Motion XCEL se connectent aux nombreux accessoires proposés par Siemens :

- Télécommandes designs et puissantes, Tek™ et miniTek™ relient téléphone portable ou fixe, lecteur MP3 ou télévision en temps réel directement aux aides auditives grâce à la technologie Bluetooth®. Avec Tek et miniTek, la haute technologie est source de confort et de simplicité.

Lors du dernier Consumer Electronics Show, le plus important salon grand public consacré à l'innovation technologique en électronique, miniTek a été récompensée par deux awards : la médaille "Next" en tant que produit le plus innovant utilisant la technologie Bluetooth® et la médaille "Fan Favorite" pour le produit préféré du groupe de fans de la technologie Bluetooth®.



Tek et miniTek

- La télécommande ePen™, en forme de stylo discret, permet d'allumer ou d'éteindre les aides auditives, changer le programme et régler le volume en toute discrétion.

ePen a été élue meilleur design 2010.

- La télécommande ProPocket™, avec ses larges boutons, permet de contrôler aisément du bout des doigts les principales fonctions des intras Motion XCEL.



ePen et ProPocket

Caractéristiques des intras Motion XCEL, de multiples possibilités

FeedbackStopper™
SpeechFocus™ (série 701 équipés de deux micros)
SoundLearning™ (séries 701 et 501 / 301 avec contrôle de volume)
SoundBrilliance™ (séries 701 et 501)
SoundSmoothing™, réducteur de bruits impulsionnels (séries 701, 501 et 301)
Traitement de la Parole et du Bruit
eWindScreen™, réducteur de bruit de vent
L'AGC-0 à 16 canaux avec 4 curseurs de réglages (série 701) (501 : 12/12, 301 : 8/8 et 101 : 6/6)

Puissance des intras Motion XCEL

			
	CIC Motion 701/501/301/101 XCEL	CT Motion 701/501/301/101 XCEL	IT Motion 701/501/301/101 XCEL
Niveau de sortie (dB)	113	113/118	118/123
Gain (dB)	47	40/45/50	50/55/60



— Starkey

Améliorer le réglage des aides auditives : présentation de SoundPoint

J. Andrew Dundas, Ph.D. & Susie Valentine, Ph.D.

Réglage des aides auditives à l'ère du numérique

Traditionnellement, l'optimisation de la qualité sonore des aides auditives passe par un entretien avec le patient et l'ajustement des réglages de l'appareil. Ce processus aboutit certes à un résultat mais au prix d'un manque d'efficacité certain, car il faut parfois plusieurs visites pour parvenir à des réglages subjectivement acceptables.

Dans certains cas, le patient décide de se faire rembourser ses appareils sans attendre d'avoir obtenu une qualité sonore optimale.

Ce document présente SoundPoint, une nouvelle méthode de réglage assisté par le patient qui complète le processus de réglage traditionnel et transfère une partie du contrôle de la qualité sonore au patient. Alternative élégante à la méthode « entretien/réglage », ce système lui permet de se déplacer dans l'univers sensoriel des différentes possibilités de réglage de ses aides auditives.

Sur un clavier ou à l'aide d'une souris, il règle son appareil de manière intuitive, fluide et transparente et atteint la qualité sonore subjective qu'il préfère sans se soucier de la complexité acoustique de ses propres perceptions auditives.

Les méthodes basées sur les données audiométriques peuvent prescrire des gains très différents des réglages favoris des patients (Jiejon et al., 1990) probablement parce que les algorithmes ne

sont pas à même d'intégrer la variabilité individuelle en termes d'augmentation de la sonie, de niveau d'écoute le plus confortable (MCL) ou de niveau de confort supérieur (UCL) car ils calculent l'objectif de prescription à partir de la moyenne des données de test fournies par un vaste échantillon d'auditeurs (KieSSLing, 2001). Ainsi, Keidser et Dillon (2006) ont découvert que le niveau de confort d'écoute d'une personne peut s'écarter jusqu'à 18 dB des cibles prescrites par NAL-NL1.

La littérature médicale générale suggère que les résultats thérapeutiques sont meilleurs quand les patients participent au processus de prise de décision.

Cette observation se retrouve dans la littérature sur les aides auditives et nous rappelle que l'appareillage a de meilleures chances de succès quand les réglages sont conformes aux préférences individuelles des patients (Dillon et al., 2006). Ces résultats confirment l'avantage potentiel de la personnalisation du réglage des aides auditives afin d'arriver à une qualité sonore acceptable après la vérification de l'audibilité adéquate des entrées vocales. En bref, l'optimisation de la qualité sonore tenant compte des préférences individuelles fait la différence entre équiper une perte auditive et adapter une personne.

SoundPoint - Origines

SoundPoint est un outil informatique de traitement des signaux développé par des chercheurs des Laboratoires Starkey. Conçue comme un moyen rapide et simple d'ajustement d'algorithmes complexes de traitement des signaux, cette interface de réglage des aides auditives assisté par l'auditeur permet à celui-ci de combiner 64 paramètres en temps réel et quasiment

infini et de définir ses réglages préférés. La **figure 1** représente une patiente en train d'utiliser SoundPoint avec son iPad.

Les réglages effectués avec SoundPoint dépassant la simple régulation du gain, son interface doit être plus qu'un simple égaliseur graphique. C'est pourquoi le développement initial du système a cherché à organiser l'espace de contrôle de manière à autoriser des changements fluides et intuitifs de la qualité sonore. Il est rapidement apparu que, pour faciliter l'utilisation de l'interface aux auditeurs, il fallait que l'espace de contrôle possède une cohérence sensorielle. Le respect de cette exigence nécessitait deux composantes majeures.

Tout d'abord, un mouvement dans une direction donnée devait entraîner un changement cohérent d'une qualité sonore donnée. Ensuite, un déplacement de petite amplitude dans l'espace de contrôle devait légèrement modifier le son des aides auditives et un déplacement de grande amplitude devait donner un changement d'ordre de grandeur sensoriel supérieur.

Résultat : quand les patients se déplacent dans l'espace de contrôle, divers ajustements sont fusionnés et appliqués aux aides auditives. L'organisation de l'interface leur permet de se déplacer vers des réglages favoris similaires sur le plan sensoriel d'essai en essai, ce qui permet d'atteindre avec fiabilité la qualité sonore désirée dans l'environnement SoundPoint. Des essais avec comparaison des moyennes appariées ont révélé que les utilisateurs préfèrent les réglages de leurs aides auditives obtenus avec cet agencement organisationnel optimisé plutôt qu'avec les agencements par tri aléatoire et les agencements autogénérés.



Figure 1 : Une patiente définit les réglages de ses aides auditives avec l'interface à distance de SoundPoint sur iPad.



