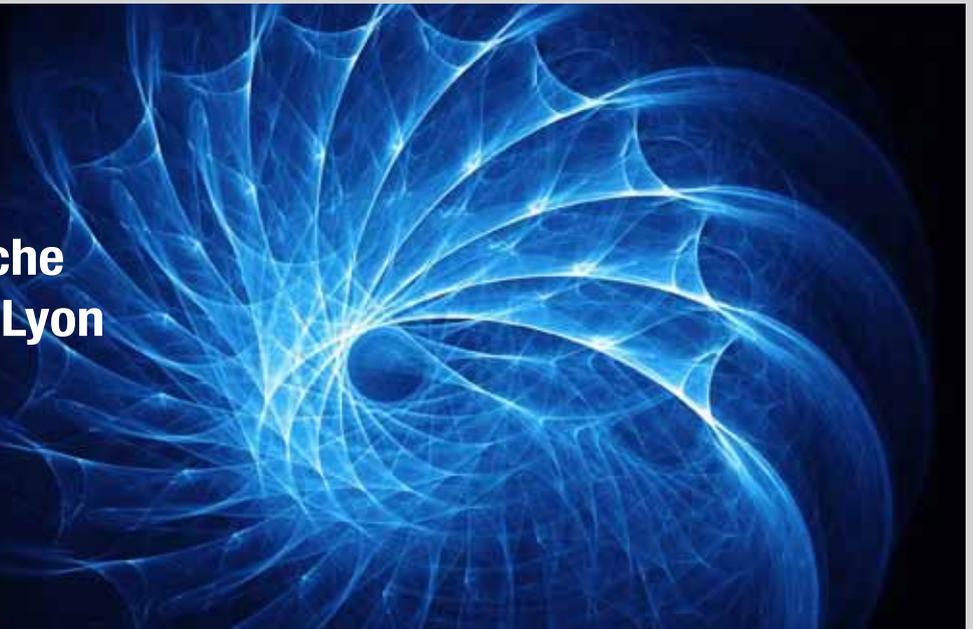


## Dossier

### L'activité de recherche en audioprothèse à Lyon



ISSN 09803483



#### Cas clinique

**Mesurer le gain prothétique vocal dans le silence est-il suffisant ?**

Stéphane LAURENT, Frank LEFEVRE



#### Métier et technique

**Troubles auditifs liés à la musique amplifiée : Une étude chez les disc-jockeys (DJs)**

Morgan POTIER, Caroline HOCQUET, Ruth LLOYD, Cécile NICOLAS-PUEL, Alain UZIEL, Jean-Luc PUEL



#### Veille gériatrique

**Outil de repérage des fragilités sensori-cognitives. Test AVEC (Audition Vision Equilibre Cognition) de la SOFRESC**

Arach MADJLESSI, Didier BOUCCARA



#### Veille acouphènes

**Evaluation de l'efficacité de la T.R.T. au moyen de questionnaires : 2) le B.A.H.I.A.**

Philippe LURQUIN, J. FUKS, M. REAL, P. DELIENS



#### Interview

**Stéphane LAURENT**

Céline GUEMAS



#### Veille technique

**Les innovations des industriels**

# Rassemblons nos valeurs pour donner le meilleur de la correction auditive



Dans le contexte actuel de sous équipement des personnes malentendantes, le travail à l'unisson est déterminant : les **130 laboratoires du réseau national Dyapason** préparent l'avenir de notre métier et se fédèrent autour de **valeurs humaines et éthiques fortes**.

## ➤ Une haute qualité de soins

Appartenir au réseau Dyapason c'est adhérer à un niveau de qualité de soins élevé, certifié par un label : tout en conservant sa propre enseigne, l'audioprothésiste partenaire bénéficie de la marque Dyapason en s'engageant formellement au respect des 119 points de la **Charte de soins Dyapason** définie par la commission d'éthique et de surveillance du réseau. Tout membre Dyapason souscrit à ce cahier des charges en signant un contrat de licence de marque. Il valide aussi le principe d'un contrôle permanent de sa pratique : l'exigence du réseau garantit **la qualité et l'homogénéité des soins** des laboratoires Dyapason auprès des corps médical et du grand public.

## ➤ Un accompagnement personnalisé

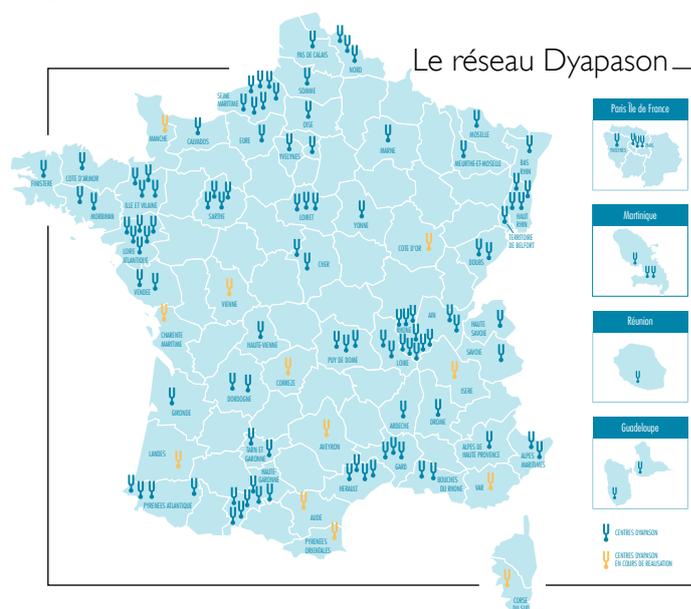
L'enseigne Dyapason crée les conditions d'un **suivi hors pair des patients**. Bilan d'investigation prothétique, choix de l'appareillage, procédure de sélection, attention portée aux essais et à la relation humaine instaurée : à toutes les étapes de l'accompagnement du patient vers une meilleure audition, l'audioprothésiste du réseau se met au diapason des besoins particuliers de la personne. Une mesure régulière de la satisfaction des patients est établie. La dernière enquête apporte un éclairage significatif à cet engagement de l'enseigne : **98.7% des patients se déclarent satisfaits** ou très satisfaits du service fourni par les centres Dyapason.

## ➤ Une valorisation des ressources

En se positionnant comme un acteur de la filière capable de concilier technicité et qualité d'écoute, le réseau national de soins Dyapason favorise une **dynamique des compétences**. Séminaires, réunions thématiques et échanges techniques interactifs sont autant d'occasion de faire progresser le métier d'audioprothésiste. Les temps de formation, régulièrement proposés aux membres du réseau, favorisent à leur tour le suivi d'une technologie en évolution constante. Tout audioprothésiste Dyapason peut en outre soumettre les dossiers les plus délicats à la **commission technique nationale** et avoir accès en ligne aux **bases audiologiques** de cet espace scientifique. Le réseau Dyapason organise également des symposiums avec les médecins ORL et travaille à leur apporter une information technique et médicale de référence.

## ➤ Une solidarité continue

La confiance, valeur constitutive du réseau Dyapason, permet à tout audioprothésiste d'**être recommandé par un confrère**. Le lien créé sur la base de cette solidarité mutuelle, sans nuire à l'autonomie et à l'indépendance de chacun, permet de constituer **une entité forte** dans le champ de l'audition en France. Un lien encore renforcé, non seulement par l'efficacité de la **centrale d'achat Dyapason** qui permet un accès aux meilleurs produits au meilleur prix, mais aussi par **la visibilité à long terme** apportée par les études de marché réalisées par le réseau. En valorisant le rôle de l'audioprothésiste auprès des patients, Dyapason encourage le recours aux aides auditives. En optimisant l'achat des équipements et la technicité des laboratoires partenaires, le réseau Dyapason leur assure **crédibilité et professionnalisme**.



*L'audition pour passion*

**Vous vous reconnaissez  
dans les valeurs du réseau  
Dyapason ?  
Rejoignez-nous !**



Contact : **Philippe DELBORT** - 06 98 20 64 46 - philippe.delbort@gmail.com - dyapason@wanadoo.fr  
**www.dyapason.fr**



## 3 Editorial

Paul AVAN



## 5 Le mot du Président du Collège

Stéphane LAURENT



## 6 Dossier : L'activité de recherche en audioprothèse à Lyon

**Caractérisation du spectre de l'acouphène  
Intérêt pour une réhabilitation acoustique**  
Stéphane GALLÉGO, Geneviève LINA-GRANADE

**Mesures d'interaction et performances  
chez les sujets implantés cochléaires**  
Nicolas GUEVARA, Eric TRUY, Stéphane GALLEGO

**Equilibre de Tonie : valeurs normatives chez  
le normo-entendant ; mesures chez le malentendant**  
David COLIN, Anneline GIROD, Eric TRUY, Stéphane GALLEGO



## 29 Métier et technique

**Troubles auditifs liés à la musique amplifiée :  
Une étude chez les disc-jockeys (DJs)**  
Morgan POTIER, Caroline HOCQUET, Ruth LLOYD,  
Cécile NICOLAS-PUEL, Alain Uziel, Jean-Luc PUEL



## 34 Veille implant cochléaire

**Mise au point des potentiels évoqués auditifs stationnaires  
multiples chez les sujets porteurs d'un implant cochléaire**  
Stéphane GALLÉGO, Faten MINA, Virginie ATTINA, Eric TRUY, Hung THAI-VAN



## 42 Interview

**Stéphane LAURENT**  
Céline GUEMAS



## 44 Cas clinique

**Mesurer le gain prothétique vocal dans le silence est-il suffisant ?**  
Stéphane LAURENT, Frank LEFEVRE



## 46 Veille gériatrique

**Outil de repérage des fragilités sensori-cognitives  
Test AVEC (Audition Vision Equilibre Cognition) de la SOFRESC**  
Arach MADJLESSI, Didier BOUCCARA



## 50 Veille acouphènes

**Evaluation de l'efficacité de la T.R.T. au moyen de questionnaires :  
2) le B.A.H.I.A.**  
Philippe LURQUIN, J. FUKS, M. REAL, P. DELIENS



## 56 Veille technique

**BERNAFON - OTICON - OTICON MEDICAL  
PHONAK - SIEMENS - STARKEY - UNITRON - NWIDEX**



## 69 Actualités et agenda

## 79 Annonces

### Liste des annonceurs

Advanced Bionics - Cabinet Bailly  
Dyapason - Phonak  
Siemens - Starkey  
Vibrant Med-EI - Widex

Les Cahiers de l'Audition  
Mai/Juin 2015 - Vol 28 - N°3

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

## Editeur

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

## Directeur de la publication et rédacteur

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

## Rédacteur en chef

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

## Conception et réalisation

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

## Abonnements, publicités et annonces

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

## Dépôt Légal à date de parution

Mai/Juin 2015  
Vol. 28 N°3  
Imprimé par Simon Graphic - Orans

# Le Collège National d'Audioprothèse

Président    Président d'honneur    Président d'honneur    1<sup>er</sup> Vice Président    2<sup>e</sup> Vice Président    Secrétaire Général    Secrétaire général adjoint    Trésorier général    Trésorier général adjoint



Stéphane LAURENT



Xavier RENARD



Eric BIZAGUET  
Délégué Général  
chargé de mission  
auprès des  
services publics



Arnaud COEZ



Matthieu DEL RIO



François LE HER



Frank LEFEVRE



Eric HANS



Jean-Jacques BLANCHET

## Membres du Collège National d'Audioprothèse



Kamel ADJOUT



Patrick ARTHAUD



Jean-Claude AUDRY



Jean BANCONS



Jean-Paul BERAHA



Hervé BISCHOFF



Geneviève BIZAGUET



Daniel CHEVILLARD



Christine DAGAIN



Ronald DE BOCK



Xavier DEBRUILLE



François DEGÔVE



François DEJÉAN



Jean-Baptiste DELANDE



Xavier DELERCE



Charles ELCABACHE



Robert FAGGIANO



STÉPHANE GALLEGRO



Stéphane GARNIER



Thierry GARNIER



Alexandre GAULT



Grégory GERBAUD



Céline GUEMAS



Jehan GUTLEBEN



Bernard HUGON



Jérôme JILLIOT



Yves LASRY



Maryvonne NICOT-MASSIAS



Morgan POTIER



Frédéric REMBAUD



Christian RENARD



Thomas ROY



Benoit ROY



Philippe THIBAUT



Jean-François VESSON



Frédérique VIGNAULT



Alain VINET



Paul-Edouard WATERLOT

## Membres honoraires du Collège National d'Audioprothèse



Jean-Pierre DUPRET



Jean OLD



Georges PEIX



Claude SANGUY

## Membres Correspondants étrangers du Collège National d'Audioprothèse



Roberto CARLE



Léon DODELE



Bruno LUCARELLI



Philippe LURQUIN



Leonardo MAGNELLI



Philippe ESTOPPEY



Carlos MARTINEZ OSORIO



Thierry RENGLLET



Juan Martinez SAN JOSE



Christoph SCHWOB



Elie EL ZIR  
Membre Correspondant  
étranger associé



**Paul AVAN**

Le dossier du présent numéro des Cahiers de l'Audition décrit les activités actuelles de recherche en audiologie et en audioprothèse de l'équipe de Lyon. Nos lecteurs le savent, cette équipe illustre particulièrement bien les avancées scientifiques que l'on peut produire lorsque cliniciens, chirurgiens et audiologistes, audioprothésistes (au passé scientifique) et chercheurs, plus parfois des industriels, coordonnent le choix de leurs problématiques et leurs efforts expérimentaux. Ces approches ont conduit récemment l'équipe de Lyon à aborder quatre questions difficiles et ouvertes sur les plans des bases physiologiques, mais aux conséquences importantes pour la prise en charge des patients. L'exploration objective forme une des clés de la recherche de liens entre la physiopathologie à la prise en charge.

L'équipe lyonnaise aborde tout d'abord la réhabilitation acoustique des acouphéniques, se focalisant sur la détermination du spectre des acouphènes et sur les réglages de l'aide auditive chez ces patients. Les auteurs établissent de nouvelles méthodes de mesure du spectre de l'acouphène, discutent le lien entre audiogramme tonal et pertes cellulaires et décrivent de bons résultats (diminution de la gêne) chez un pourcentage important de leurs patients appareillés par leur méthode complétée. Les auteurs se penchent ensuite sur la détermination d'interactions pénalisantes entre électrodes d'implant cochléaire, par une nouvelle méthode objective de mesure par potentiels évoqués auditifs électriques. Ils parviennent à expliquer ainsi près de la moitié de la variance interindividuelle des performances vocales des patients. La fréquente diplacousie est ensuite passée en revue et explorée, et les auteurs développent leurs arguments selon lesquels les déséquilibres de tonie entre les deux oreilles peuvent avoir une origine plus centrale que l'événement périphérique initial à leur origine pourrait laisser penser, ce qui une fois encore montre l'inadéquation des mesures de seuils auditifs tonaux. Ici encore l'exploration peut assister la démarche pratique de réhabilitation prothétique. Enfin, l'équipe de Lyon propose des applications innovantes à la détermination des potentiels évoqués auditifs stationnaires chez les implantés cochléaires, où l'application usuelle, celle de la détermination objective de seuils approximatifs, n'est guère motivante, pour une technique par ailleurs rendue difficile par les artefacts électriques des implants. Il s'agit notamment d'étudier la fonction de sonie, les interactions entre électrodes et l'adaptation neurale, en conditions proches de celles du fonctionnement normal.

La leçon de ces présentations est qu'explorer à fond des profils de surdité, ou certaines de leurs caractéristiques, n'est pas qu'une occupation académique sans grande conséquence sur l'attitude des cliniciens ou sur les performances des patients. Cette exploration permet au contraire de guider une démarche rationnelle de meilleure prise en charge dont bénéficie directement le patient. Son développement est à la portée d'équipes multicompétentes déterminées à agir concrètement sur le terrain clinique, mais il est notable qu'une fois au point et validées, les techniques d'exploration sont largement à la portée de cliniciens et audioprothésistes éclairés.