Figure 2 : Écran de mode d'emploi de SoundPoint. Les patients sont invités à : a) se déplacer dans l'espace de contrôle, b) baliser les zones prometteuses, c) comparer ces zones, d) définir leurs zones favorites.



Figure 3 : Exemple de déplacement dans SoundPoint. Les réglages intéressants sont signalés par des épingles de couleur. Lors de la comparaison directe de réglages favoris, le favori actif est mis en évidence par des anneaux qui tournent autour de l'épingle. Le favori retenu se transforme en étoile dorée.



Ces phases initiales du développement ont démontré la faisabilité de SoundPoint comme outil de réglage assisté par l'utilisateur et fourni des informations de mise en oeuvre importantes concernant l'interaction entre l'agencement organisationnel de l'espace de contrôle et la navigation effectuée par l'utilisateur. Pour une présentation approfondie du processus de développement de SoundPoint, voir Valentine, Dundas et Fitz (sous presse).

Le résultat de ces travaux de recherche est de rendre apparemment simple et très intuitive la relation hautement complexe entre le système SoundPoint et les aides auditives. Pour manipuler les paramètres, l'auditeur déplace le pointeur de la souris à l'écran. La relation entre la position du pointeur et les diverses modifications apportées aux paramètres étant recalculée en permanence en temps réel, les différentes qualités sonores se mêlent avec fluidité et le passage de l'une à l'autre est transparent.

L'auditeur ne perçoit qu'un changement fluide des différents aspects de la qualité sonore tels que sonie, netteté, richesse, ampleur et intelligibilité de la parole pendant l'exploration de l'environnement SoundPoint.

Validation de SoundPoint comme outil de réglage des préférences en matière de qualité sonore

SoundPoint a été validé à l'aide de tests en laboratoire et sur le terrain. Ces études ont eu pour but de fournir des données sur 1) l'avantage objectif, 2) l'avantage subjectif et la qualité sonore, 3) les préférences entre les réglages effectués avec SoundPoint, les réglages traditionnels effectués par un professionnel et les méthodes prescriptives basées sur des audiogrammes.

Le développement de SoundPoint visait trois objectifs importants. Le premier consistait à préserver une audibilité cliniquement acceptable tout en atteignant le deuxième : mettre à la disposition des patients une large fourchette de différences sensorielles dans l'environnement de réglage SoundPoint. Enfin, le système devait fournir une expérience intuitive satisfaisante, dont le but et le processus seraient immédiatement apparents et réalisables pour tous les utilisateurs.

Pour atteindre le premier objectif, la fourchette et le type des réglages ont été incorporés au système.

Le deuxième objectif correspond à l'un des concepts les plus importants de SoundPoint. Au lieu de se comporter en égaliseur graphique, le système figure les changements audibles sur un continuum sensoriel.

Autrement dit, comme plusieurs combinaisons différentes de paramètres de gain et de compression permettent d'arriver à la même expérience sensorielle, les réglages qui produisent des qualités sonores similaires sont proches les uns des autres dans une zone donnée de l'environnement SoundPoint, tandis que ceux qui produisent des expériences sensorielles très différentes sont relativement espacés. Tout cela se traduit pour l'utilisateur par une expérience intuitive où les changements de qualité sonore se produisent de façon logique et transparente.

Le troisième but a été atteint grâce à une conception bien pensée du système SoundPoint, à son perfectionnement et à sa validation clinique.

Utilisation clinique de SoundPoint

Le processus de réglage SoundPoint comporte 4 étapes décrites ci-dessous.

1. Étalonnage : quand le clinicien lance le processus SoundPoint, l'écran d'étalonnage apparaît avec un message lui demandant de placer le patient face au haut-parleur droit et de commencer l'étalonnage.

Le haut-parleur droit émet un stimulus d'étalonnage vocal dans la pièce dont le niveau est mesuré au niveau des oreilles du patient à l'aide du micro des aides auditives et réglé par le clinicien à 60 dBA (**Figure 2**).

2. Calcul de l'espace de contrôle : l'environnement SoundPoint s'ouvre et calcule les paramètres d'espace de contrôle requis en quinze secondes (**Figure 3**).



Figure 4 : Processus d'étalonnage avec le logiciel SoundPoint

3. Mode d'emploi : l'écran de démarrage de SoundPoint est suivi d'un écran indiquant le mode d'emploi du système au patient (**Figure 4**).

4. Déplacement : tout en écoutant un enregistrement de paroles dans le bruit construit à partir du Connected Speech Test (test de discours suivi) (Cox, Alexander et Gilmore, 1987), le patient se déplace dans l'écran de SoundPoint avec le pointeur d'une souris ou un doigt (interface sur iPad).

Quand le pointeur se déplace, le patient constate des changements de sonie globale, de répartition en fréquence et de compression. Il peut baliser par des épingles à l'écran les réglages qui lui conviennent et passer instantanément d'un favori à l'autre pour les comparer rapidement et facilement aux différentes qualités sonores obtenues (**Figure 5**).

Les réglages favoris (étoiles dorées) sont immédiatement enregistrés dans les aides auditives et dans la base de données du patient par le logiciel Inspire. SoundPoint est compatible avec tous les algorithmes prescriptifs pris en charge par Inspire™. Alternativement, le patient peut affiner les réglages existants de ses aides auditives afin d'optimiser la qualité sonore. Le système est actuellement proposé avec les gammes S Series iQ et Wi Series.

SoundPoint présente d'autres avantages que le gain de temps et la satisfaction du patient. Il peut aider le professionnel à comprendre des remarques imprécises en révélant les préférences du patient. L'audioprothésiste peut suivre les paramètres modifiés en temps réel, identifier les préférences du patient et le rassurer.

Validation expérimentale

Vingt-neuf malentendants adultes ont participé à un essai clinique exhaustif, dont les résultats détaillés sont présentés par Valentine, Dundas et Fitz (sous



Figure 5 : Écran animé d'initialisation de SoundPoint



presse). Le réglage de leurs appareils a été effectué en deux temps : avec SoundPoint lors d'une première visite et par un audioprothésiste expérimenté à l'occasion d'une deuxième consultation.

L'ordre de réglage a été randomisé, contrebalancé et suivi d'un essai sur le terrain de deux semaines pour chaque méthode. Après chaque réglage, des mesures ont été effectuées avec un microphone sonde pour évaluer l'audibilité des entrées vocales et un indice d'intelligibilité vocale (Speech Intelligibility Index, SII, American National Standards Institute [ANSI], 1997) a été calculé à l'aide du microphone sonde et de données audiométriques.

Les participants ont répondu à des questionnaires visant à évaluer les avantages perçus, leur satisfaction et leur degré de confiance dans le processus de réglage. Les auteurs ont découvert dans leur étude qu'une majorité significative de participants appréciait les réglages avec SoundPoint en termes de qualité sonore et d'intelligibilité vocale perçue.