**Paul Avan**



# PHONAK

## Entendre sous l'eau avec Advanced Bionics

**NAIDA CI™ Q70 va vous aider à vivre votre vie sans limites... avec son accessoire AquaCase™**

AB a été précurseur en lançant sur le marché le premier processeur de son totalement étanche à l'eau et à la poussière (IP 68) : NEPTUNE™.

AB récidive en proposant **AquaCase, une solution totalement étanche (IP 68)** pour le processeur de son NAIDA CI Q70. AquaCase se présente sous forme d'un petit container étanche dans lequel le processeur de son NAIDA CI Q70 prend place. Grâce à l'antenne étanche **AquaMic™** munie de son microphone, la **capture du son** se fait **sans compromettre les performances**. Clipper aux vêtements, fixer à l'aide d'un brassard ou d'une lanière, AquaCase sécurise le port du processeur de son NAIDA CI Q70, le protège... et vous permet de vivre toutes les aventures existantes. Avec NAIDA CI Q70 et l'AquaCase, jamais la vie d'un implanté cochléaire n'aura été aussi existante...



### **NEPTUNE™, l'unique processeur de son totalement étanche (IP 68) sans accessoire**

Élégant, inspiré par les lecteurs MP3 ultra portables, **NEPTUNE** est le processeur de choix **exclusif** pour les **implantations pédiatriques**. Simple, robuste, rien sur l'oreille, il offre une prise de son originale grâce à son microphone d'antenne qui élimine les bruits de frottement des vêtements.. **Étanche**, il s'adapte à tous les styles de vie, à la baignade, et à toutes les activités sportives que vous n'imaginiez pas pouvoir faire... !



- Appareil électronique correcteur de surdité  
- Classe DM : III / Organisme certificateur : 0123

- Processeur pour implant cochléaire  
- Advanced Bionics AG, SUISSE

- Certifié CE / Prise en charge LPPR à 100%  
- Naida : réf. 303-M172 / Neptune : Réf. 303-M131

Les utilisateurs de ce processeur de son, sont priés de lire attentivement le mode d'emploi ou de se rapprocher des professionnels de leur centre d'implantation cochléaire

Date d'élaboration : 06/15

© 2015 Advanced Bionics et ses filiales. Tous droits réservés

# LE MOT DU PRESIDENT DU COLLEGE



Le 1<sup>er</sup> juin dernier, au cours de l'assemblée générale du Collège National d'Audioprothèse, s'est tenue l'élection d'un nouveau conseil d'administration, ce dernier élisant un bureau puis un président, pour un mandat de trois ans. Ce premier éditorial m'offre l'occasion, au nom de tous, de remercier chaleureusement Eric BIZAGUET pour ses neuf années de présidence du CNA. Il a œuvré sans relâche pour la défense d'une profession toujours mieux formée, compétente et résolument au service des malentendants. Passion pour ce métier, exercice de toutes les disciplines (implants cochléaires, appareillage pédiatrique, acouphènes), pédagogie, exigence scientifique et sens clinique aigu sont autant de qualificatifs que chacun et chacune pourront lui reconnaître. Elu Président d'Honneur, avec la fonction de délégué général du CNA, il a accepté de poursuivre son action au travers de missions auprès des instances publiques et aux côtés de l'UNSAF.

Avant lui, Xavier RENARD avait également fortement contribué à l'assise solide du CNA, instaurant les premières formations continues de qualité que sont les E.P.U. Ces formations ont eu une influence majeure dans le niveau de pratique globale de nombre de nos confrères ces dernières années et les Précis d'Audioprothèse, issus de ces cycles de conférences, font aujourd'hui référence.

Le Collège National d'Audioprothèse, fort de quelques décennies d'existence, a reçu sur les fonds baptismaux une mission importante d'enseignement. Chaque président a eu à cœur de poursuivre dans cette voie. Constatons, en 2015, la nécessité toujours plus criante d'améliorer nos savoirs et nos compétences, qu'il s'agisse du cycle initial qui inévitablement devra évoluer, ou qu'il s'agisse de la formation continue.

Pourquoi renforcer l'enseignement ? Parce que l'audioprothésiste est d'abord et avant tout un thérapeute dont la finalité d'exercice est de venir en aide du mieux qu'il le peut à des patients souffrant de pathologies auditives. Or, si la fonction des premiers « audioprothésistes » était de vendre des appareils auditifs relativement sommaires, aujourd'hui les connaissances sur les pathologies de l'audition ainsi que les aides auditives elles-mêmes ont considérablement évolué. Explorations fonctionnelles, modèles sur le fonctionnement intime de l'oreille interne, rôles des voies auditives, imagerie médicale, psychoacoustique, neurosciences, génétique de la surdité sont autant de domaines qui font que l'on ne peut plus considérer la correction auditive sous le seul angle de la vente d'un objet technologique, aussi perfectionné soit-il. Chaque année, les recherches nous montrent la diversité qui se cache derrière le mot surdité. Même la presbycusie, que l'on croyait uniformément rangée sous la forme simple d'un audiogramme en pente douce, recèle des anfractuosités complexes et changeantes d'un individu à l'autre.

Le patient ne se sentira correctement pris en charge, en confiance (et l'on sait le rôle que joue la confiance en matière thérapeutique) que face à des professionnels au faite des connaissances de leur temps. La délivrance d'une

correction auditive ne réside pas seulement dans l'élévation d'un niveau de pression acoustique au tympan, mais aussi et surtout dans l'accompagnement éclairé d'un patient souvent en recherche d'informations et en questionnement sur sa situation. La sérénité et la qualité de l'accompagnement se construisent dans le temps bien sûr, mais ils se nourrissent surtout de lectures, d'échanges et d'apprentissages tout au long de la vie professionnelle.

L'enjeu de santé publique est clair : chaque année voit une nouvelle recherche clinique démontrer l'incidence d'une perte auditive sur le vieillissement cognitif, l'équilibre donc les chutes, les syndromes dépressifs, etc. Seuls une correction auditive bien adaptée et un port inconditionnel des aides auditives sont à même d'endiguer ces processus. Il est de notre devoir de tout mettre en œuvre pour contribuer au vieillissement qualitatif du plus grand nombre de sujets. La défense active de la profession et l'insistance à vouloir améliorer le cycle de formation initiale, ainsi que la formation continue, ne sont donc pas dénués de fondements et, face à la complexité et la diversité des pathologies de l'audition, la tentation de la simplification est grande mais éthiquement inconcevable.

Notre pratique devra ainsi évoluer vers l'encadrement par les preuves cliniques. Quelle est la meilleure stratégie de correction pour une perte en pente de ski ? Quelles sont les performances moyennes en terme d'intelligibilité dans le bruit de sujets atteints de pertes sévères ? L'utilisation d'appareils ouverts dégrade-t-elle l'intelligibilité dans le bruit ? Quelles sont les approches thérapeutiques les plus efficaces contre les acouphènes ? Etc. Autant de questions pour lesquelles l'approche clinique bien connue des audioprothésistes s'enrichira de références prouvées et validées, constituant un début de corpus de recommandations.

Bien que cette approche nécessite une extension de la durée de formation initiale - qui n'a d'ailleurs cessé de croître depuis la création du diplôme, épousant progressivement les nouvelles connaissances et techniques - une coopération accrue entre les différentes écoles sera d'emblée de nature à impulser cet état d'esprit. De la même manière, le dialogue entre générations de professionnels, au cœur de la transmission des savoirs dans de nombreux domaines, devra être entretenu notamment au travers de la formation des maîtres de stage. Trois sessions ont déjà eu lieu et le déploiement aux autres écoles va se poursuivre.

L'inscription au code de la santé publique du cadre légal de notre profession nous a dotés d'immenses libertés d'actions, mais aussi de non moins grandes responsabilités, individuelles et collectives. J'invite le plus grand nombre d'entre vous à participer aux formations continues, à lire les Cahiers de l'Audition, et à sans cesse améliorer son niveau de pratique et de soins.

**Stéphane  
LAURENT**

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

**Président du  
Collège National  
d'Audioprothèse**

# > Dossier

## L'activité de recherche en Audioprothèse à Lyon

- 5** **Caractérisation du spectre de l'acouphène  
Intérêt pour une réhabilitation acoustique**  
Stéphane GALLÉGO, Geneviève LINA-GRANADE
- 12** **Mesures d'interaction et performances  
chez les sujets implantés cochléaires**  
Nicolas GUEVARA, Eric TRUY, Stéphane GALLEGRO
- 18** **Equilibre de Tonie : valeurs normatives chez  
le normo-entendant ; mesures chez le malentendant**  
David COLIN, Anneline GIROD, Eric TRUY, Stéphane GALLEGRO



## Caractérisation du spectre de l'acouphène Intérêt pour une réhabilitation acoustique

### 1 Introduction

En 1996, Sirimanna et al. a fait sensation en montrant que 92 % des acouphéniques présentent une perte auditive associée. Cette constatation a été le point de départ sur une nouvelle méthode de prise en charge du sujet acouphénique. Des chercheurs tel que Arnaud Norena (2002) ont alors soumis l'hypothèse que l'origine de l'acouphène était en grande partie lié à une déafférentation partielle ou totale du système auditif. Compenser la perte par une aide auditive bien équilibrée ou un bruit masquant bien filtré devrait pouvoir « réafférenter » le système auditif et donc réduire l'acouphène.

Vers 2005, des études auxquelles nous avons participé portaient du principe qu'en mesurant uniquement mais précisément la perte auditive du sujet acouphénique on pouvait générer une compensation acoustique bénéfique sur l'acouphène (avec une aide auditive ou un masqueur, brevet Norena et Michéyl, 2002). Comme vous pourrez le voir plus loin un lien fort entre le spectre de l'acouphène et la perte auditive ont pu être montré.

Voilà 3 ans que nous avons mis en place, avec Geneviève Lina-Granade, un binôme ORL-audioprothésiste afin de mieux prendre en charge les patients acouphéniques.

Dans cet article, nous traiterons uniquement de la partie évaluation et réhabilitation par traitement acoustique; il est évident que la prise en charge se fait de manière globale et ne se limite pas qu'à cela. Nos techniques d'évaluation et de suivi de l'acouphène sont dérivées des protocoles classiques que nous avons peu à peu fait évoluer.

Dans un premier temps cela a conduit Geneviève à faire dès le premier rendez-vous systématiquement une audiométrie tonale fine (demi-octave, haute fréquence et mesure de seuils d'inconfort).

Rapidement, nous nous sommes aperçus que l'audiogramme tonal ne suffisait pas et que la mesure du spectre de l'acouphène était déterminante dans le choix de la réhabilitation (masqueur, aide auditive ou autre). Puis nous avons mis en place une nouvelle méthode d'évaluation de spectre de l'acouphène par mesure catégorielle (dérivée de la méthode quantitative de Arnaud Norena).

Comme vous allez le voir ci-après, le choix de la méthode de mesure du spectre de l'acouphène (par fréquence dominante, contribution fréquentielle par une notation de 0 à 10, contribution fréquentielle par notation catégorielle) est déterminante pour étudier le lien entre le spectre de l'acouphène et la perte auditive du patient, ce qui a des conséquences sur le taux de réussite de la réhabilitation.

### 2 Caractérisation de l'acouphène

En 1981, Evered et Lawrenson recommandent l'utilisation de quatre tests pour caractériser l'acouphène : la fréquence dominante de l'acouphène, la sonie de l'acouphène, l'intensité minimum masquante et l'inhibition résiduelle. Ces mesures sont toujours actuelles et sont souvent utilisées pour évaluer l'acouphène et son évolution au cours d'une thérapie. L'intensité de l'acouphène se mesure par égalisation de la sonie de l'acouphène avec un son (en dB HL). La différence entre le seuil de perception du patient et la sonie de l'acouphène en dB HL donne la sonie supraliminaire de l'acouphène en dB SL. Elle représente l'intensité de l'acouphène perçue par le patient. En général, l'acouphène est inférieur à 10 dB SL (Moffat et al., 2009 ; Roberts et al., 2008). Elle peut être aussi représentée en pourcentage de la dynamique; elle se situe généralement entre 15 et 20% (Gallégo et al, 2007). Ce calcul en pourcentage de la dynamique nécessite la mesure des seuils d'inconforts et prend en compte l'hyperacousie. L'intensité minimum masquante (IMM) est la plus faible intensité nécessaire pour que la perception d'un bruit calibré couvre l'acouphène. Plus sa fréquence centrale est proche de la fréquence dominante de l'acouphène, plus l'IMM est faible (Roberts et al., 2008). Environ 80% des acouphènes sont masquables (Meikle et al., 2008). L'inhibition résiduelle (IR) a été décrite en 1971 par Feldman qui la définit comme une « réduction temporaire de l'acouphène après présentation d'un bruit masquant d'au moins 10 dB supérieur à l'IMM ». Pour être efficace, la fréquence centrale du bruit doit appartenir à la région de la perte auditive et au spectre de l'acouphène. Ainsi, l'IR d'un bruit blanc est inférieure à celle d'un bruit centré sur la perte auditive, mais supérieure à celle d'un bruit centré sur des fréquences conservées de l'audition (Roberts et al., 2008). La masquabilité et l'inhibition de l'acouphène est donc très dépendante des caractéristiques fréquentielles du son masquant.

Dans la plupart des études, pour évaluer la tonalité de l'acouphène, on mesure la fréquence prédominante (Fd) de l'acouphène à l'aide d'un son pur ou d'un bruit de bande étroite (selon la largeur du timbre de l'acouphène). Même si certains travaux montrent une reproductibilité des mesures (Nageris et al., 2010), d'autres à l'inverse montrent une grande variabilité, diminuant de ce fait, la fiabilité d'analyse (Tyler et Conrad-Armes, 1983 ; Penner, 1983). D'ailleurs, avec cette méthode, Pan et al. (2009) ne trouve pas de corrélation de la Fd de l'acouphène avec la perte maximale de l'audiogramme ni avec sa fréquence de coupure. La mesure de la Fd n'est pas représentative de l'acouphène car elle sous-estime sa complexité fréquentielle.

**Stéphane  
GALLÉGO**

ISTR, 8 avenue  
Rockefeller, 69008,  
Lyon  
Audioprothésiste DE,  
Professeur des  
universités associé,  
Docteur en Biomédical  
Directeur des études de  
l'école d'Audioprothèse  
de Lyon  
Email :  
sgallego@hotmail.fr

**Geneviève  
LINA-GRANADE**

Service  
d'Audiophonologie,  
3 place d'Arsonval,  
Hôpital Edouard Herriot,  
69008 Lyon  
Médecin ORL  
Docteur en  
Neuroscience

Norena et al. (2002) a donc élaboré une méthode permettant de mesurer l'importance des différentes composantes fréquentielles de l'acouphène. Le patient doit noter de 0 à 10 la contribution de sons purs de 250 à 8000 Hertz dans l'acouphène (nous allons par la suite l'étendre jusqu'à 14k Hz), chaque son pur étant présenté aléatoirement trois fois. Comme pour la méthode de mesure de la Fd, on observe que la composante principale de l'acouphène appartient à la perte auditive. Le spectre trouvé ressemble généralement à un bruit de large bande pondéré qui, contrairement à la mesure de la Fd, surestime la complexité fréquentielle (Norena et al., 2002). Le spectre suit généralement la perte : il commence vers la fc, augmente avec la perte auditive et atteint un plateau si la fc est inférieure à 4000 Hz (Roberts et al., 2008). Ces deux méthodes vont être étudiées dans la partie expérimentale. Une troisième technique, basée sur la mesure catégorielle du spectre, va être proposée et adoptée car elle s'est révélée plus efficace.

## 3

### Traitements de l'acouphène par l'approche acoustique

**Masqueurs d'acouphène.** Le masquage de l'acouphène par un bruit de bande étroite ou large peut particulièrement soulager les sujets acouphéniques qui ont une inhibition résiduelle (Henry et al., 2006). L'utilisation d'un son neutre, continu, non signifiant, d'intensité légèrement inférieure à l'acouphène et n'empêchant pas d'entendre peut aider les patients à se relaxer ou à s'endormir. Les enregistrements sonores de pluie, vent, eau sont souvent les plus appropriés. On peut également écouter de la musique modifiée spectralement en fonction de la perte auditive afin de faciliter le masquage de l'acouphène et la relaxation (Pan et al., 2009). En 2008, Hanley et al. a créé un bruit nommé « Neuromonics » qui est un bruit de bande large allant jusqu'à 12000 Hz (pour stimuler la zone déprivée) associé à une musique relaxante (pour limiter l'activation des systèmes émotionnels), et modifié spectralement en fonction de la perte d'audition. Son efficacité est supérieure à celle d'un bruit de bande large seul, et elle est d'autant plus importante que la gêne est forte. En quatre mois, 70% des patients présentent une diminution de l'IMM et une augmentation de leur SSI. Enfin, la stimulation à long terme par un bruit contenant les fréquences de la perte auditive réduit l'hyperacousie par diminution du gain central auditif. Ainsi, pour améliorer la tolérance aux sons forts et restaurer l'inhibition centrale, il faudrait compenser la perte auditive (Norena et Chery-Croze, 2007). La mesure du spectre de l'acouphène doit nous permettre de choisir et de régler le masqueur. Depuis 2003, nous avons mis au point un système composé d'un lecteur MP3 avec un casque Seinnheiser HD202. Contrairement aux masqueurs d'acouphènes classiques vendus dans le commerce, ce système possède une large bande passante (20-20000 Hz) et n'est pas limité aux types de bruits que l'on peut envoyer (c'est un logiciel développé en collaboration avec David Colin qui génère le bruit puis l'injecte dans le lecteur MP3).

**Les aides auditives.** Les études menées dans les années 1980 donnaient un avis modéré sur l'efficacité de l'appareillage auditif contre l'acouphène : environ la moitié des personnes appareillables trouve une diminution ou une disparition de leur acouphène (Vernon, 1977 ; Surr et al., 1985). Un tiers des acouphéniques sévères constate une inhibition résiduelle de quinze minutes à trois heures après le retrait de leur aide auditive (Surr et al., 1985). Mais en 1999, ce dernier estime que même si l'amélioration de l'acouphène est significative, elle reste faible. De plus, 2 à 4 % des

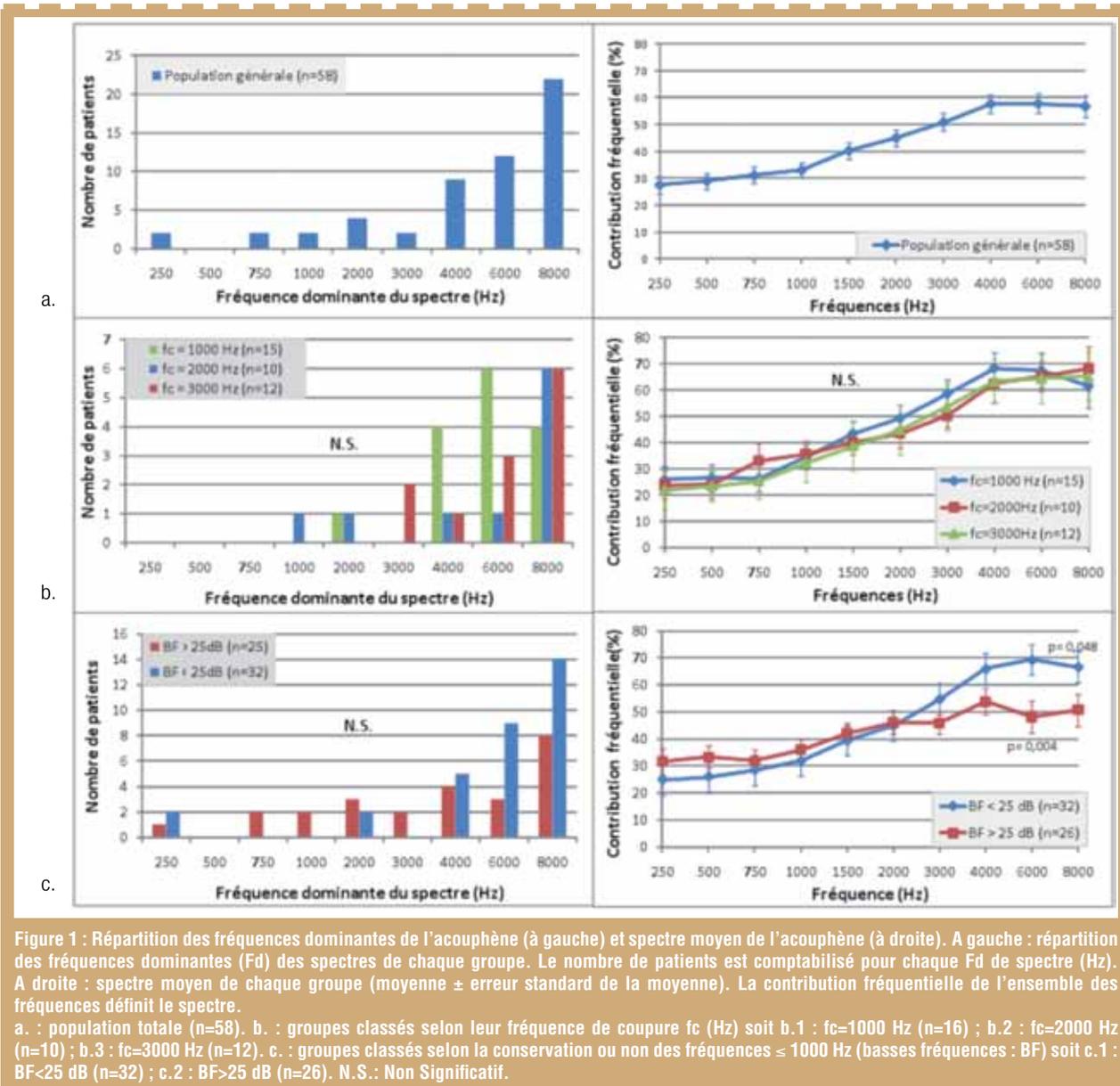
patients de l'étude ont ressenti une aggravation de leur acouphène. En 1980, Stacey met pourtant en évidence le potentiel d'une aide auditive pour masquer l'acouphène et induire une IR durable. Avec les aides auditives numériques, plus de 80% des patients sont satisfaits de l'effet des appareils sur leur acouphène (Munhoes et al., 2007 ; Trotter et Donaldson, 2008). Ce pourcentage de réussite est significativement supérieur à celui des appareils analogiques. Ce progrès est probablement dû à l'amplification de fréquences plus hautes et aux plus nombreuses possibilités de réglage, impossible avec les appareils analogiques, et qui correspond souvent à la Fd de l'acouphène et à la perte auditive maximale (Trotter et Donaldson, 2008). De façon intéressante, une amplification des graves sur une perte auditive localisée sur les aigus (qui renforce donc le contraste entre les basses et les hautes fréquences), diminue la composante grave du spectre de l'acouphène. Par contre, une amplification prépondérante sur les fréquences de la perte n'induit pas de modification du spectre de l'acouphène, mais une diminution de sa sonie après un mois. Les changements apparaissant progressivement, un suivi à plus long terme est nécessaire. (Moffat et al., 2009). Cette étude, pour laquelle nous avons collaboré, montre bien l'influence positive ou négative des réglages de l'aide auditive sur l'acouphène. Les acouphéniques préfèrent globalement un appareillage très ouvert par rapport à un petit événement même si ce résultat est moins net chez les patients dont la perception des basses fréquences est affectée. En revanche, l'ouverture de l'embout auditif n'intervient pas dans l'amélioration de l'acouphène (Munhoes et al., 2007). Kochkin explique l'efficacité de l'amplification auditive par l'amélioration de la communication, ce qui réduirait le stress accompagnant l'acouphène. De plus, amplifier l'environnement sonore masque partiellement ou totalement l'acouphène, ce qui restreint son émergence (Kochkin et Tyler, 2008). Enfin, le port d'une aide auditive améliore l'effet de la guidance thérapeutique chez les acouphéniques ayant un handicap psychosocial et auditif (Searchfield et al., 2010). D'un point de vue neurologique, la compensation de la surdité renverse la plasticité de privation : la stimulation des zones fréquentielles altérées de la cochlée entraîne le retour des neurones réorganisés vers leur champ récepteur initial. Les cartes tonotopiques sont alors normalisées (Thai-Van et al., 2010). La mesure du spectre de l'acouphène et sa pertinence semble être important à prendre en compte pour le réglage des aides auditives.

## 4

### Partie expérimentale : Caractérisation du spectre de l'acouphène

La partie expérimentale qui va suivre va étudier le lien qui existe entre les mesures de composantes fréquentielles de l'acouphène et la perte auditive des patients.

Dans un premier temps nous avons décomposé notre population de sujets acouphéniques par groupe de surdités (3 groupes avec une fréquence de coupure à 1000, 2000 et 3000 Hz ; un groupe avec les fréquences graves préservées <25 dB et un groupe avec les fréquences graves atteintes >25 dB). Pour chacun des groupes nous avons voulu étudier les caractéristiques fréquentielles de l'acouphène soit par la mesure de fréquence dominante (Fd), soit par la technique de Arnaud Norena qui mesure un spectre de contribution fréquentielle (pour la méthode cf chapitre caractérisation de l'acouphène).



La composition fréquentielle ainsi que la répartition des fréquences dominantes des spectres sont présentées ci-dessous, nous avons choisi plusieurs catégories de surdités (**fig. 1**).

Dans la population totale (fig. 1.a), le nombre de fréquences dominantes (Fd) de l'acouphène augmente avec la fréquence : les Fd se trouvent le plus souvent sur les aigus à partir de 4000 Hz (42/58 testés), le 8000 Hz est le plus courant. Les Fd de l'acouphène sont donc principalement localisées sur les fréquences les plus souvent touchées par la baisse auditive. Parmi les différents groupes de fréquence de coupure ( $f_c$ ) (fig. 1.b), le groupe  $f_c=1000$  Hz est celui dont la Fd est la plus variable, entre 4000 et 8000 Hz. La Fd dans les deux autres groupes prédomine sur le 8000 Hz. On peut donc penser que plus la  $f_c$  de la perte est haute, plus la Fd du spectre de l'acouphène est aigue. Mais aucune différence entre les trois répartitions n'a été prouvée par les statistiques. Ensuite, dans le groupe BF>25dB, les Fd sont plus diversifiées (entre 250 et 8000 Hz) et le nombre de patients ayant une Fd à 8000 Hz est diminué par rapport au groupe BF<25dB (fig. 1.c). Mais aucune différence entre les deux répartitions n'a été prouvée par les statistiques. Le spectre moyen

de l'acouphène de la population totale augmente avec la fréquence (fig. 1.a). La contribution fréquentielle est relativement constante autour de 30% entre 250 et 1000 Hz, puis elle augmente jusqu'à environ 60% à 4000 Hz où elle se stabilise. Les spectres des trois groupes de  $f_c$  ont globalement la même allure que celui de la population totale. Aucune différence n'a été trouvée entre les spectres des trois groupes pour aucune fréquence (fig. 1.b). Nos résultats ne montrent donc pas d'effet de la  $f_c$  sur la composition fréquentielle du spectre de l'acouphène. Enfin, les spectres moyens des deux groupes classés selon la conservation des basses fréquences (BF) augmentent aussi avec la fréquence. Les composantes de basses et moyennes fréquences du spectre de l'acouphène semblent similaires pour les deux groupes. Mais les hautes fréquences sont plus faibles de 10 à 20% à partir de 3000 Hz chez les patients BF>25dB par rapport au groupe BF<25dB. La différence est significative à 6000 Hz ( $p=0,004$ ) et à 8000 Hz ( $p=0,048$ ). Un spectre moyen plus équilibré en fréquence induit donc une plus grande variabilité de la Fd.

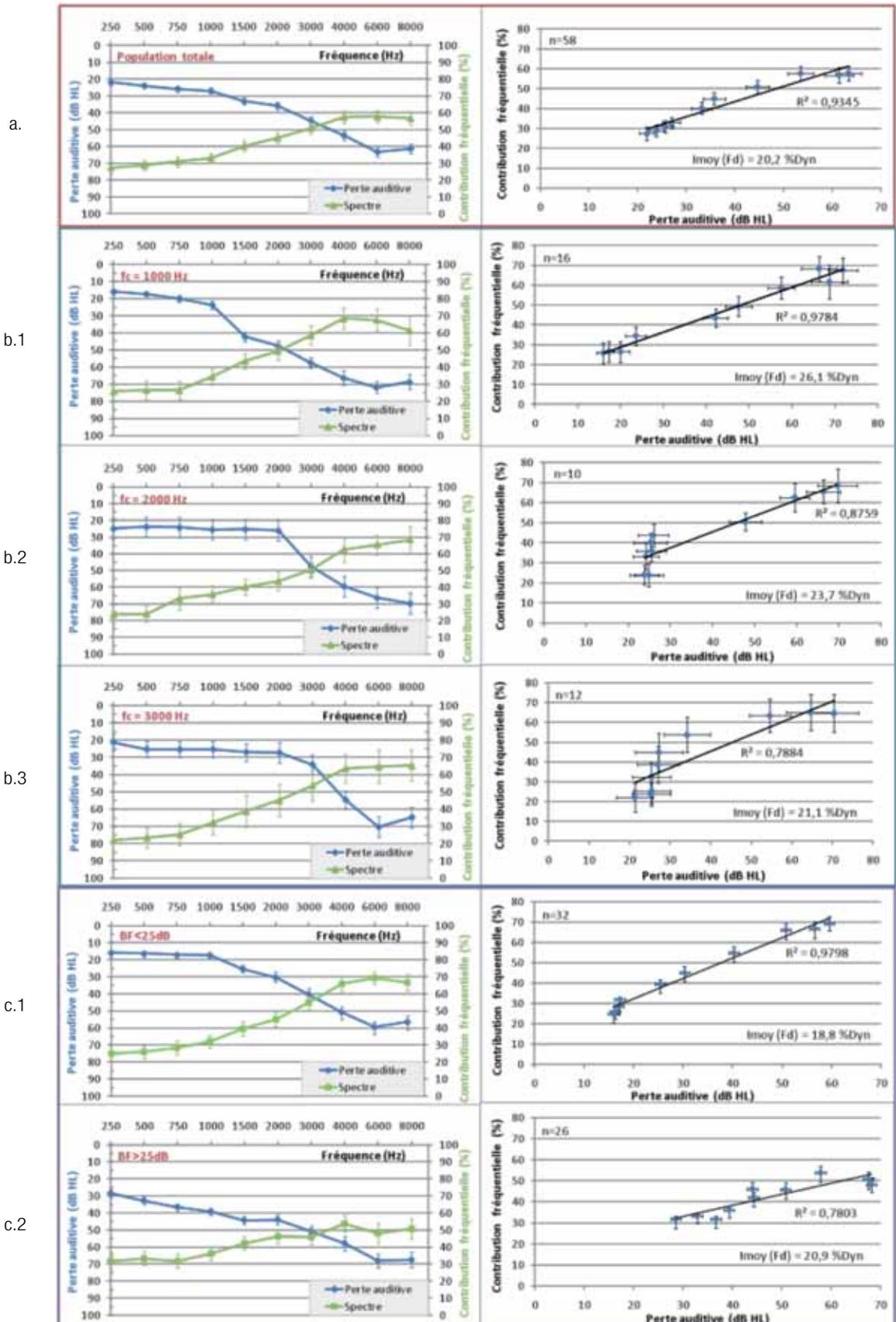


Figure 2 : Comparaison entre le spectre moyen de chaque groupe et la perte auditive moyenne (à gauche). Recherche du lien entre les deux paramètres (à droite) par mesure du coefficient de corrélation au carré.