Les participants ont indiqué que le système était facile à utiliser, intuitif et utile pour arriver à des réglages acceptables.

Concernant les données d'audibilité, il est apparu que la performance de reconnaissance vocale prédite par SII ne différait pas de manière significative en fonction des modes de réglage. Ces

résultats suggèrent que les trois objectifs premiers de SoundPoint ont été atteints, puisqu'il a été possible de régler la qualité sonore dans de fortes proportions sans perte d'audibilité. Les participants se sont déplacés dans le système avec aisance et ont préféré ses résultats à ceux obtenus par les méthodes traditionnelles.

Les essais expérimentaux et cliniques menés avec SoundPoint en valident l'application au réglage des aides auditives. Les résultats de ces études démontrent les avantages des aides auditives assistées par les patients.

Les professionnels proposant le réglage des appareils avec SoundPoint peuvent donc s'attendre à ce que les patients indiquent un plus grand avantage perçu et soient encore plus satisfaits des réglages de leurs aides auditives qu'avec les méthodes traditionnelles.

Exercer une influence positive sur l'avantage perçu et la satisfaction des porteurs d'aides auditives posait un véritable défi aux cliniciens depuis de nombreuses années. Même des avantages mesurables en termes de performance n'entraînaient souvent qu'une amélioration minimale de l'avantage perçu.

La littérature médicale rapporte que la participation accrue des patients aux décisions thérapeutiques les concernant augmente leur satisfaction à l'égard du traitement. Les nouvelles études consa-

crées à SoundPoint confortent ces observations. SoundPoint rapproche le patient et l'audio-prothésiste, facilite la communication et donne de meilleurs résultats subjectifs du réglage.

Références

- American National Standards Institute. (1997). *Methods for the calculation of the speech intelligibility index (ANSI S2.5-1997)*. New York: Author.
- Cox, R.M., Alexander, G.C. (1987): Development of the connected speech test (CST). *Ear Hear.* 8(Supplement), 119S-126S.
- Dillon, H., Zakis, J.A., McDermott, H., Keidser, G., Dreschler, W., & Convery, E. (2006). The trainable hearing aid: what will it do for clients and clinicians? *The Hearing Journal*, 59(4), 30-36.
- Kiessling, J. (2001). Hearing aid fitting procedures – state-of-the-art and current issues. *Scandinavian Audiology*, 30(1), 57-59.
- Liejon, A., Eriksson-Mangold, M., & Bech-Karlsen, A. (1984). Preferred hearing aid gain and bass-cut in relation to prescriptive fitting. *Scandinavian Audiology*, 13, 157-161.
- Sherbecoe, R.L., Studebaker, G.A. (2002). Audibility-index functions for the connected speech test. *Ear Hear.* 23, 385-398.
- Valentine, S., Dundas, D., and Fitz, K. (in press). SoundPoint: A patient centered fitting experience. *Hearing Review*.

Les Cahiers de l'Audition

La Revue du Collège National d'Audioprothèse



Déposez vos petites annonces

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

La mise en ligne est offerte sur www.lescahiersdelaudition.fr

pour toute parution au sein de la revue

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



Widex

Les accessoires d'aide à l'écoute de WIDEX

Les appareils auxiliaires d'aide à l'écoute DEX™ ouvrent un tout nouveau monde de sons aux personnes appareillées.

Ils leur permettent de contrôler facilement et simplement tous les accessoires avec lesquels les aides auditives communiquent facilement, immédiatement et sans interférence. Les appareils DEX possèdent notre technologie unique sans fil, WidexLink.

WidexLink permet une communication immédiate entre les aides auditives, une connexion directe aux appareils audio externes, et une coordination et une synchronisation des données entre les deux aides auditives. WidexLink est conçu spécifiquement pour les exigences des aides auditives et des appareils DEX. Elle utilise moins d'énergie, est extrêmement rapide, sans délai ou interruption du son.



WidexLink permet une communication immédiate entre les aides auditives, une connexion directe aux appareils audio externes, et une coordination et une synchronisation des données entre les deux aides auditives.

FM+DEX

POUR UNE TRANSMISSION
TOUT EN SOUPLESE



Un appareil de transmission de haute qualité, petit et discret, conçu spécialement pour les aides auditives sans fil. Dispose de trois fonctions : FM, télébobine et entrée audio, ce qui offre une grande souplesse à l'utilisateur. Fonctionnement simple grâce à un bouton-poussoir.

FONCTIONNALITÉS

Un appareil flexible pour transmission FM
Petit et simple à utiliser
Portée de l'antenne jusqu'à 30 m
Autonomie de la pile de 10 heures

RC-DEX

VOTRE RADIOCOMMANDE



*Egalement disponible en noir

Une radiocommande élégante, compacte

et facile à utiliser, qui offre aux utilisateurs un meilleur contrôle de certaines fonctionnalités de l'aide auditive. Permet d'ajuster le volume et de passer rapidement et discrètement d'un programme à un autre. Suffisamment petite pour être attachée à un anneau de porte-clés.

FONCTIONNALITÉS

Changement de programme
Contrôle du volume
Fixation pour porte-clés
Durée de vie de la pile d'environ 12 mois

TV-DEX

POUR L'ÉCOUTE DE LA TÉLÉVISION



Un appareil ergonomique, sans fil et facile à utiliser, conçu pour apprécier le son en stéréo provenant d'une télévision ou d'une chaîne Hi-Fi. Jusqu'à 10 heures d'autonomie en continu.

FONCTIONNALITÉS

Signal audio de qualité Hi-Fi
Retard imperceptible "EchoFree™"
Entrées provenant de la télévision et des systèmes Hi-Fi
Bouton coupure des microphones
Autonomie de 10 heures sans interruption
Rechargeable dans la TV-Base

M-DEX

POUR VOTRE TÉLÉPHONE PORTABLE



M-DEX est un système puissant et facile à utiliser pour gérer les téléphones portables et les aides auditives. Reproduit les conversations téléphoniques directement dans les aides auditives des utilisateurs. Possède la fonctionnalité Coupure des microphones qui éteint temporairement les microphones des aides auditives afin que les utilisateurs n'entendent plus que leur téléphone portable.

FONCTIONNALITÉS

Connexion sans fil directe au téléphone portable via Bluetooth
Une radiocommande avancée pour aide auditive avec écran couleur

Bouton coupure des microphones FreeFocus
5 heures d'autonomie en usage continu / 5 jours en veille

Se recharge comme un téléphone portable depuis une prise murale Télébobine intégrée
Entrée pour systèmes audio personnels

PHONE-DEX

POUR UNE UTILISATION SIMPLE
DU TÉLÉPHONE FIXE



Un téléphone tout usage et sans fil, qui transmet un son d'une très grande clarté directement dans vos aides auditives. Offre une expérience sonore unique à l'utilisateur, sans transmetteur, sans programme de télébobine et sans surconsommation de pile. Fonctionne également comme un téléphone traditionnel.