Le spectre moyen de chaque groupe est comparé à sa perte auditive moyenne. Un lien entre les deux paramètres est recherché en figure 2, par mesure du coefficient de corrélation au carré, ce qui représente la covariance (plus  $R^2$  est proche de 1 plus le lien entre la perte et le spectre est fort).

Dans la population totale comme pour chaque sous-groupe, le spectre moyen de l'acouphène ressemble à la perte auditive moyenne. En effet, la contribution des fréquences dans le spectre de l'acouphène augmente avec l'importance de la perte (fig. 2.a partie gauche). On trouve d'ailleurs une forte covariance ( $R^2=0,934$ ) entre la perte auditive à la fréquence considérée et sa contribution dans la composition spectrale de l'acouphène (fig. 2.b partie droite). Ainsi, le modèle linéaire explique 93% des spectres de la population totale. Le spectre de l'acouphène serait donc fortement lié à la forme de la perte d'audition. La contribution fréquentielle augmente précisément avec la perte auditive pour le groupe  $fc=1000$  Hz (fig. 2.b.1). Pour les groupes  $fc=2000$  Hz et  $fc=3000$  Hz (fig. 2.b.2 et 2.b.3), la contribution fréquentielle augmente dès les basses fréquences alors que la perte auditive est constante. C'est pourquoi, la covariance entre les deux paramètres est forte pour la  $fc$  à 1000 Hz et décroît avec l'augmentation de la  $fc$  (pour 1000Hz  $R^2=0,978$ , pour 2000Hz  $R^2=0,875$ , pour 3000Hz  $R^2=0,788$ ). Dans le groupe  $BF<25$  dB, la contribution fréquentielle au spectre et la perte auditive augmentent faiblement jusqu'à 1000 Hz, puis plus fortement jusqu'à 6000 Hz où elles diminuent légèrement (fig. 2.c.1). On observe donc dans ce groupe une forte covariance entre le spectre de l'acouphène et la perte auditive ( $R^2=0,979$ ). Par comparaison, dans le groupe  $BF>25$  dB, la perte auditive moyenne est supérieure d'au moins 10 dB entre 250 et 4000 Hz et la contribution fréquentielle se stabilise à 50% à partir de 2000 Hz. Donc, même si les pertes auditives des deux groupes sont similaires sur les hautes fréquences, c'est la composante aigue du spectre qui est diminuée. C'est pourquoi la covariance entre les deux paramètres est plus faible ( $R^2=0,780$ ) (fig. 2.c). La dégradation des fréquences basses et moyennes de l'audition entraîne donc un spectre d'acouphène plus équilibré entre les fréquences.

En résumé de cette première partie expérimentale, nous constatons plusieurs choses importantes.

- La fréquence dominante de l'acouphène des 58 patients testés est dans 72% des cas supérieure ou égale à 4000 Hz. L'utilisation d'une aide auditive qui n'amplifie pas correctement les fréquences aiguës sera probablement peu efficace voir même délétère dans certains cas. L'utilisation des générateurs de bruits larges-bandes pour les acouphènes très aiguës semble être la meilleure solution.
- Il existe bien un lien fort entre le spectre de l'acouphène et la perte auditive, et ce quelque soit le type de surdité (fréquence de coupure 1000, 2000, 3000 ; perte ou non dans les fréquences graves). Néanmoins lorsque nous comparons les spectres des groupes à plusieurs fréquences de coupure nous ne trouvons pas de différences statistiquement significatives. Le lien qui régit le spectre de l'acouphène et la perte auditive n'est donc pas strict et/ou la méthode de mesure du spectre de l'acouphène n'est peut être pas optimisée.

Afin d'y voir un peu plus clair, nous avons voulu quantifier ce lien (spectre de l'acouphène et perte auditive) pour chaque patient. Les résultats obtenus chez 54 patients sont décrits **figure 3**.

Comme le montre l'histogramme en rouge, seuls 27 des 54 patients ont un lien significatif entre la perte auditive et le spectre de l'acouphène. Ce lien diminue encore lorsque l'on ne prend pas en compte l'audiogramme sur les hautes ou basses fréquences (une

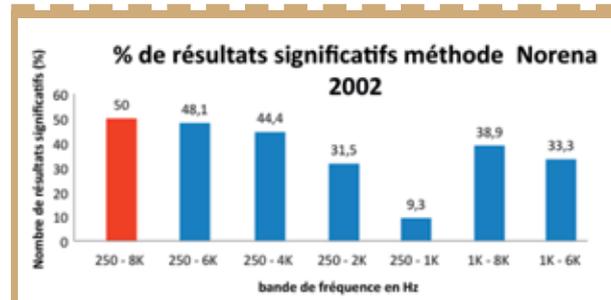


Figure 3 : Histogramme représentant la proportion des 54 patients (en %) ayant le spectre de son acouphène (mesurée par la méthode de Arnaud Norena 2002) corrélé significativement avec son audiogramme tonal mesuré par demi-octave, de 250 à 8kHz, de 250 à 6kHz, de 250 à 4kHz, de 250 à 2kHz, de 250 à 1kHz, de 1kHz à 8kHz, de 1kHz à 6kHz.



Figure 4 : méthode de mesure du spectre de l'acouphène par choix catégoriel. Un son est envoyé, le patient doit nous répondre s'il faut de « pas du tout » à « totalement » parti de son acouphène.

perte sur les basses ou hautes fréquences influence donc le spectre de l'acouphène).

Ce résultat est important car il relance un débat sur la méthode décrite par Arnaud Norena. En effet, nous avons montré qu'en moyenne et pour différentes catégories de surdités le spectre mesuré de l'acouphène est fortement corrélé à la perte auditive. Néanmoins individuellement ce n'est présent que pour une personne sur deux et ce malgré le fait que le patient ait une perte auditive. Au regard de ces constatations, deux hypothèses distinctes ou complémentaires peuvent donc être formulées :

- La technique de mesure du spectre définie par Arnaud Norena n'est pas toujours fiable. Il semble intéressant d'améliorer la technique.
- La méthode qui consiste à compenser strictement la perte auditive (soit par une aide auditive soit par un masqueur) peut ne pas convenir à tous les patients. Une méthode complémentaire qui inclut aussi le spectre à la perte auditive doit être envisagée.

Dans un premier temps, nous avons voulu faire une critique objective de la méthode de mesure du spectre de l'acouphène de Arnaud Norena. Noter de 0 à 10 le fait qu'un son appartienne ou non à l'acouphène peut engendrer des difficultés dans l'appréciation. Nous savons qu'en psychoacoustique lorsque l'on veut mesurer le codage de la sonie (force sonore d'un son) ou de la tonie (hauteur tonale d'un son), plutôt que de demander une note de 0 à 100, il est préférable de demander au sujet testé une estimation qualitative sur plusieurs niveaux. Parti de ce principe, nous avons développé une mesure du spectre de l'acouphène par estimation catégorielle (**figure 4**).

Une étude similaire à celle présentée figure 3 a été effectuée chez 21 nouveaux patients. Pour cette population, la mesure du spectre de l'acouphène c'est faite par méthode catégorielle telle que définie figure 4. L'audiogramme a été analysé dans ce cas jusqu'à 16kHz. Les résultats obtenus sont décrits figure 5.

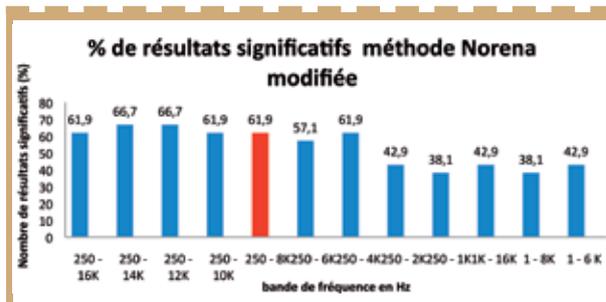


Figure 5 : Histogramme représentant la proportion des 21 patients (en %) ayant le spectre de leur acouphène (mesurée par la méthode de mesure catégorielle du spectre) corrélé significativement avec leur audiogramme tonal mesuré pour les différentes bandes passantes.

Comme le montre l'histogramme en rouge (**figure 5**), 14 des 21 patients ont un lien significatif entre la perte auditive et le spectre de l'acouphène. Ce lien diminue lorsque l'on ne prend pas en compte l'audiogramme sur les hautes ou basses fréquences (une perte sur les basses ou hautes fréquences influence donc le spectre de l'acouphène).

La nouvelle méthode de mesure du spectre de l'acouphène trouve jusqu'à 67% un lien entre la perte auditive (250-14k) et le spectre de l'acouphène. Elle semble donc plus précise que la méthode de Arnaud Norena. Néanmoins 1/3 des patients n'ont pas de liens directs entre leur perte auditive et le spectre de leur acouphène.

Pour conclure, l'acouphène est effectivement lié dans 92% à une perte auditive. Malgré l'amélioration de nos techniques de mesures, nous n'avons que pour deux tiers de personnes testées une corrélation entre la forme du spectre de l'acouphène et la forme de la perte auditive. Cela paraît logique puisque la mesure de l'audiogramme tonale ne reflète qu'une partie de l'état auditif. Récemment, Kujawa & Liberman (2006) a montré qu'un traumatisme sonore pouvait faire dégénérer des cellules auditives sans pour autant être décelable à l'audiogramme tonal.

Le choix et le réglage de l'aide auditive ou du masqueur doit donc prendre en compte ces deux paramètres (perte et spectre) afin d'optimiser les chances de succès. Depuis quatre ans nous avons mis en place une méthode probabiliste qui nous permet de générer un bruit qui prend en compte et la perte et le spectre de l'acouphène. Pour les patients appareillés nous prenons aussi maintenant en compte le spectre de l'acouphène. Les résultats sont encourageant puisqu'environ 79% des 200 patients appareillés et 70% des 80 patients avec masqueur sentent une amélioration sur leur acouphène.

Affaire à suivre !!!

## 5

### Remerciements

Nous tenons à remercier le docteur Arnaud Norena, le doctorant David Colin, Mr Morgan Potier, Melle Carine Bory, Mr Brioux Cazals pour avoir contribué à ces études.

## 6

### Références

Evered D. Definition and classification of tinnitus. Tinnitus. CIBA Foundation Symposium 85, ed. Evered, D. & Lawrenson, G., (1981a) 300-302. London: Pitman.

Feldman. Homolateral and contralateral masking of tinnitus by noise-bands and by pure tones. *Audiology*. 1971 ;(10) : 138-144.

Gallégo S., Collet L., Norena A., Thai-Van H., Berger P., Aides auditives et acouphènes, Espace scientifique, 2007.

Henry JA, Schechter MA, Zaugg TL, Griest S, Jastreboff PJ, Vernon JA, Kaelin C, Meikle MB, Lyons KS, Stewart BJ. Outcomes of clinical trial: tinnitus masking versus tinnitus retraining therapy. *J Am Acad Audiol*. 2006 Feb;17(2):104-32.

Kochkin S & Tyler R. tinnitus treatment and the effectiveness of hearing aids : Hearing care professional perceptions. *Hear. Rev*. 2008 ; (15) 14-18.

Kujawa SG1, Liberman MC. Acceleration of age-related hearing loss by early noise exposure: evidence of a misspent youth. *J Neurosci*. 2006 Feb 15;26(7):2115-23.

Meikle MB, Stewart BJ, Griest SE, Henry JA. Tinnitus outcomes assessment. *Trends Amplif*. 2008 Sep;12(3):223-35.

Moffat G, Adjout K, Gallego S, Thai-Van H, Collet L, Noreña AJ. Effects of hearing aid fitting on the perceptual characteristics of tinnitus. *Hear Res*. 2009 Aug;254(1-2):82-91.

Munhoes dos Santos Ferrari G, Sanchez TG, Bovino Pedalini ME. The efficacy of open molds in controlling tinnitus. *Braz J Otorhinolaryngol*. 2007 May-Jun;73(3):370-7.

Munhoes dos Santos Ferrari G, Sanchez TG, Bovino Pedalini ME. The efficacy of open molds in controlling tinnitus. *Braz J Otorhinolaryngol*. 2007 May-Jun;73(3):370-7.

Nageris BI, Attias J, Raveh E. Test-retest tinnitus characteristics in patients with noise-induced hearing loss. *Am J Otolaryngol*. 2010 May-Jun;31(3):181-4.

Norena A, Micheyl C, Chéry-Croze S, Collet L. Psychoacoustic characterization of the tinnitus spectrum: implications for the underlying mechanisms of tinnitus. *Audiol Neurootol*. 2002 Nov-Dec;7(6):358-69.

Norena A, Micheyl C, Chéry-Croze S, Collet L. Psychoacoustic characterization of the tinnitus spectrum: implications for the underlying mechanisms of tinnitus. *Audiol Neurootol*. 2002 Nov-Dec;7(6):358-69.

Norena A. Générateur de signaux auditifs destinés à des personnes atteintes d'acouphènes. Brevet, 25.07.2002

Noreña AJ, Chery-Croze S. Enriched acoustic environment rescales auditory sensitivity. *Neuroreport*. 2007 Aug 6;18(12):1251-5.

Pan T, Tyler RS, Ji H, Coelho C, Gehringer AK, Gogel SA. The relationship between tinnitus pitch and the audiogram. *Int J Audiol*. 2009 May;48(5):277-94.

Penner MJ. Variability in matches to subjective tinnitus. *J Speech Hear Res*. 1983 Jun;26(2):263-7.

Roberts LE, Moffat G, Baumann M, Ward LM, Bosnyak DJ. Residual inhibition functions overlap tinnitus spectra and the region of auditory threshold shift. *J Assoc Res Otolaryngol*. 2008 Dec;9(4):417-35.

Searchfield GD, Kaur M, Martin WH. Hearing aids as an adjunct to counseling: tinnitus patients who choose amplification do better than those that don't. *Int J Audiol*. 2010 Aug;49(8):574-9.

Sirimanna T., Stephens D. and Board T., Tinnitus and audioscan. notches. *J. Audiol. Med*. 1996, 5 : 38-48.

Surr RK, Kolb JA, Cord MT, Garrus NP. Tinnitus Handicap Inventory (THI) as a hearing aid outcome measure. *J Am Acad Audiol*. 1999 Oct;10(9):489-95.

Thai-Van H, Veuillet E, Norena A, Guiraud J, Collet L. Plasticity of tonotopic maps in humans: influence of hearing loss, hearing aids and cochlear implants. *Acta Otolaryngol*. 2010 Mar;130(3):333-7.

Trotter MI, Donaldson I. Hearing aids and tinnitus therapy: a 25-year experience. *J Laryngol Otol*. 2008 Oct;122(10):1052-6.

Tyler RS, Conrad-Arnes D. Tinnitus pitch: a comparison of three measurement methods. *Br J Audiol*. 1983 May;17(2):101-7.

Vernon J. Attempts to relieve tinnitus. *J Am Audiol Soc*. 1977 Jan-Feb;2(4):124-31.