FONCTIONNALITÉS

Portée jusqu'à 300 mètres
Annuaire téléphonique pour 20 numéros
100 heures d'autonomie en veille
10 heures d'appels sur pile
Peut également être utilisé comme un téléphone standard, utilisable par toute la famille

T-DEX

POUR LES TÉLÉPHONES PORTABLES
BLUETOOTH



Un tour de cou sans fil, mains libres, à utiliser avec toutes les aides auditives munies d'une télébobine. Il se connecte facilement aux téléphones portables Bluetooth. Le son est transmis sans fil aux aides auditives via une télébobine.

FONCTIONNALITÉS

Contrôle du volume
Indicateur du volume
Pile Bluetooth
Microphone
Durée de vie de la pile d'environ 14 heures
Pile rechargeable intégrée



Actualités

du monde de l'audiologie

Communiqués de presse

Un nouveau directeur des Ventes chez GN Hearing

GN Hearing renforce son équipe commerciale avec l'arrivée d'un nouveau Directeur des Ventes Région Nord, Brice Provost



Après avoir débuté sa carrière professionnelle dans le monde des assurances, il a rejoint le secteur de l'audioprothèse avec Phonak.

Ses huit années passées sur le terrain lui ont apporté une expertise technique, ainsi qu'une connaissance aigüe des besoins et des attentes des principaux acteurs de ce marché.

Homme pragmatique, Brice souhaite avant tout valoriser le partage d'expériences dans sa nouvelle fonction « GN Hearing possède un énorme potentiel. Ensemble avec Michel Leleux, Directeur Général, et Franck Ventu-

relli, Directeur des ventes Région Sud, nous souhaitons mettre en synergie nos différentes pratiques afin de répondre au plus près aux besoins des audioprothésistes.

Les gammes de produits de GN Hearing bénéficient déjà des meilleures innovations technologiques. Nous allons donc renforcer les services, et proposer de nouveaux outils pour accompagner les audioprothésistes. »

N'hésitez pas à nous contacter
Service marketing : Géraldine Cousin
gcousin@gnhearing.fr
ou 01 60 53 06 79

Christine Petit a reçu le prix international de recherche sur le cerveau 2012, « The Brain Prize ».



De gauche à droite : Péter Somogyi, Karen STEEL, György Buzsáki, Christine PETIT, Tamás Freund

Christine Petit, Professeure au Collège de France et chercheur à l'Institut Pasteur, à l'Inserm et à l'Université Pierre et Marie Curie, a

reçu ce 9 mai 2012 à Copenhague le prix international de recherche sur le cerveau 2012, « The Brain Prize ».

Ce prix met à l'honneur ses travaux pionniers sur la surdité héréditaire chez l'homme : l'identification des gènes impliqués, la mise en lumière des mécanismes défectueux ainsi que la découverte de nouvelles propriétés de l'organe sensoriel auditif. Elle partage cette récompense internationale avec Karen Steel, généticienne de la souris, chercheur au Wellcome Trust Sanger Institute au Royaume-Uni.

Accompagnées des trois récipiendaires de l'an dernier, ce prix leur

a été décerné par The Grete Lundbeck European Brain Research Foundation « pour l'excellence de leurs travaux ayant contribué, au niveau mondial, à l'amélioration des connaissances sur la régulation génétique du développement de l'oreille et la découverte des mécanismes moléculaires de son fonctionnement. Leurs recherches ont permis d'élucider les causes d'un grand nombre de formes de surdité. »

Vous pouvez retrouver son interview inédite dans le N°1-2012 des Cahiers de l'Audition ou sur notre site www.lescahiersdelaudition.fr rubrique PDF et sommaires.



EPU 2012 Cycle de formation post-universitaire

Enseignement post-universitaire d'audioprothèse

Organisé par le collège national d'audioprothèse les vendredi 7 et samedi 8 décembre 2012. Avec les directeurs d'enseignement d'audioprothèse.

Centre des congrès de la Villette
Cité des sciences et de l'industrie
30, Avenue Corentin Cariou
75019 Paris

Presbycusie. 4^{ème} âge et surdité. Applications prothétiques

Vendredi 7 Décembre 2012

8h00 Accueil des participants

8h45 - 9h00

Introduction à l'E.P.U. 2012
E. Bizaguet, audioprothésiste, Paris
Président du collège national d'audioprothèse.

9h00 - 9h45

Synthèse de l'E.P.U. 2011 : intérêts du diagnostic et de l'appareillage précoces chez le senior. Prise en charge médicale et audioprothétique. Les premières étapes de la démarche prothétique.
E. Bizaguet, audioprothésiste, Paris.

9h45 - 10h30

Facteurs pronostiques. Eléments de prise en charge nécessaires à la réussite de l'appareillage : analyse de la littérature.
A. Coez, audioprothésiste, Paris.

11h00 - 11h45

Stratégies d'adaptation : spécificités du 3^{ème} et 4^{ème} âge.
F. Le Her, en binôme avec un nouvel élu au CNA 2012.

11h45 - 13h00

Eventail des choix de l'appareillage prothétique : gamme, réglages,

limites, liaison endo-auriculaire.
J-B Delande, en binôme avec un nouvel élu au CNA 2012.

10h30 - 11h00

Pause

14h30 - 15h15

Vérification du gain et de l'adaptation prothétique par la méthode in vivo.

G. Gerbaud, audioprothésiste, Reims.

15h15 - 16h00

Bilan d'efficacité tonal : interprétations et utilisation pour les réglages.
S. Laurent, audioprothésiste, Gourin.

16h30 - 17h15

Bilan d'efficacité vocal dans le silence : interprétations et utilisation pour les réglages.

F. Lefevre, audioprothésiste, Rennes

17h15 - 18h00

Bilan d'efficacité vocal dans le bruit : interprétations et utilisation pour les réglages.
Y. Lasry, audioprothésiste, Nantes.

16h00 - 16h30 : Pause

Samedi 8 Décembre 2012

8h30 Accueil des participants

9h00 - 9h30

Troubles centraux de l'audition et applications prothétiques.

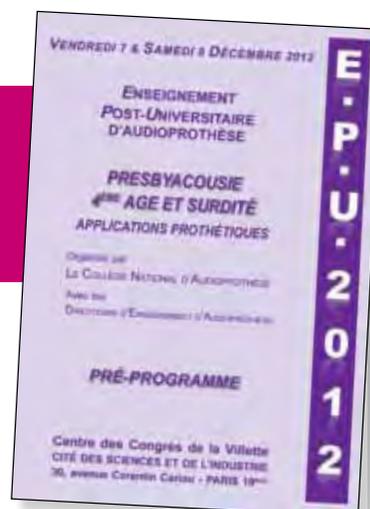
J.P. Collette, O.R.L., Paris.
P.E. Waterlot, audioprothésiste, Paris.

9h30 - 10h15

Synthèse et cohérence des mesures.
E. Bizaguet, audioprothésiste, Paris.

10h15 - 11h00

L'éducation prothétique (Sujet réservé) en binôme avec un nouvel élu au CNA 2012.



11h30 - 12h15

Evaluation du bénéfice et de la satisfaction du patient : décisions d'appareillage et échecs.
C. Renard, audioprothésiste, Lille.

12h15 - 12h45

Déclin cognitif et implant cochléaire.
I. Mosnier, O.R.L., Colombes.

11h00- 11h30

Pause
14h15 - 15h00 L'orthophoniste dans l'équipe pluridisciplinaire.
G. Bescond, orthophoniste, Rennes.

15h00 - 15h45

La prise en charge en institution : suivi en institution, formation du personnel.
Dr A. Madjlessi, gériatre, Paris.

15h45 - 16h15

Le grand âge : les spécificités.
E. Hans, audioprothésiste, Montbéliard.

16h15 - 17h00

Cas cliniques

17h00

Synthèse, conclusion et introduction à l'EPU 2013.
Clôture de l'EPU.

Renseignements

Collège National d'Audioprothèse
20, rue Thérèse - 75001 Paris
Tél. : 01 42 96 87 77
Fax : 01 49 26 02 25
cna.paris@orange.fr
www.college-nat-audio.f



DU Audiophonologie et phoniatrie au CHRU de Lille

Directeur du Diplôme
Professeur Christophe Vincent

Directeurs de modules
Professeur Christophe Vincent
Professeur Dominique Chevalier
Docteur Isabelle Ruzza
Docteur Pierre Fayoux
Madame Nicole Delporte
Monsieur Christian Renard



Description du diplôme

Cette formation se déroule chaque année à la Faculté de Médecine de Lille. Elle comporte 8 journées de cours théoriques, qui sont répartis au cours de l'année universitaire (les vendredi) et axés sur 3 grands modules : l'audiophonologie enfant, l'audiophonologie adulte et la phoniatrie. Elle comprend également une semaine de stage pratique.

Ce programme, limité à 20 places chaque année, est ouvert aux médecins ORL, aux audioprothésistes et aux orthophonistes (droits d'inscription de 450 euros).

Renseignements et Pré-inscriptions

Secrétariat du Service
d'Otologie et d'Otoneurologie
Hôpital Roger Salengro
CHRU de Lille
59027 LILLE Cedex

Madame CARBON
03.20.44.63.24
otologie@chru-lille.fr

Pré-Programme de formation

5 journées de cours consacrées à la prise en charge de la surdité

- Audiologie
- Explorations fonctionnelles audiovestibulaires
- Surdité de l'adulte et de l'enfant
- Audioprothèse : bilan, indication et suivi
- Prothèses implantées et implants cochléaires
- Prise en charge orthophonique

3 journées de cours consacrées aux troubles de la voix et de la déglutition

1 semaine de stage pratique au sein de différentes structures :

- Service ORL
- Centre d'audiophonologie ORL
- Laboratoire d'audioprothèse

Le programme détaillé peut être envoyé sur simple demande par le Département de FMC. Il peut également être consulté sur le site web de la Faculté de Médecine de Lille :

<http://medecine.univ-lille2.fr/accueil/dpc/formations>



III^e Congrès de l'AFREPA

« Entendre l'acouphène et en souffrir »



Les Vendredi 16 et Samedi 17 Novembre 2012 à Bordeaux

Ces deux journées de formation s'adressent à toutes les professions qui peuvent être concernées par la prise en charge de l'acouphène chronique, qu'il s'agisse des ORL, des audioprothésistes, des psychologues comportementalistes ou des sophrologues. Mais elles peuvent aussi concerner d'autres acteurs de la santé qui souhaiteraient simplement s'informer sur cette pathologie sans pour autant en assurer eux-mêmes la prise en charge, généralistes, médecins du travail, psychiatres ou psychothérapeutes notamment.

Ces journées sont conçues pour que tous trouvent là l'information de base sur l'acouphène chronique et la formation pratique dont chaque spécialité a besoin.

Pré-programme

Vendredi 16 Novembre 2012

Première partie du Congrès de l'AFREPA - Entendre l'acouphène et en souffrir

13h30 - 17h00 Les ateliers de l'AFREPA - 10 thèmes choisis par l'association (Présidente : Dr Marie-José ESTEVE FRAYSSE) se dérouleront dans 4 salles simultanément

17h00 - 17h30 Pause café et visite des stands

17h30 - 18h15 Rich TYLER (Professeur d'Audiologie, Université d'Iowa City, USA) : Current and Future Directions for Tinnitus Treatment

18h15 - 19h00 Soly ERLANDSSON (Professeur de Psychologie, University West, Suède)

20h30 Dîner du Congrès (Hôtel Mercure)

Samedi 17 Novembre 2012

Deuxième partie du Congrès de l'AFREPA - Entendre l'acouphène et en souffrir

8h25 - 8h30 Introduction

8h30 - 9h00 Jean-Luc PUEL (Professeur à l'Université de Montpellier 1, INSERM unité 583, et Directeur de l'école d'audioprothèse de Montpellier)

9h00 - 9h30 Yves CAZALS (Directeur de recherche de l'INSERM, Université d'Aix - Marseille) :

(1) Prévention du traumatisme sonore: nouveaux aspects réglementaires (Haut Comité à la Santé Publique)

(2) Thérapies après traumatisme acoustique aigu en expérimentations animales

9h30 - 9h40 Discussion

9h40 - 10h10 Arnaud NORENA (Directeur de recherche au CNRS, Université d'Aix-Marseille)

10h10 - 10h40 Dirk De RIDDER (Professeur de Neurochirurgie, Université d'Anvers, Belgique) : The Bayesian brain solves auditory uncertainty by generating tinnitus

10h40 - 11h10 Harvey B. ABRAMS (Directeur de recherche en audiologie, Laboratoire Starkey, Minneapolis, USA)

11h10 - 11h25 Discussion

11h25 - 11h50 Pause café et visite des stands

11h50 - 12h20 Tony LEROUX (Professeur d'Audiologie, Université de Montréal, Canada) : l'intervention multidisciplinaire de groupe pour les personnes vivant avec un acouphène : une approche gagnante depuis plus de 25 ans

12h20 - 12h50 Lucien ANTEUNIS (Professeur d'Audiologie, Université de Maastricht, Les Pays-Bas) : Fini d'en souffrir ? Traitement multidisciplinaire basé sur la TCC comparé aux soins standards : Coûts et résultats

12h50 - 13h20 Nicolas DAUMAN (Docteur en Psychologie, Université de Poitiers) : La définition de l'acouphène et ses enjeux cliniques »