# Découvrez le cerveau derrière les contours d'oreille.

Les aides auditives Phonak Bolero V associent les hautes performances de la technologie Venture à une vraie fiabilité et une grande simplicité d'utilisation. Le « cerveau » de la plateforme Venture, AutoSense OS, offre une précision et une exactitude inégalées dans les environnements complexes, afin de créer une expérience auditive continue et fluide. Forte de ses décennies d'expérience dans les appareils contour d'oreille, Phonak présente aujourd'hui la plus petite aide auditive de la gamme Bolero V, résistante à l'eau et à la poussière, classée IP67. Bolero V n'est qu'une des nombreuses solutions ingénieuses de Phonak.

## Ingénieux, tout simplement



# Dossier

## Mesures d'interaction et performances chez les sujets implantés cochléaires

**Nicolas GUEVARA<sup>1</sup>**  
**Eric TRUY<sup>2</sup>**  
**Stéphane GALLEGRO<sup>3</sup>**

**1. Institut Universitaire de la Face et du Cou, CHU de Nice, 31 Avenue de Valombrose, 06107 Nice cedex 2, France**

**2. Department of Audiology and Otorhinolaryngology, Edouard Herriot Hospital, 5 Place d'Arsonval, 69437 Lyon, France**

**3. Institut des sciences et techniques de réadaptation, 8 Avenue Rockefeller, 69373 Lyon Cedex 08, France**

1

### Résumé

L'implant cochléaire est une prothèse neurale utilisée en routine clinique depuis maintenant 25 ans. Il permet aux enfants nés profondément sourds mais aussi aux adultes handicapés par une surdité dont l'appareillage conventionnel est insuffisant d'accéder à une audition utile. L'élargissement des indications à des surdités moins sévères et la bilatéralisation de plus en plus fréquente et systématique sans réels critères strictement définis, associés à un manque de facteurs pronostiques fiables limitent l'optimisation individuelle et collective de la prise en charge de la surdité. Notre objectif a été de développer un modèle pronostique chez le patient implanté cochléaire unilatéral. Une nouvelle méthode objective de mesure d'interactions électriques et neurales par potentiels évoqués auditifs électriques (PEAe) a été utilisée.

La performance vocale sans lecture labiale a été mesurée pour chaque patient à l'aide d'un test de logatome (64 « voyelle-consonne-voyelle » - VCV en choix forcé 1 parmi 16).

Des PEAe ont été réalisés chez les 16 patients implantés cochléaires (IC à 20 électrodes - Oticon Medical®). Deux mesures ont été effectuées :

- 1) Obtention de PEAe avec une stimulation sur une seule électrode à 70% de la dynamique (4 électrodes testées réparties au sein de la cochlée) ; puis sommation de ces 4 PEAe.
- 2) Obtention d'un seul PEAe avec stimulation d'une salve des 4 mêmes électrodes à 70% de la dynamique.

La comparaison des PEAe obtenus par ces 2 méthodes estime l'interaction électrique et neurale entre les canaux de stimulation. Une corrélation significative entre la performance vocale et le ratio d'amplitude de l'onde V des PEAe obtenus avec les deux méthodes a été trouvée (régression linéaire, corrélation de Pearson  $-r^2=0.33$ ,  $p<0.05$  ;  $n=16$  ; régression non-linéaire  $r^2=0.47$ ,  $p=0.005$ ).

Le modèle pronostique permet d'expliquer presque la moitié de la variance interindividuelle. Développé à partir de mesures d'interactions électriques et neurales par PEAe, il évalue les capacités bio-électriques du patient à utiliser plusieurs canaux d'informations fournis par l'implant. Ce type d'information pronostique est essentiel à la fois au niveau de l'individu qui pourra bénéficier d'une adaptation personnalisée de sa prise en charge mais aussi au niveau sociétal par une meilleure répartition des ressources selon les besoins.

2

### Introduction

L'implant cochléaire (IC) est une véritable révolution médicale du XX<sup>ème</sup> siècle. Cette technologie couramment utilisée en pratique clinique depuis les années 1990 a permis de restaurer une audition utile à des personnes devenues

handicapées par une surdité sévère à profonde (Wilson, Finley et al. 1991; Gates and Mills 2005). De plus, elle a transformé la vie d'enfants nés sourds leur permettant l'accès au monde de la communication orale et d'avoir un développement intellectuel et éducatif identique à celui d'un normo-entendant (Svirsky, Robbins et al. 2000).

Le principe de l'IC est une réhabilitation prothétique de la surdité quelle que soit son étiologie. Son fonctionnement est basé sur une stimulation directe du nerf auditif (Nerf VIII) au moyen d'une vingtaine d'électrodes implantées chirurgicalement dans la cochlée, et dont la séquence de stimulation issue du stimulus est réglée en s'inspirant du mode de fonctionnement du code neural. Le patient implanté devra ensuite faire un gros travail de rééducation auditive et orthophonique pour apprendre à décoder les sons nouvellement perçus. L'indication d'une implantation cochléaire a beaucoup évolué ces dernières années en raison des bons résultats obtenus sur des surdités moins profondes. Ainsi l'indication retenue à l'heure actuelle est une surdité neurosensorielle bilatérale sévère à profonde avec une intelligibilité  $<50\%$  à 60dB HL en champ libre malgré un appareillage optimal chez un patient motivé et préférentiellement doté d'un bon entourage personnel et professionnel (2004). Il n'existe pas de limite d'âge physiologique, le plus important dans le succès d'une implantation cochléaire étant l'état cognitif du patient. Par contre, le langage se doit d'avoir été acquis, ce qui explique l'absence d'indication en présence d'une surdité pré-linguale chez l'adulte. En effet, dans ce cas, il existe une réorganisation corticale avec disparition du cortex auditif au dépend d'autres systèmes sensoriels notamment visuel (Lee, Lee et al. 2001) et l'implant donnerait de mauvais résultats. Ainsi, chez les enfants sourds prélinguaux, l'implantation doit être la plus précoce possible. Une implantation précoce donne des résultats sur la compréhension et la production du langage meilleurs et plus rapides qu'une implantation tardive (O'Donoghue, Nikolopoulos et al. 2000). Au-delà de 5 ans, en cas de surdité congénitale profonde ou totale non évolutive, il n'y a d'indication (sauf cas particuliers) que si l'enfant a développé une appétence à la communication orale (O'Donoghue, Nikolopoulos et al. 2000). Si l'enfant est entré dans une communication orale, il peut bénéficier d'une implantation quel que soit son âge. Les adultes jeunes sourds congénitaux peuvent ainsi être implantés. Actuellement, l'IC est arrivé à maturité avec plus de 300 000 patients implantés dans le monde (NIDCD) 2013).

Ce nombre est beaucoup plus important que les chiffres combinés de tous les autres types de prothèses neurales. En outre, le rétablissement de la fonction fournie par les IC actuels surpasse de loin celui réalisé à ce jour avec les autres prothèses neurales. Le bénéfice majeur en terme de qualité de vie par rapport à son coût (coût-utilité exprimée en QALY (quality-adjusted life-years)) (Cheng and Niparko 1999; Cheng, Rubin et al. 2000) a permis le remboursement de cet implant par la majorité des systèmes de



santé dans le monde. D'ailleurs, l'IC reste un modèle dans le développement d'autres implants comme ceux pour la restauration de la vision (implants rétiniens) ou de l'équilibre (implants vestibulaires).

L'implant cochléaire « moderne », c'est-à-dire l'implant multi-électrodes utilisant des stratégies de codages séquentielles (Wilson, Finley et al. 1991), a permis d'obtenir de bons résultats sur la compréhension vocale. Quelle que soit la marque de l'implant, le modèle ou les stratégies spécifiques les plus récentes de traitement qui leur sont associées, le taux de reconnaissance vocale des mots monosyllabiques est de l'ordre de 50 à 60 % (lorsque seule l'audition est utilisée, c'est à dire sans lecture labiale), et ce, à travers toutes les populations de sujets testés (Wilson and Dorman 2008). Cependant, la variabilité des résultats est élevée : ce test, qui fait partie des tests audiologiques classiques les plus difficiles, permet à certains sujets d'obtenir des scores de 100 % ou presque, alors que d'autres obtiennent à peine plus de 0 %. De plus, en comparaison avec des normo-entendants, les patients implantés cochléaires présentent encore de grandes difficultés dans la perception de la musique, de la reconnaissance de la parole dans le bruit et dans la compréhension des langues tonales (Zeng 2004). De nombreux facteurs prédictifs du résultat obtenu avec l'IC ont été décrits. Une étude multicentrique menée chez l'adulte en 1996 et mise à jour en 2013 (Blamey, Arndt et al. 1996; Blamey, Artieres et al. 2013) sur l'analyse de ces facteurs pronostiques a confirmé l'importance des 4 facteurs principaux que sont la durée de la surdité sévère avant la mise en place de l'IC, l'âge au moment de l'apparition de la surdité sévère, l'étiologie de la surdité et la durée d'utilisation de l'IC. Un modèle défini par ces 4 facteurs permettait d'expliquer, en 1996, 21 % de la variance interindividuelle. Néanmoins, les stratégies de codage s'étant affinées entre 1996 et 2002 et la performance globale s'améliorant, les effets de ces facteurs pronostiques ont diminué (seulement 10% de la variance restait expliquée par le modèle). Malgré l'introduction de 9 nouveaux facteurs significatifs dans ce modèle prédictif (dont la durée de surdité modérée et l'utilisation d'aides auditives), seuls 22 % de la variance ont finalement pu être expliqués. Un « élément » probablement essentiel expliquant ces disparités de résultats est la composante biologique du nerf auditif, des voies auditives dans le tronc cérébral, et du cortex auditif du porteur d'implant. Cette composante biologique est très variable dans son intégrité fonctionnelle ainsi que dans la capacité des patients à s'adapter (plasticité cérébrale), et cette variabilité peut expliquer au moins en partie la diversité des résultats qui persiste encore aujourd'hui chez les implantés cochléaires. L'objectif actuel est de rendre l'IC meilleur (Truy and Bergeron 1997), d'améliorer ses capacités de décodage et surtout d'améliorer son rapport coût-utilité (QALY), notamment à l'heure où la bilatéralisation, de plus en plus systématique, fait débat. En effet, il n'existe pas de réels critères d'indi-

cations que cela soit chez l'enfant ou chez l'adulte, l'apport individuel reste variable (Litovsky, Parkinson et al. 2009) et le bénéfice collectif et sociétal reste à démontrer (Summerfield, Marshall et al. 2002; Wei, O'Leary et al. 2007; Bond, Mealing et al. 2009; Crathorne, Bond et al. 2012).

Plusieurs voies d'optimisation sont actuellement étudiées sur le matériel lui-même et sur les stratégies de codage. Les techniques chirurgicales sont de moins en moins traumatiques dans l'ouverture cochléaire ; la mise en place peut être réalisée sans entraîner de lésions cellulaires supplémentaires (concept de préservation neurale). Ceci a permis le développement d'implants électroacoustiques qui fournissent une stimulation bimodale à des personnes ayant une surdité partielle prédominant sur les fréquences aiguës (Fraysse, Macias et al. 2006) (stimulation acoustique pour les fréquences graves conservées et stimulation électrique pour les fréquences aiguës atteintes). De nombreux travaux sur le design des portes-électrodes sont également en cours afin de limiter les traumatismes d'insertion et d'améliorer l'interface électrode-neurone. Les stratégies de traitement de l'information acoustique s'améliorent continuellement afin de fournir des informations acoustiques de plus en plus naturelles. Les différents fabricants proposent de nombreuses possibilités de réglages des paramètres de stimulation. Ainsi, le nombre d'électrodes stimulées, la vitesse ou la fréquence de stimulation, le type de stimulation électrique utilisé peuvent être choisis de façon personnalisée pour chaque patient. Aujourd'hui les stratégies de codages sont basées sur la stimulation séquentielle, la détection de maxima spectraux avec au moins 8 à 12 canaux actifs et sites correspondants de stimulation (« N of M ») et exploitent au maximum la cadence de stimulation qui doit être rapide, mais pas trop pour éviter la fatigabilité des fibres nerveuses et pour s'adapter à leur période réfractaire. Néanmoins, les réglages « personnalisés » restent limités en raison de la difficulté de compréhension et d'analyse de la gestion du signal au niveau individuel. D'un point de vue électrophysiologique, cette variabilité interindividuelle pourrait être liée aux interactions bio-électriques entre les électrodes stimulantes et le nerf cochléaire, et au delà (tronc cérébral, cortex) qui limitent le nombre effectif et indépendant de canaux de stimulation. D'ailleurs, plusieurs études ont montré que les performances de reconnaissance de la parole plafonnaient entre 4 et 8 électrodes chez le patient implanté cochléaire (Fishman, Shannon et al. 1997; Friesen, Shannon et al. 2001).

A ce jour peu d'études se sont intéressées aux mesures de ces interactions. Les méthodes électrophysiologiques utilisées dans ces études étaient principalement basées sur le recueil des potentiels d'action composite intra-cochléaire (Hughes and Stille 2008; Abbas and Brown 2014) (ECAP en anglais, pour electrically evoked compound action potential). L'ECAP représente la réponse synchrone des fibres du nerf auditif stimulées électriquement et est donc essentiellement la version électrique de l'onde I des PEAe (Poten-

tiels évoqués auditifs électriques) (Abbas, Hughes et al. 2004). Ces mesures faites par un système incorporé dans l'implant cochléaire lui-même n'indiquent ainsi que l'importance du chevauchement (de l'interaction) entre les populations de neurones dans la cochlée et le nerf auditif dans sa partie proximale. Ces mesures périphériques évaluant uniquement l'interface électrode-neurone, et bien qu'indiquant des variabilités interindividuelles, n'ont jamais été corrélées à la performance vocale (Hughes and Abbas 2006; Hughes and Stille 2008; Tang, Benitez et al. 2011; van der Beek, Briaire et al. 2012). L'analyse des facteurs pronostiques cliniques (Blamey, Artieres et al. 2013) a retrouvé plusieurs paramètres significatifs tels que la durée de déprivation auditive ou l'utilisation d'aides auditives avant l'implantation qui semblent être reliés à l'état et l'activité du système auditif, au-delà de la cochlée. Ces voies auditives supérieures peuvent être étudiées électrophysiologiquement par des potentiels évoqués auditifs (qui utilisent des électrodes de recueils placées à distance) soit précoce (EABR- niveau du tronc cérébral) soit tardifs (Late cortical responses - Niveau cortical). Nous avons précédemment montré que la relation entre les variables électrophysiologiques et de la parole est plus significative au niveau de tronc cérébral qu'au niveau des aires auditives (Maurer, Collet et al., 2002) (Guiraud, Gallego et al., 2007; Guiraud, Gallego et al., 2007). Plus précisément, nous avons montré que l'intervalle de temps de latence entre les Ondes III et V était prédictif des performances de la reconnaissance vocale (Gallego, Frachet et al., 1998). Ce résultat souligne la nécessité d'évaluer l'interaction non seulement à un niveau périphérique mais aussi au cours des premiers traitements neuronaux centraux du signal, qui sont essentiels pour le traitement auditif (Akhoun, Gallego et al. 2008). L'évaluation centrale, corticale, semble quant à elle moins informative sur les capacités de traitement « pures » de l'information auditive car en rapport également avec l'activité des aires auditives secondaires et associatives. La réalisation de PEAE nécessite néanmoins un équipement particulier complémentaire, et est une procédure longue et sensible aux artefacts musculaires. A ce jour, aucune méthode d'évaluation quantitative d'interactions électriques n'a été décrite par l'utilisation de PEAE.

Des méthodes de mesures objectives de ces interactions (quelle que soit la cause de l'interaction) sont donc essentielles afin d'évaluer pour chaque patient ses « capacités biologiques » et ainsi adapter ses réglages. De plus, bénéficier d'un test pronostique chez le

patient implanté permettrait d'adapter la stratégie globale de prise en charge de ce patient au niveau individuel mais aussi au niveau collectif avec une optimisation des ressources mises à disposition de la société.