13h20 - 13h35 Discussion

13h35 - 14h30 Déjeuner (Hôtel Mercure)

14h30 - 15h00 Dirk De RIDDER (Professeur de Neurochirurgie, Université d'Anvers, Belgique) : Auditory and non-auditory brain stimulation for tinnitus suppression

15h00 - 15h30 Emmanuel CUNY (Professeur de Neurochirurgie, Université de Bordeaux)

15h30 - 15h40 Discussion

15h40 - 16h10 Pascal-Henri KELLER (Professeur de Psychologie, Université de Poitiers)

16h10 - 16h40 Bernard BEGAUD (Professeur de Pharmaco-épidémiologie, Université de Bordeaux, INSERM unité 657) : Psychotropes - quand le meilleur côtoie le pire

16h40 - 16h50 Discussion

16h50 - 17h20 Bruno FRACHET (Professeur d'Otorhinolaryngologie, Président de la Société Française d'ORL et de Chirurgie Cervico-faciale)

17h20 - 17h50 Jacques DUBIN (Professeur d'Otorhinolaryngologie, Université d'Angers)

17h50 - 18h00 Discussion

18h00 - 18h15 Marie-José ESTEVE FRAYSSE (Praticien hospitalier, Service ORL, CHU de Toulouse) : Perspectives d'avenir de l'AFREPA et conclusions du congrès

Contact

Ecole Universitaire ORL de Bordeaux - Delphine CORDONNIER
Hôpital Pellegrin - Bâtiment D1 - Place Amélie Raba Léon, 33076 Bordeaux cedex
ecole-orl@chu-bordeaux.fr
www.orlbordeaux.fr
Tél : 05.57.82.07.26 / 06.18.62.90.59
Fax : 05.56.79.60.62



Diplôme Universitaire Année 2012-2013 Référents en Surdicécité



Responsables

Pr Régine BRISSOT, Dr Isabelle RIDOUX, M Serge BERNARD, M Jean BRIENS, Pr Sylvie ODENT, Pr Jean- François CHARLIN, Pr Benoît GODEY

Objectifs

- 1) Assurer une qualité élevée de formation de personnes référentes auprès des personnes atteintes de surdicécité, afin de permettre à la personne sourdaveugle de disposer des moyens en aides techniques et humaines nécessaires à une vie plus autonome et plus participative.
- 2) Elaborer et accompagner un projet individuel personnalisé de prise en charge de la personne atteinte et de son environnement.
- 3) Savoir mobiliser les compétences et créer une synergie entre les ressources, afin d'introduire les pratiques innovantes nécessaires à la prise en compte des besoins de ces personnes handicapées dans leur lieu de vie.

Public concerné

Tout professionnel souhaitant développer ses compétences auprès des personnes atteintes de surdicécité. Autorisation du directeur de l'enseignement.

Durée de la formation

Du 5 octobre 2012 au 25 mai 2013. Une année. Enseignement théorique : 100 heures. Enseignement pratique : 50 heures, dont 25 heures de stage. Organisation en 8 séminaires mensuels, les vendredis et samedis.

Programme

Module 1 : Reconnaître et évaluer la surdicécité.

Module 2 : Mettre en oeuvre un projet de vie et un accompagnement personnalisés : technologies de rééducation et réadaptation dans la surdicécité, aides à la communication à la mobilité, adaptation de l'environnement, ressources médico-sociales et éducatives, environnement social et législatif.

Module 3 : Savoir rassembler les compétences : sociologie du changement et des innovations.

Contrôle des connaissances

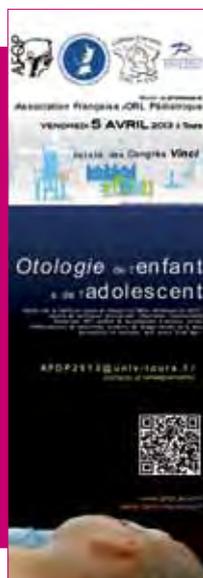
Assiduité, examen écrit et soutenance d'un mémoire

Inscription

jusqu'au 30 octobre 2012
Nombre de places limitées : 50 étudiants
Montant des droits : Formation initiale : 400 € + droits universitaires (environ 200 €). Formation continue individuelle ou conventionnée 900 € + droits universitaires (environ 200 €)

Renseignements administratifs et inscriptions

Faculté de Médecine de Rennes 1,
Av du Pr Léon Bernard. 35 000 Rennes
Secrétariat universitaire 02 99 28 42 19
Catherine Chauchix
catherine.chauchix@univ-rennes1.fr
Scolarité 3ème cycle 02 23 23 46 32.
Lisa Martin lisa.martin@univ-rennes1.fr
Unité de Soins pour Personnes Sourdes et Malentendantes. CHRU de Rennes.
2 avenue le Guilloux
35033 Rennes Cedex.
Tél 02 99 28 37 30 fax 02 99 28 37 29.
Dr Ridoux Anne Coquemont
isabelle.ridoux@chu-rennes.fr
anne.coquemont@chu-rennes.fr



Réunion de printemps de l'AFOP 2013, vendredi 5 avril 2013 à Tours Otologie de l'enfant & de l'adolescent

Quelle est la meilleure prise en charge de l'otite chronique en 2013 ?
Leçons de technique chirurgicale : Otoplastie, Canaloplastie.
Actualités : PFP, Surdité de transmission à tympan normal.
Cas cliniques aux experts : Malformations du labyrinthe, tumeurs de l'étage moyen de la base.
Innovations en otologie : quel avenir à cet âge ?

Contact et renseignements : afop2013@univ-tours.fr



Congrès, formations, conventions, journées d'études ...

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 FRACHET. 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.

Infos : www.sforl.org

12^{ème} Colloque de la SFA Société Française d'Audiologie



Le 15 octobre 2012 à Paris

Cette journée dédiée à l'audiologie se tiendra cette année pendant le Congrès de la SFORL au Palais des Congrès. Audioprothésistes, ORL, Orthophonistes, psychologues se réuniront autour de conférences et de tables rondes pour aborder de nombreux sujets, dont, entre autres, l'hyperacousie et le suivi de l'enfant sourd dépisté à la naissance

Infos : www.sfaudiologie.fr

ACFOS Formation Professionnelle



« Retard d'évolution linguistique après implant cochléaire : quel bilan, quelles solutions ? »

18 et 19 octobre 2012 à Paris

Infos : contact@acfos.org

OCTOBRE 2012

57^{ème} Congrès International de l'EUHA



Europäische Union der Hörgeräteakustiker

Du 24 au 26 Octobre à Francfort (Allemagne)

Le Congrès allemand réunira une fois de plus audioprothésistes, scientifiques et professionnels autour de conférences et d'expositions. Informations pratiques et développement des techniques professionnelles seront au cœur de cet événement de renommée mondiale.