Le but de notre travail a donc été de développer une méthode originale de mesure d'interaction par des PEAE et de corréler les résultats aux performances vocales.

### 3

## Matériel et Méthodes

### Sujets

Seize adultes (11 femmes, 5 hommes; âgés entre 19 et 81 ans), implantés avec un implant cochléaire Digisonic SP (Neurelec-Oticon®), ont participé à l'étude. Ils étaient tous natifs de langue française, devenus sourds en post-lingual, et avaient au moins 10 mois d'expérience avec l'implant avant les mesures. Aucun critère spécifique d'inclusion n'a été défini notamment en ce qui concerne l'étiologie de la surdité, la durée de la surdité et le temps écoulé depuis l'implantation, de manière à avoir accès à une large gamme de performances de reconnaissance de la parole. Les données démographiques sont présentées dans le **tableau I**. Chaque participant a fourni un consentement écrit et les mesures ont été menées en conformité avec le comité d'éthique local (RPC Sud-Méditerranée V n° 12,075).

### L'implant cochléaire Digisonic SP

Il s'agit d'un implant cochléaire transcutané multi-électrode qui utilise une stratégie de codage MPIS (main peak interleaved sampling) (Di Lella, Bacciu et al. 2010). Le mode de stimulation utilisé est un mode hybride entre un mode « masse commune » (common ground), dans lequel une électrode est activée à la fois, toutes les autres étant reliées à la masse et un mode « monopolaire » où le retour de courant se fait vers une électrode extracochléaire sous-cutanée.

La partie implantée du dispositif se compose d'un récepteur et d'un réseau d'électrodes de 25 mm de long avec 20 électrodes de platine-iridium actives.

Patients	Sexe	Age (années)	Durée de privation (années)	Durée de l'IC (années)	Etiologie	VCV (%)	LIII (ms)	LV (ms)
10-CM	F	48	40	5	Congénitale	12,50%		4
2-LR	M	59	22	11	Otospongieuse	18,70%	2,24	3,98
13-CG	F	81	50	12	Inconnue	18,70%		3,49
14-GG	M	62	46	0,85	Otospongieuse	21,90%	2,24	4,06
12-TD	F	61	44	3	Inconnue	23,40%		4,21
11-ME	F	67	43	6	Inconnue	26,60%	1,99	3,75
5-NF	F	55	52	5	Congénitale	28,10%	2,12	3,99
6-MJ	M	58	40	1,5	Congénitale	37,50%	2,11	3,7
16-GA	F	19	19	12	Congénitale	45,30%		3,84
15-DG	M	46	9	1,2	Congénitale	53,10%	2,21	4,16
7-YS	F	38	35	4	Congénitale	54,70%	2,05	3,73
3-DM	F	65	26	7	Inconnue	56,20%	2,13	3,82
1-ML	F	48	11	5	Inconnue	64,10%	2,17	3,66
4-RJ	F	55	20	4	Otospongieuse	70,30%	2,17	3,93
9-GS	F	49	20	2,5	Inconnue	73,40%	2,29	3,97
8-SP	M	52	8	1,5	Inconnue	75%	2,31	4,12

Tableau I : Démographie des patients



## Mesure de la performance vocale sans lecture labiale

La reconnaissance vocale a été évaluée au moyen d'un test de logatome « voyelle-consonne-voyelle » (VCV) à choix forcé dans le calme. Afin de faire correspondre les zones testées par les PEAE (de 1107 à 4883 Hz), et aussi de rendre ce test plus difficile pour mieux dissocier les performances des patients, seule l'intelligibilité de la consonne a été testée. Seize stimuli ont été testés de manière informatisée et aléatoire, avec un total de 64 passages. Ce test a été effectué à un niveau sonore confortable choisi par les patients entre 65 à 75 dB SPL. Les mots ont été présentés via un haut-parleur situé à l'avant du patient. Une intelligibilité de 1/16 (6,25%) correspondait au hasard.

## Enregistrements des PEAE

Les sujets ont été encouragés à se détendre pendant la session d'enregistrement afin de limiter les artefacts musculaires. Les PEAE ont été enregistrés en utilisant des électrodes de surface placées sur le front (+), sur la partie inférieure du menton (-), et sur la mastoïde controlatérale (commune). Chaque session de test durait 3 à 4 heures avec des temps de pause. Les paramètres d'acquisition sont les suivants : matériel : Racia Centor USB, sensibilité 100µV, bande passante (1.6-3600Hz), moyennage deux fois 1500, temps d'analyse 10 millisecondes pour 512 points.

Les stimuli utilisés pour les enregistrements des PEAE ont été générés à l'aide d'un stimulateur portable Neurelec-Digistim exécuté à partir d'un PC couplé à un port USB. Le générateur de stimulation contenu dans ce système peut produire des impulsions électriques bi-phasiques équilibrées ayant une intensité allant jusqu'à 3 mA sous une charge 2 kOhms (Gallego, Micheyl et al. 1996). L'amplitude d'impulsion a été fixée à 0,9 mA. La durée de l'impulsion variait entre 20 et 250 µs en fonction du niveau de perception de la stimulation. La fréquence de stimulation était de 47 Hz.

Les stimuli ont été délivrés à 4 électrodes différentes réparties le long de la cochlée (EN 4, 7, 10 et 13) avec un niveau de stimulation unique. Etant donné que le niveau de seuil (T) et de confort maximal (C) pour la stimulation électrique peuvent varier largement entre les patients et les électrodes, ce niveau a été spécifié en tant que pourcentage de la plage dynamique électrique de l'électrode testée (défini comme la différence entre les intensités correspondant aux niveaux de T et C) plutôt qu'en intensité absolue. Un niveau correspondant à 70% de la dynamique a été choisi afin d'obtenir un niveau suffisant pour les mesures sans risque d'atteindre le seuil d'inconfort lors de la stimulation synchrone des 4 électrodes.

Deux mesures ont été effectuées:

- 1) Stimulation individuelle : nous avons enregistré quatre PEAE avec une stimulation sur une seule électrode pour les 4 électrodes différentes définies précédemment. La somme de ces quatre PEAE a été faite.
- 2) Stimulation multi-électrodes: nous avons obtenu un PEAE avec une stimulation d'une salve des ces quatre électrodes dans un même train d'impulsions.

## Evaluation de l'interaction électrique

Les travaux de Fishman et al. (Fishman, Shannon et al. 1997) et de Friesen et al. (Friesen, Shannon et al. 2001) ont montré qu'il était possible de diminuer jusqu'à 8 au lieu de 20 le nombre de canaux de stimulation activés sans dégrader intelligibilité des patients (soit environ une électrode sur 3). Les électrodes de l'implant cochléaire

que nous avons testé ont été judicieusement choisies. Elles correspondent à la zone importante pour l'intelligibilité de la parole. Les numéros (EN) 4, 7, 10, et 13 sont situés respectivement à 3.6, 7.2, 10.8, et 14.4 mm de la base de la cochlée (taille de l'électrode : 5 mm ; distance entre chaque électrode : 7 mm). Acoustiquement parlant, les EN 4, 7, 10, et 13 correspondent respectivement aux régions codant pour les fréquences 4120-4883 Hz, 2409-2799 Hz, de 1497 à 1758 Hz, 1107-1237 Hz.

Nous avons émis l'hypothèse que le rapport entre les deux mesures de PEAE effectuées représentait une estimation de l'interaction:

- Dans le cas de figure où l'interaction électrique et neurale était nulle, nous pouvions considérer que les potentiels d'actions envoyés par chacune des électrodes n'interagissaient pas entre eux, le traitement était donc totalement parallèle le long des différents étages du système auditif, du nerf auditif au colliculus inférieur. La somme des 4 PEAE par stimulation individuelle devait alors être semblable au PEAE obtenu avec la stimulation multi-électrodes d'une salve de ces 4 électrodes.
- Dans le cas de figure où l'interaction électrique et neurale était maximale, nous pouvions assimiler l'implant multi-électrode à un implant pseudo-monoélectrode. Lors d'une stimulation multi-électrodes par salve de 4 électrodes seule la première électrode produisait des potentiels d'actions, les autres stimulations étaient sans effet puisque nous entrions en période réfractaire. La somme des 4 PEAE par stimulation individuelle devait alors être quatre fois plus ample que le PEAE obtenu avec la stimulation multi-électrodes d'une salve de ces 4 électrodes.

## 4

## Résultats

Des PEAE de bonne qualité ont pu être obtenus dans tous les cas avec une bonne reconnaissance des ondes III et V (i.e., noyau cochléaire et colliculus inférieur). Les performances vocales sont détaillées dans le tableau I.

Afin de mieux comprendre le protocole et à titre d'exemple, la **figure 1** décrit l'enregistrement des PEAE obtenus en utilisant cette méthode chez deux patients extrêmement différents. Sur la partie gauche, le patient semblait avoir peu d'interaction. En effet, la somme des PEAE à stimulation individuelle était semblable au PEAE à stimulation multi-électrodes. Le rapport d'amplitude de l'onde V (AV ratio) dans ces deux conditions était proche de 1. La stimulation des 4 électrodes sur une même salve générait 4 informations distinctes sans recouvrement.

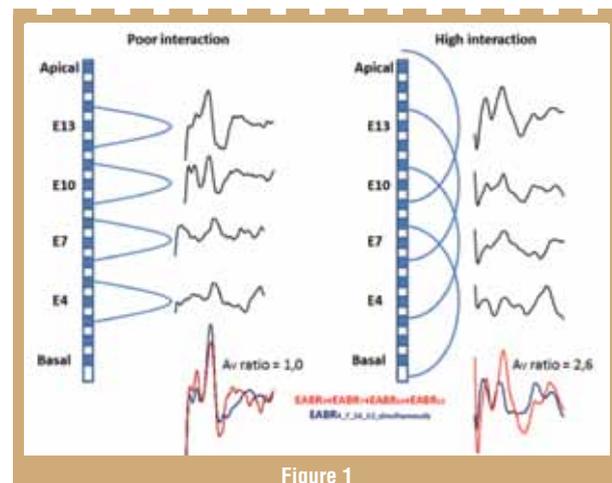


Figure 1

Sur la partie droite, cet autre patient semblait avoir beaucoup d'interaction. La somme des PEAE à stimulation individuelle était beaucoup plus ample que le PEAE à stimulation multi-électrodes avec un AV ratio de 2,6. La stimulation des 4 électrodes sur une même salve générerait beaucoup de recouvrement. Cette différence des PEAE a été retrouvée de façon plus nette sur l'onde V que sur les ondes II et III. L'AV ratio nous a donc semblé être un bon indicateur de l'interaction.

Dans un premier temps, les patients ont été classés en deux groupes en fonction de leurs performances vocales dans le silence:

- Groupe 1 (8 patients) : Bons répondeurs c'est-à-dire > 50% au test de VCV;
- Groupe 2 (8 patients) : Mauvais répondeurs c'est-à-dire <50% au test de VCV.

La **figure 2** représente la moyenne des PEAE correspondants aux deux groupes. Afin de ne pas favoriser les résultats d'un patient, les PEAE ont été normalisés individuellement à partir de l'amplitude de l'onde V de la somme des 4 PEAE (EABR4+EABR7+EABR10+EABR13). Tout comme les 2 exemples de la figure 1, les ondes II et III semblaient être peu sensibles à l'interaction. Le groupe 2, des mauvais répondeurs, nous a semblé avoir beaucoup plus d'interaction que le groupe 1 avec un AV ratio de 1.92. A l'inverse, l'interaction a semblé être négligeable pour le groupe 1 avec un AV ratio de 1.05 (très proche de 1). En dessous d'un certain niveau d'intelligibilité (< 50 %, limite qui séparait nos deux groupes) l'interaction mesurée était importante avec des valeurs d'AV ratio allant de 1 à 4. Le lien qui relie la modification des PEAE avec l'intelligibilité nous a donc semblé être non-linéaire.

Pearson's parametric correlation was used to test for relationship between correct VCV identification scores and the AV ratio ( $r^2=0.36$ ,  $p<0.05$ ,  $n=16$ ). Afin de mieux évaluer ce lien, nous avons tenté de le modéliser par une exponentielle décroissante avec comme critères :

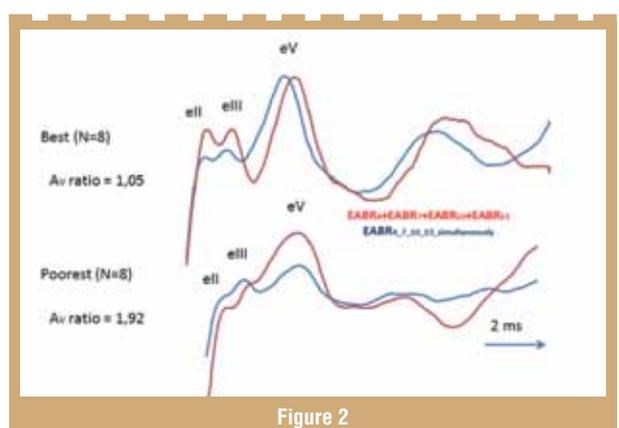


Figure 2

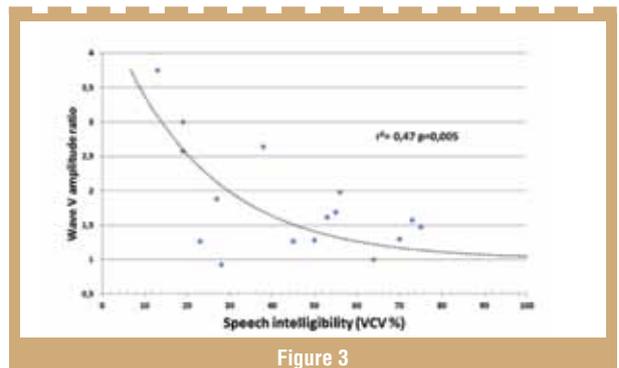


Figure 3

ratio minimum de 1 pour une intelligibilité de 100% (absence d'interactions et compréhension parfaite). Une régression non-linéaire de type exponentielle décroissante a été effectuée avec le logiciel xls-stat et a fait converger le modèle sur l'équation suivante  $AV\ ratio = 1 + 2,8 e^{-0,044(Speech-6,25)}$  ( $n=16$   $r^2=0.47$ ,  $p=0,005$ ) (**Figure 3**).

## 5 Discussion

La variabilité importante des résultats fonctionnels de l'IC associée à un manque de facteurs pronostiques fiables limitent actuellement l'optimisation de cette prothèse neurale. Le test pronostique que nous avons développé est basé sur la mesure des interactions électriques et neurales par l'utilisation de PEAE. Il évalue les capacités biologiques du patient à utiliser plusieurs canaux d'informations fournis par l'implant et permet d'expliquer presque la moitié de la variance interindividuelle.

Du fait de la complexité de mise en œuvre de recueil de ces PEAE, la majorité des études électrophysiologiques portant sur l'interface électrode-neurone l'ont été au travers de mesures d'ECAP, faciles et rapides à effectuer. Néanmoins, ces mesures d'ECAP restent insuffisantes. Cette mesure de la réponse du nerf auditif à une stimulation électrique est enregistrée par une autre électrode intracochléaire. Elle ne reflète donc que la réponse du nerf cochléaire (et seulement une partie) et ne permet pas l'analyse des premiers relais auditifs supérieurs et notamment du colliculus inférieur, principale structure auditive du mésencéphale. De plus, elle reste influencée par l'interface proche de l'électrode de recueil intracochléaire.