Infos : www.euha.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 »

Les 9 et 10 novembre 2012 à Paris

Infos : contact@acfos.org

30^{ème} Journées de la SSIPR

Société Scientifique Internationale du Pré-Réglage

Du 1er au 4 novembre 2012 à Lausanne (Suisse)

Les conférences rassembleront des équipes d'audioprothésistes européens venus de France, de Belgique, de Suisse, d'Italie et d'Espagne et se dérouleront les 2 et 3 novembre autour de tables rondes et d'un sujet d'étude spécifique.

Infos : correction@bluewin.ch



NOVEMBRE 2012

Colloque de la FNO « Mieux aider le presbycousique à comprendre »

Fédération Nationale des Orthophonistes

Vendredi 16 novembre à Reims

La Fédération Nationale des Orthophonistes travaille depuis de nombreuses années sur la prise en charge orthophonique des personnes âgées et plus particulièrement sur la presbycousie. Temps fort de la réflexion de la Fédération, ce colloque rassemblera notamment des médecins ORL, gériatres, audioprothésistes, etc. Il sera également est l'occasion de poursuivre et de lancer des travaux sur cette thématique en lien avec la politique de santé.

Infos : fno@wanadoo.fr

3^{ème} Colloque de l'AFREPA



Association Française des Equipes Pluridisciplinaires en Acouphénologie
« Entendre l'acouphène et en souffrir »

Les 16 et 17 novembre 2012 à Bordeaux

Le Pr René DAUMAN, président du Congrès, et son équipe organisent 2 nouvelles journées de formation dédiées 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

28^{ème} Mini-Convention du BIAP à Paris



Bureau International d'Audiophonologie

Les 17 et 18 novembre 2012 à Paris

Les membres du BIAP se réunissent en cette fin d'année dans les locaux du CEOP pour travailler de nouveau sur les recommandations en cours de réalisation ou adoptées lors de la Convention de Berlin au mois de Mai.

Infos : www.biap.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

7 et 8 décembre à Paris

A la suite des cycles précédents, le thème « Presbycousie. 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 presbycousie, 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 (voir programme en page 72)

Infos : cna@orange.fr

ACFOS Formation professionnelle



« L'accompagnement des adolescents sourds »

10 et 11 décembre 2012 à Paris

Infos : contact@acfos.org



Un appareillage réussi, c'est
50% l'aide auditive
50% l'audioprothésiste

Audition Conseil
notre force,
votre expertise

Rejoignez le 1^{er} réseau
d'audioprothésistes indépendants

o.delatour@auditionconseil.fr

305 centres indépendants en France
www.auditionconseil.fr



La Mutualité Française SEINE-MARITIME recherche Un(e) audioprothésiste (H/F)

- Diplôme d'Etat d'Audioprothésiste exigé
- Débutants acceptés
- Poste à durée indéterminée situé au Havre (76)
- Temps complet (35 heures)
- Poste à responsabilités, possibilités d'évolution

**Envoyez vos courriers de candidature,
CV, photo et prétentions à :**

MUTUALITE FRANCAISE SEINE MARITIME

Service des Ressources Humaines

22 avenue de Bretagne

76045 ROUEN Cedex 1

Tel : 02 35 58 21 37

Fax : 02 35 58 21 75

AUDITION MUTUALISTE,
LA RÉFÉRENCE AUDITION.

www.auditionmutualiste.fr

**Audition Mutualiste (47) recherche
UN(E) AUDIOPROTHÉSISTE (H/F)**

Villeneuve s/Lot (47)
CDI, débutant ou expérimenté. Poste à pourvoir immédiatement

La confiance de la patientèle grâce à notre professionnalisme reconnu et à notre notoriété en terme d'accueil est de service.

- Statut cadre sous la convention collective de la Mutualité : Rémunération fixe + Tickets restaurant + Complémentaire Santé.
- Plan de formations continues, participation aux congrès et séminaires.
- Autonomie de travail dans un cadre innovant et qualitatif.
- Un accompagnement logistique et un service de gestion qui vous aide au plan administratif.
- Avantages : Voiture, téléphone.

Merci d'adresser votre candidature par mail :
Pierre Gleizes - 06.71.86.06.79 - optique.pg@mutualite47.fr



**Dans le cadre de son développement
sur l'agglomération grenobloise (Echirolles - 38),**

les Mutuelles de France recrutent

un(e) audioprothésiste

**Vous souhaitez participer à un projet dynamique
et vous êtes motivé(e) par le travail en équipe**

Merci d'adresser votre CV à :

Mutuelles de France Réseau Santé

Secteur audioprothèse

31 rue Normandie Niemen

38434 Echirolles cedex

ou contacter le 06 70 99 98 51



> ANNONCES



**Rejoignez une équipe dynamique
d'audioprothésistes indépendants**

Dans le cadre de notre développement, nous recrutons

2 AUDIOPROTHESISTES D.E.

Temps plein en CDI (débutants acceptés)

1 poste dans le Nord-Pas-de-Calais

1 poste en Seine Maritime

Rémunération motivante

Postes à responsabilité

Formation assurée



Contactez Christian RENARD au 03.20.57.85.21
www.laborenard.fr - contact@laborenard.fr



La MUTUALITE FRANCAISE ARDENNES est un organisme gestionnaire de services de soins constitué de quatre pôles : DOMICILE (soins infirmiers à domicile, hospitalisation à domicile), EHPAD (deux résidences sur le département), SOCIAL (centre d'hébergement de réinsertion sociale, appartements relais, accueil spécifique) et OPTIQUE-AUDITION-DENTAIRE.

Nous recherchons :

Un(e) AUDIOPROTHESISTE

En liens directs avec les patients, vous :

- prenez connaissance des examens médicaux et les complétez éventuellement,
- proposez l'appareillage le plus adapté selon le type de surdité/l'utilisation,
- montez, adaptez et réglez les prothèses auditives,
- effectuez les petites réparations d'entretien courant ou de premier niveau,
- contrôlez la qualité de la correction et assurez le suivi de l'appareillage,
- expliquez au patient/sa famille le fonctionnement de l'appareil,
- gérez le fichier client et le stock (matériel, pièces détachées).

Vous êtes titulaire du diplôme d'audioprothésiste.

Nous vous proposons un contrat à durée indéterminée, temps plein ou partiel. Rémunération à définir selon l'expérience.

Pour les salariés d'origine belge, possibilité d'avantages fiscaux.