Lors de la stimulation électrique par des électrodes adjacentes, plusieurs types d'interactions électriques peuvent survenir. L'amélioration des stratégies de codage et notamment le passage de stratégies de stimulations simultanées à des stimulations séquentielles a permis de supprimer les interactions spatiales directes des champs électriques ; néanmoins, deux phénomènes d'interactions nerveuses, que l'on pourrait qualifier de temporelles, subsistent lors de ces stimulations séquentielles : 1) Les interactions dues à la période réfractaire du nerf, 2) Les interactions résultant de la polarisation résiduelle. Il est donc très intéressant de pouvoir mesurer comment se comportent les populations neuronales stimulées par une électrode en particulier, et comment réagissent les neurones pouvant être stimulés par plusieurs électrodes adjacentes. L'interface électrode-neurone qui fait référence à la capacité d'un canal de l'implant à stimuler efficacement le nerf auditif est essentiellement liée à la position de l'électrode et à la survie des neurones du ganglion spiral, premier relais nerveux du nerf cochléaire. Le nombre réduit de canaux spectraux efficaces est dû à la diffusion du signal à partir des électrodes stimulées et à l'interaction résultante de ces populations de neurones qui se chevauchent (overlap). Les mesures d'ECAP permettent l'observation de ces chevauchements (Abbas and Brown 2014) mais elles ne permettent pas d'analyser comment ces interactions périphériques sont intégrées et traitées dans les premiers relais auditifs essentiels au codage des structures fines temporelles. D'ailleurs aucune corrélation aux performances vocales n'a pu être mise en évidence (Tang, Benitez et al. 2011; van der Beek, Briaire et al. 2012). Les PEAE qui reflètent l'activité nerveuse de la globalité du nerf cochléaire mais aussi les réponses électriques des premiers relais du traitement du signal dans le tronc cérébral, permettent ces mesures spécifiques d'interactions, et cela quelle que soit la cause de l'interaction. D'ailleurs des tests de mesures d'interactions binaurales hautes, c'est-à-dire au niveau du complexe olivaire supérieur, du noyau du lemme latéral et du colliculus inférieur, dans le cas de patients implantés bilatéraux ont été



définis en soustrayant le PEAE obtenu après stimulation bilatérale de la somme des 2 PEAE obtenus de façon monaural (Pelizzone, Kasper et al. 1990). Il s'agit ici de mesurer l'interaction entre le côté droit et le côté gauche. Cette méthodologie, appelée « binaural interaction component » connaît un regain de succès étant donné le nombre de patients implantés bilatéraux. Néanmoins, du fait de la durée des tests et de l'absence d'utilité clinique actuelle, cette technique reste peu utilisée en dehors de programme de recherche (Van Yper, Vermeire et al. 2014). Notre test est basé également sur une comparaison de PEAE mais obtenus sur un seul implant. Il évalue les interactions électriques et neurales en rapport avec une stimulation unilatérale. Par analogie, nous pourrions définir ce test de « monaural interaction component ».

Notre étude retrouve une corrélation significative entre les mesures d'interactions par PEAE et la reconnaissance vocale ( $r^2=0.36$ ,  $p<0.05$  modèle linéaire ;  $r^2=0.47$ ,  $p<0.05$  modèle non-linéaire). Nous avons utilisé le test de logatomes « VCV » qui mesure spécifiquement le décryptage des éléments phonétiques par l'implant. Cela nous a permis de nous affranchir de toute influence centrale haute (suppléance mentale) et ainsi d'avoir une mesure « pure » de la perception fournie par l'implant. Les performances peuvent ainsi être prédites en partie par les caractéristiques des PEAE. Néanmoins, en raison de la complexité des processus neuraux mis en jeu dans le codage de la parole, plusieurs autres facteurs, incluant des structures encore plus centrales doivent contribuer à la variabilité des résultats obtenus chez le patient implanté.

Cette évaluation de l'interaction par PEAE a probablement une implication pour améliorer la compréhension de la parole. Il est probable que la réduction effective des interactions neuronales permette d'optimiser le décodage central de l'information auditive fournie par l'implant. Néanmoins, il était indispensable de disposer de méthodes de mesures d'interaction corrélées à la performance vocale avant de pouvoir définir des mesures de réduction de l'interaction.

Chez un patient donné, les interactions au delà de la cochlée (et de l'interface électrode-neurone) sont liées au patient lui-même (nombre de cellules du ganglion spiral résiduelles, synchronie temporelle des décharges neuronale etc...). Actuellement, aucun moyen facilement utilisable n'est disponible pour agir directement sur le système nerveux, tel que des facteurs de croissances par exemple. Par contre, agir sur les stratégies de codage de l'information envoyée au travers de l'implant est plus accessible. Les techniques de focalisation et de guidage du courant électrique ont été proposées afin de réduire sa diffusion en utilisant différents modes de stimulation (Bonham and Litvak 2008). Des résultats prometteurs ont déjà été publiés mais certaines difficultés techniques (nécessité d'énergie et de sources de courant plus grandes), et également des difficultés d'adaptation du bon réglage au bon patient ont limité l'utilisation en routine de ces modes de stimulation (Srinivasan, Shannon et al. 2012). Une autre option serait de modifier l'algorithme de sélection de pics «N of M» : la désactivation de certains canaux en fonction des interactions mesurées pourrait potentiellement être bénéfique. Enfin, diminuer la fréquence de stimulation chez les patients ayant beaucoup d'interaction mesurée pourrait permettre de limiter ces interactions et, malgré la diminution de l'information transmise, améliorer les performances vocales.

Notre étude a montré que la mesure d'interaction électrique par PEAE chez le patient implanté cochléaire était corrélée à la performance vocale. Ce nouveau test pronostique ouvre de nouvelles perspectives quant à l'amélioration de la prise en charge du patient implanté. En plus d'une optimisation individuelle reposant sur des réglages personnalisés adaptés à ces mesures standardisées d'in-

teractions, une optimisation collective et sociétale apparaît également, grâce notamment à l'amélioration du rapport coût-utilité de ce dispositif implantable.

L'IC n'apporte aucun gain en termes de survie mais il fournit une amélioration très nette en qualité de vie à des patients handicapés par une surdité sévère à profonde. L'analyse de son ratio coût-utilité exprimé en QALYs (quality-adjusted life-years) est en moyenne de 12.787 \$ par QALY (pour un IC unilatéral) (Cheng and Niparko 1999). Ce ratio favorable, malgré des extrêmes allant de 6.848 à 31.711 \$, a permis dans de nombreux pays que des fonds spécifiques soient alloués pour son développement. Son essor s'est alors accéléré ces dernières années avec 219.000 patients implantés dans le monde en 2010 et 324.000 en 2012 ((NIDCD) 2013). Néanmoins, la variabilité interindividuelle des résultats et l'absence de facteurs pronostiques fiables ne permettent toujours pas de prévoir les échecs et de dépister précocement les patients difficiles qui mériteraient un encadrement et un suivi plus intense. A l'heure actuelle, la prise en charge globale du patient implanté (séances de réglages et orthophonie) reste très systématique ne permettant pas une adaptation rapide en cas d'échec. Il faut ainsi attendre plusieurs mois de rééducation pour l'adulte et plusieurs années pour l'enfant afin de voir quel bénéfice va obtenir le patient. C'est en partie une des raisons qui explique le développement de l'implant bilatéral. En effet, en plus de restaurer la stéréophonie, cela permet d'implanter, à coup sur, la meilleure des deux oreilles. Mais cette implantation bilatérale a un ratio coût-utilité moins favorable qu'un IC unilatéral (Summerfield, Marshall et al. 2002). Cette fuite en avant est-elle économiquement viable ? Les politiques de remboursement privilégient la priorisation des ressources de santé selon les besoins. Il est donc essentiel d'avoir à notre disposition des tests pronostiques qui permettent de dépister rapidement les bons et mauvais répondeurs à l'IC unilatéral. Cette adaptation personnalisée permettrait par exemple de sélectionner plus rapidement les indications de l'IC bilatéral (en cas de mauvais pronostic du premier implant) ou d'optimiser l'appareillage auditif conventionnel controlatéral (en cas de bon pronostic du premier implant) en permettant, par exemple, un remboursement au même titre qu'un deuxième implant. Cela permettrait également de moduler les fréquences et le type de rééducation orthophonique; de donner au patient une information plus précise sur les bénéfices probables de l'implant et donc de lui permettre d'avoir une attente réaliste (usage du téléphone, communication sans lecture labiale ou au contraire fonction d'alerte uniquement et donc réorientation vers le langage corporelle).

La variabilité des résultats interindividuels de l'IC est liée à de nombreux facteurs cliniques comme notamment la durée de privation auditive (Lazard, Vincent et al. 2012) mais repose surtout sur la capacité du patient à utiliser plusieurs canaux d'informations auditive lors de la stimulation par l'implant. Electro-physiologiquement, cette variabilité est probablement liée aux interactions électriques et neurales qui limitent le nombre de canaux actifs et indépendant de stimulation, réduisant ainsi l'information traitée au niveau central.

En conclusion, la méthode que nous avons mise au point, i.e. « monaural interaction component » permet une mesure précise des interactions entre les canaux de stimulation, et cette mesure d'interaction est directement corrélée aux performances vocales. Des résultats de ce genre n'avaient jamais été publiés dans la littérature et ouvrent donc d'importantes perspectives dans l'élaboration de protocoles individualisés chez le patient implanté cochléaire et dans l'optimisation collective de la prise en charge de la surdité.



# Dossier

## Equilibre de Tonie : valeurs normatives chez le normo-entendant ; mesures chez le malentendant

**David COLIN<sup>1,3,4</sup>,**  
**Anneline GIROD<sup>4</sup>**  
**Eric TRUY<sup>1,2</sup>**  
**Stéphane**  
**GALLEGO<sup>3,4</sup>**

1. Centre de recherche en neurosciences de Lyon
2. Hospices civils de Lyon, Hôpital Edouard Herriot, Lyon
3. Institut des Sciences et Techniques de la Réadaptation, Lyon
4. Audition Conseil groupe Jean Rouquet, Lyon

1

### Introduction

La diplacousie est un trouble auditif caractérisé par une perception différente de la hauteur tonale sur les deux oreilles pour un même stimulus. Peu recherchée en pratique, la diplacousie est considérée comme un phénomène rare. A l'heure actuelle, il n'existe pas de test standardisé permettant de mesurer ce décalage de perception entre les deux oreilles. Pourtant il semble intéressant de pouvoir quantifier la présence ou non de diplacousie afin de mieux prendre en charge le malentendant. Un son pur de fréquence et de niveau d'intensité donné n'est généralement pas perçu avec la même hauteur tonale que l'on écoute de l'oreille gauche ou de l'oreille droite. Ce phénomène de diplacousie binaurale, existe à un certain degré chez tous les individus. Selon les études sur le sujet, le décalage serait le plus souvent inférieur à 4% (Albers et Wilson 1968 ; Ogura, 2003). Ces études notent cependant une variabilité inter et intra individuelle.

La perception de la hauteur d'un son est principalement décrite par deux grandes théories. La première appelée « théorie de la place » ou tonotopie, est basée sur le fait qu'une fréquence excite un endroit spécifique de la membrane basilaire. Le pic de résonance maximal de la déformation de la membrane basilaire correspond à la fréquence émise. Cette organisation tonotopique se poursuit ensuite le long du nerf auditif jusqu'à cortex. La seconde théorie, « théorie temporelle », est basée sur le fait que les neurones émettent des potentiels d'actions en phase avec le stimulus. Ce phénomène est appelé « phase-locking ». Les intervalles entre les potentiels d'actions émis sont des multiples de la période de l'onde sonore. Ce phénomène intervient dans le codage de la hauteur tonale jusqu'à environ 5kHz bien que cette limite varie suivant les espèces (Palmer et Russel, 1986). La majorité des chercheurs estiment que ces deux théories sont impliquées dans le codage de la hauteur tonale. Cependant, en fonction des fréquences et des tâches à effectuer, le codage tonotopique ou temporel peut être prédominant. Par exemple, le codage temporel prédomine sur les basses fréquences, d'autre part la tonotopie seule est insuffisante pour expliquer la finesse de la discrimination fréquentielle.

En cas de perte auditive, la perception de la hauteur tonale peut être modifiée. Pour expliquer ces modifications, on évoque souvent la perte de cellules ciliées. Le rôle actif des cellules ciliées externes (CCE) modifie les déplacements de la membrane basilaire (Pujol, 1985). A faible niveau, les CCE peuvent effectuer une amplification de 50 dB pour activer les cellules ciliées internes (CCI). Cette amplification des mouvements de la membrane basilaire s'accompagne d'un décalage vers l'apex de la zone de stimulation (cf figure 1). Les CCE, grâce à leurs propriétés contractiles, amplifient les mouvements de la membrane basilaire, entraînant la

rencontre des cils des cellules ciliées internes (CCI) avec la membrane tectoriale. Les CCE sont connectées à des fibres éfférentes de type II et sont capables de produire des forces qui agissent sur les mouvements de la membrane basilaire. Les CCE vont amplifier le mouvement de la membrane basilaire au niveau de son maximum d'amplitude qui correspond à la fréquence du son émis et amortir les mouvements au voisinage de ce maximum afin d'obtenir une meilleure résolution fréquentielle. C'est ce qu'on appelle la tonotopie active.

D'autre part, les fibres nerveuses reliées à un locus de la membrane basilaire sont particulièrement réceptives à une fréquence en particulier appelée la fréquence caractéristique. De nombreuses études sur les animaux ont permis de tracer des courbes en cloches caractérisant la réponse de chaque neurone en fonction de la fréquence émise. Ces courbes sont appelées courbes d'accord des neurones. Ainsi, la cochlée peut être vue comme un banc de filtres dont la sélectivité est le résultat d'interactions entre les propriétés mécaniques passives de la membrane basilaire et les propriétés actives des cellules ciliées externes. Plusieurs expériences menées chez les animaux montrent ainsi une organisation tonotopique à différents niveaux du système auditif, de la cochlée au cortex.

Toutefois, plusieurs résultats psychoacoustiques observés chez l'homme viennent à l'encontre d'un tel mécanisme et laissent à penser que la tonotopie seule ne peut expliquer l'incroyable précision de discrimination fréquentielle du système auditif (allant jusqu'à  $df/f = 3\%$ ) compte tenu de la largeur estimée des filtres auditifs. D'autre part, lorsqu'on retire la fréquence fondamentale d'un son complexe harmonique, le système auditif est capable d'identifier la hauteur de ce son comme étant la fréquence fondamentale manquante. Plusieurs études ont montré qu'il existe un codage temporel de l'information sonore et que ce codage permet de déterminer la hauteur tonale d'un son. Lors d'une stimulation sonore, les neurones émettent des potentiels d'actions en phase avec le stimulus sonore. Les contraintes physiologiques du système nerveux central font que les fibres nerveuses ne peuvent se synchroniser avec le stimulus uniquement pour des fréquences graves. En effet, il existe une période réfractaire de 1 à 2 ms pendant laquelle un neurone ne peut émettre un nouveau potentiel d'action. Ainsi à partir de 1000Hz, il faut plusieurs neurones pour pouvoir se synchroniser avec le stimulus. On estime que ce phénomène de phase locking peut être utilisé jusqu'à environ 4000Hz par le système auditif périphérique. Au-delà, seul le codage tonotopique peut être utilisé.

Une surdité endo-cochléaire, telle que la presbyacousie par exemple, est principalement liée à une dégradation du fonctionnement des CCE, celles-ci étant beaucoup plus fragiles que les CCI. Ceci entraîne une baisse de l'acuité auditive avec des seuils de perception plus élevés mais également un moins bon fonctionnement de la biomécanique



cochléaire active. Comme le montre la figure 1, la détérioration des CCE a pour conséquence un élargissement des filtres auditifs mais également un décalage de la zone cochléaire activée vers les aigus. Du fait de cette baisse de la sélectivité fréquentielle, les capacités du système auditif à séparer les différentes composantes d'un son complexe diminuent et la compréhension de la parole, en particulier en milieu bruyant, est dégradée.