Merci d'adresser votre candidature (CV et lettre de motivation) à l'attention de :

Monsieur Thierry BAYON – Chargé de Mission

Mutualité Française Ardennes

3 rue Couvelet – BP 568

08004 CHARLEVILLE MEZIERES Cedex

contact@mutualite-ardennes.fr

☎ 03 24 33 68 42



**La Mutualité Française de
DORDOGNE recherche
un(e) audioprothésiste
diplômé(e) débutant ou non
pour la responsabilité de notre centre de
Bergerac**

- CDI
- Temps plein sur 4 jours ½ ou temps partiel
- Centre créé en 2008, très bien équipé.
- Présence d'une assistante
- Poste à pourvoir dès maintenant.

**Envoyez vos courriers de candidature,
CV, photo et prétentions à :**

MUTUALITÉ FRANÇAISE DORDOGNE

Direction Générale

BP 5013 - 7 rue du Président Wilson - 24 000 Périgueux

Tél : 05-53-35-04-31

Les Cahiers de
l'Audition LA REVUE
DU COLLEGE
NATIONAL
D'AUDIOPROTHESE

**Offres d'emplois
Ventes et achats de matériel
Cessions et recherches
de fonds de commerce**

Déposez vos petites annonces !

Pour tout renseignement :

Collège National d'Audioprothèse

College.Nat.Audio@orange.fr

03.21.77.91.24

SIEMENS



Autonomie optimale

Économique et écologique

Fonction asséchante électronique intégrée

www.siemens.fr/audiologie

eCharger™ de Siemens, la liberté de la technologie rechargeable.

Avec eCharger, offrez plus de confort à vos patients.



Avec eCharger de Siemens, les aides auditives sont rechargées chaque soir pour profiter de leur autonomie toute la journée. Plus de pile à remplacer ni à jeter !



Life sounds brilliant.*

*La vie sonore brillamment.

Campagne nationale web et presse spécialisée du 15 septembre au 15 décembre 2012

“Vous portez bien des lunettes ? Pourquoi pas un appareil auditif.”

Publi-rédactionnel

Notre interview exclusive.

Quand avez-vous pris conscience de vos problèmes d'audition ?

- C'est à l'occasion de la fin de l'école. Chaque semaine, je vais chercher mes petits-enfants qui sont âgés de 5 ans, 9 ans et 10 ans et je n'entendais pas quand ils me racontaient leur journée. Je trouvais ça totalement anormal.

D'autre part, comme j'habite à la campagne, je fais des promenades en forêt et je me suis aperçu qu'au printemps, je n'entendais pas les oiseaux donc j'ai pensé qu'il y avait un problème. Comme j'avais ce problème dans ma famille avec une grand-mère qui avait été atteinte d'une surdité importante, j'ai décidé de consulter.

Quelle a été votre démarche ?

- Après avoir vu un médecin ORL qui a constaté que j'avais une baisse de mon audition, je suis allé chez un audioprothésiste qui m'a fait d'autres tests auditifs. Je lui ai demandé si on pouvait corriger cette baisse, il m'a dit « oui on peut la corriger ». Je lui ai

dit que je voulais les meilleurs appareils du monde. Il a commencé par me parler de prix, je lui ai dit que je voulais corriger mon audition avec ce qui se faisait de mieux et que s'il le fallait, j'irai à New York.

Il m'a dit « il n'y a pas besoin, j'ai ici une marque américaine connue pour être l'une des meilleures au monde ». C'est comme ça que j'ai connu Starkey.

Comment les choses se sont-elles déroulées ?

- Tout d'abord il faut éduquer le cerveau, lorsque j'ai commencé à porter ces appareils, j'avais des directives. Je devais les mettre 1h, puis 2h le lendemain, puis 3h... puis toute la journée.

Lorsque je suis sorti il pleuvait... Et c'est comme ça que je me suis aperçu que ça faisait des mois que je n'entendais plus la pluie tomber lorsque j'étais dans ma voiture... Tout était exagéré, on aurait dit que c'était la grêle qui frappait le toit... mais comme j'avais été prévenu qu'il me fallait une période de rééducation,

j'ai persévéré et au bout d'une semaine... quel bonheur !

Vous vous engagez pour décomplexer les malentendants ?

- Disons que c'est un combat, je n'ai pas une âme de missionnaire, on ne va pas non plus donner cette tâche là au ministère de la santé mais ça pourrait être une cause nationale. Lorsque j'en ai parlé à des amis, certains m'ont affirmé qu'ils entendaient encore très bien, je leur répondais « es-tu sûr ? ».

Et bien parmi ceux qui se sont fait tester, 80% se sont retrouvés avec des défi-

ciences qu'ils ont immédiatement corrigées. Nous avons deux sens que nous pouvons corriger sur les cinq, la vue et l'ouïe. Tout le monde corrige sa vue, on corrige même la vue des enfants dès le plus jeune âge, tout le monde corrige sa myopie, ou sa presbytie aux alentours des 50, 60 ans et ça serait presque une honte de corriger son ouïe ? On s'aperçoit, de nos problèmes d'ouïe à un âge déjà avancé et rapidement on se dit surdité égal vieillesse, ce qui est complètement faux... Personnellement, je n'ai pas de complexe par rapport à ça, et je pense que personne ne devrait en avoir !



A quel âge interviennent les premiers signes de perte auditive ?

Tout dépend de l'individu, les premiers signes apparaissent en moyenne vers 60 ans mais cela dépend de chacun. En revanche, on note qu'en France, le délai moyen entre les premiers signes de la perte d'audition et la démarche d'équipement est de 10 ans, ce qui est énorme !

Les aides auditives Starkey des solutions pour tous ?

Aujourd'hui, la haute technologie Starkey

STARKEY : Nous aidons les gens à mieux s'entendre...

Explications par Thierry Daudignon pdg

permet une adaptation sur-mesure à tous les problèmes d'audition. Depuis 1967, l'entreprise contribue à faire progresser le secteur des aides auditives et à les rendre accessibles au plus grand nombre. C'est aussi la mission que continue de mener Bill Austin notre fondateur et toujours propriétaire de Starkey à travers la fondation Starkey pour l'audition (Starkey hearing foundation) qui contribue à équiper les personnes les plus démunies à travers le monde.

L'audioprothésiste : passage obligé ?

L'audioprothésiste prend en compte l'ensemble des éléments - besoins auditifs, mode de vie, attente esthétique, etc. - pour sélectionner l'aide auditive la plus appropriée. Il accompagne le patient dans sa démarche et ajuste avec lui les appareils pour lui garantir un confort d'écoute maximal. Plus qu'obligé, ce passage est nécessaire pour que l'utilisateur puisse jouir de toute la performance de ses aides auditives.

Des solutions auditives discrètes et efficaces



Écouteur déporté



Contour d'oreille



Intra-profond



Pour découvrir l'ensemble des solutions auditives,
demandez conseil à votre audioprothésiste

Retrouvez l'audioprothésiste distributeur Starkey le plus proche de chez vous sur www.starkey.fr
et profitez d'offres exceptionnelles à l'occasion des journées découvertes de l'audition.