Les surdités asymétriques correspondent à une différence notable d'audition entre les deux oreilles d'un individu. La personne peut donc avoir une perte unilatérale ou une perte bilatérale asymétrique. On considère que la perte est asymétrique lorsqu'il existe, une différence supérieure à 15 dB entre le seuil de la bonne oreille et le seuil de la plus mauvaise oreille. Dans le cas de surdités endocochléaires asymétriques, il est fort probable que le fonctionnement de la biomécanique cochléaire soit différent entre l'oreille gauche et l'oreille droite. La hauteur perçue d'un son pur pour le même niveau de sonie pourrait dans ce cas être différente pour chaque oreille. Ce phénomène est appelé diplacousie binaurale dysharmonique (Albers et Wilson, 1968 ; Gaeth et Norris 1965 ; Shambaugh et Knudsen, 1923). Il existe trois types de diplacousie. Le type le plus commun est la diplacousie dysharmonique. Pour ces personnes un même son est perçu à une hauteur tonale différente par les deux oreilles. En plus de la différence de hauteur entre les deux oreilles, il peut y avoir un changement dans la qualité de la tonalité. Le second type de diplacousie est la diplacousie binaurale avec écho. Dans ce cas,

le son est entendu une fraction de seconde plus tard dans une oreille. Le troisième type est la diplacousie monaurale dysharmonique : une tonalité pure est entendue par une oreille comme une double tonalité de hauteur différente. Ce type reste également assez rare.

La méthode employée dans la majorité des recherches sur la diplacousie est une méthode d'ajustement pour laquelle on demande au patient d'ajuster les fréquences des sons entendus sur l'oreille droite et sur l'oreille gauche afin que leurs tonalités correspondent (Albers et Wilson, 1968 ; Gaeth et Norris 1965). Bien que cette méthode soit aisée à mettre en place, il est parfois difficile pour les sujets d'ajuster avec précision les deux tonalités. De plus pour les sujets malentendants, ce type de test perd en précision du fait de l'élargissement des filtres auditifs et d'une mauvaise discrimination en fréquence (Markides, 1981 ; Nelson et Freyman, 1986). En 2003, Ogura et al. utilisent une méthode adaptative dans laquelle le sujet entend deux sons de fréquences différentes et doit déterminer le son qui lui paraît le plus aigu.

Il y a habituellement peu de décalage de perception de la hauteur tonale chez les normo-entendants. En général, la déviation maximale se situe autour de 3% à 4% (Burns, 1982 ; Van den Brink, 1970 ; Albers et al. 1968). Ces études précisent que cet écart entre les deux oreilles peut varier avec la fatigue et l'exposition au bruit. Cependant, des études montrent que ce décalage peut être bien plus important en cas de perte auditive (jusqu'à ½ octave), en particulier dans le cas de perte auditive sur les fréquences

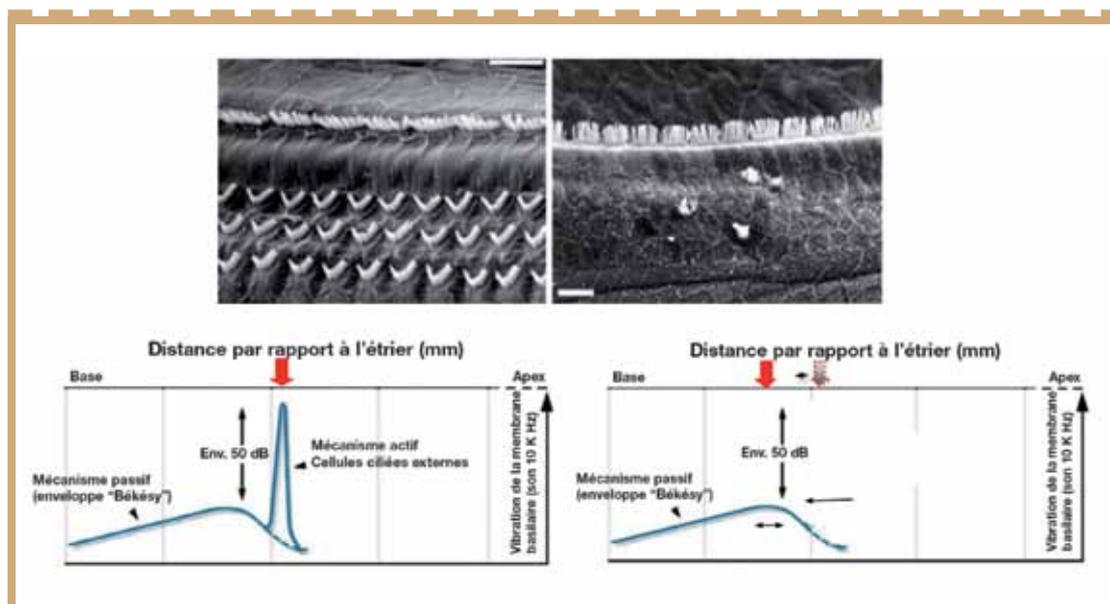


Figure 1 : Exemple chez l'animal. La partie de gauche décrit un fonctionnement normal de la cochlée (CEE et CCI présentes); la partie de droite un fonctionnement sans CCE. Les cellules ciliées externes amplifient le mouvement de la membrane basilaire et ainsi améliore la résolution fréquentielle. Elles décalent la stimulation vers l'apex de quelques millimètres (cf flèche rouge). D'après cochlea.eu

aiguës. La sévérité de la diplacousie semble être plus importante chez les sujets présentant une perte unilatérale (Robinson et Gaeth, 1975 ; Burns et Turner, 1986), ce qui semble cohérent avec le phénomène décrit figure 1.

Pour cette étude, nous souhaitons valider une méthode de mesure de la diplacousie en établissant les fonctions psychométriques d'équilibre binaural de tonie. L'objectif est ici d'optimiser les paramètres afin d'obtenir la meilleure précision possible, afin de mesurer dans un second temps la prévalence et le degré de diplacousie en fonction de l'asymétrie de la surdité d'une population de malentendants.

## 2

### Valeurs normatives chez le normo-entendant

#### Procédure

##### Sujets

12 sujets normo-entendants ont été testés (6 hommes et 6 femmes). Leur âge moyen est de 32,1 ans avec un écart-type de 12,5 ans (min : 21 ans, max : 52 ans). Les sujets testés ne sont a priori pas diplacousiques.

##### Matériel

Pour cette étude, les mesures ont été effectuées en cabine insonorisée avec le matériel suivant :

- Une chaîne de mesure Aurical de Gn Otometrics ou Affinity pour la réalisation de l'audiogramme,
- Un casque d'audiométrie Sennheiser HD 202,
- Un ordinateur Asus équipé du logiciel Matlab,
- Une carte son, CREATIVE, Sound Blaster X-FI HD SB1240.

##### Procédure expérimentale

Le test d'équilibre de tonie consiste à comparer la tonie de deux sons perçus chacun sur une oreille. Le sujet doit alors indiquer l'oreille où le son lui paraît le plus aigu.

Pour effectuer ce test, nous devons fixer une fréquence appelée fréquence de référence (Fref), une oreille de référence (Oref), un type de son (son pur ou narrow-band) et une intensité de référence. Afin d'établir des valeurs normatives à partir de notre groupe de normo-entendants, nous effectuons ce test aux fréquences : 500Hz, 1kHz, 2kHz, 4kHz. Nous effectuons le test avec chacune des deux oreilles comme oreille de référence dans un ordre aléatoire. Nous effectuerons les tests avec des sons purs et des sons de type narrow-band. L'intensité de référence sera fixée à 50% de la dynamique auditive.

Le test d'équilibre de tonie comporte trois étapes : recherche des seuils auditifs, équilibrage de la sonie, procédure de comparaison de tonie.

##### La recherche des seuils pour la fréquence de référence

Tout d'abord, nous cherchons le seuil de perception et le seuil d'inconfort mesuré à Fref. Nous connaissons ainsi, la dynamique du patient pour cette fréquence. Ces mesures nous permettent de fixer l'intensité du test de comparaison de tonie à 50% de la dynamique.

##### L'équilibre de sonie

La deuxième étape consiste en un équilibre de sonie en effectuant

un test de comparaison d'intensité entre les deux oreilles avec une procédure à choix forcé 2-AFC. Pour cette étape, une comparaison de sonie est effectuée à trois fréquences différentes : Fref, Fref-1/4 d'octave et Fref +1/4 octave. Les niveaux d'intensité pour les fréquences intermédiaires sont calculés par interpolation linéaire. L'intensité de l'oreille de référence est fixée à un niveau confortable qui correspond à 50% de la dynamique du sujet. La personne compare l'intensité de chaque son et nous indique l'oreille où elle entend le son le plus fort. Le but est d'obtenir au moins 2 inversions de volume entre les oreilles ce qui augmente la précision (2-Top 2-Down method).

Pour chaque mesure, nous répétons deux fois la procédure pour avoir une valeur reproductible. Une moyenne arithmétique est établie entre les deux valeurs obtenues.

##### Equilibre de tonie

La suite du test correspond à la comparaison de fréquence. Le stimulus présenté à l'oreille de référence est fixe (Fref) et celui présenté à l'oreille controlatérale varie. 9 fréquences différentes sont testées sur l'oreille controlatérale. Ces fréquences vont de +1/4 d'octave à -1/4 d'octave autour de la fréquence de référence par pas d'1/16 d'octave. (cf fig 2). Afin d'obtenir les fonctions psychométriques, nous effectuerons la comparaison de 90 sons. Chaque condition est testée 10 fois de façon aléatoire.

La personne compare les deux tons (OG, OD) et détermine le son qui lui paraît le plus aigu. Pour répondre, la personne indique si c'est le premier ou le deuxième son entendu qui est le plus aigu.

Pour que la sonie n'influence pas les réponses, nous avons mis en place une modulation d'intensité. Pour chaque son, le niveau est modifié selon une valeur aléatoire choisie à partir d'une plage de -5 à +5 dB par rapport à l'intensité d'équilibre de sonie.

Au début de chaque test, un entraînement sur quelques comparaisons a été réalisé pour vérifier l'équilibre de sonie et la bonne compréhension du test.

##### Description des sons utilisés

Les sons sont envoyés via une application développée sur le logiciel Matlab, ce qui nous permet d'automatiser et de randomiser la passation du test et d'enregistrer les réponses des sujets.

Codés sur 24 bits, numérisés à 44.1 kHz, les stimuli sont des sons purs ou des sons de type narrow-band d'une largeur de 1/8 d'octave c'est-à-dire que la modulation de fréquence s'étend de +/- 1/16ème d'octave autour de la fréquence de référence.

En ce qui concerne la durée de présentation des sons, entre chaque stimulation, un silence de 200 ms a été instauré. Nous avons utilisé des sons d'une durée de 500ms (50ms rise and fall). Ce temps est nécessaire pour que la personne reconnaisse le son, l'intègre et puisse s'en souvenir pour la comparaison sans que celui-ci soit mémorisé pour la suite du test.

## 3

### Résultats chez le normo-entendant

Afin d'analyser les réponses, nous avons effectué une régression logistique (sigmoïde). La figure 2 donne un exemple de fonction psychométrique obtenue par régression logistique des réponses au test d'équilibre de tonie à 1000 Hz. Les abscisses correspondent à



l'écart entre la fréquence test et la fréquence de référence en 1/16 d'octave. Les ordonnées correspondent au pourcentage de réponses où le son test a été détecté comme plus aigu que le son de référence. Le point subjectif d'équilibre de fréquence (PSE pour Point of subjective equality) correspond à la fréquence test pour laquelle le son test et le son de référence sont perçus à la même hauteur tonale. La bande de limite de différence binaurale (BDLF pour Binaural differential limen for frequency) correspond à la différence entre la fréquence pour laquelle 75% des sons tests sont identifiés comme étant plus aigus que le son de référence et la fréquence correspondant à 25%. La régression logistique a pour équation :  $Y = 1 / (1 + \exp(-(A+B*X)))$ . L'intervalle BDLF est donc lié à la pente de la régression par la relation  $\ln(9)/B$ .

Sur l'ensemble des tests d'équilibre de tonie effectués (n=192), le PSE moyen est de +0.08/16 d'octave avec un écart-type de 0,6 (soit  $0.3\% \pm 2.6\%$ ).

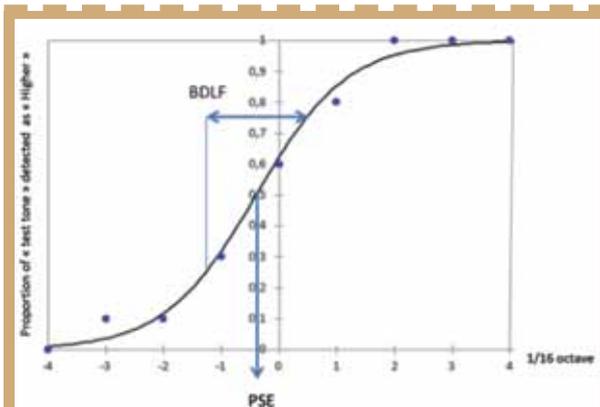


Figure 2 : Exemple de fonction psychométrique obtenue par régression logistique des réponses au test d'équilibre de tonie d'un sujet normo-entendant à 1000 Hz (n=90). PSE correspond au point subjectif d'équilibre de fréquence (PSE = -0.4 \* 1/16 d'octave soit 1,8%). BDLF correspond à l'intervalle entre le 25% et le 75% des réponses (BDLF = 1,74 \* 1/16 d'octave soit 7,8%).

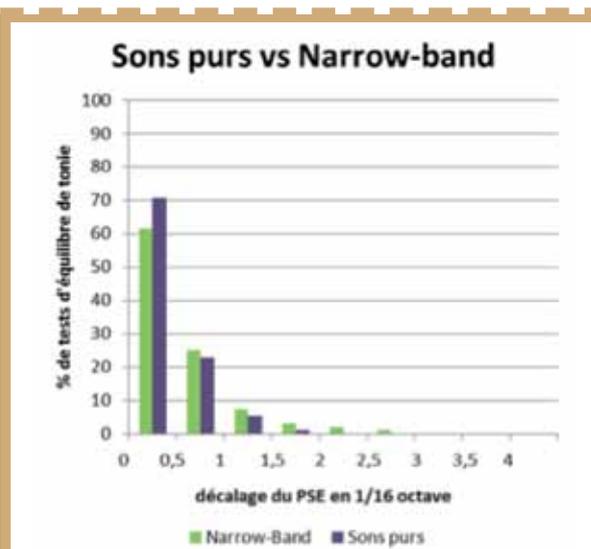


Figure 3 : Distribution chez les sujets normo-entendants des décalages du PSE mesurés par intervalles de 0.5/16 d'octaves pour des sons purs et des sons de type narrow-band. On remarque qu'en sons purs le pourcentage de tests montrant un décalage du PSE supérieur à 1/16 d'octave est bien plus faible. 95% des valeurs du PSE sont inférieures à 1,27/16 d'octaves, soit un décalage inférieur à 5.6% en sons purs. Et 1.54/16 d'octaves en narrow-band soit 6.9%. (n=96\*2)

L'analyse de variance à mesures répétées du décalage du PSE effectuée avec un modèle mixte montre un effet significatif du côté testé (ddl=172,  $F=5,89$ ,  $p=0.016$ ) (cf. figure 4). On observe un décalage du PSE moins important lorsque l'oreille gauche est l'oreille de référence : en moyenne  $-0.02 \pm 0,5$  contre  $0,18 \pm 0,7$ . Le type de son (Narrow-Band ou son pur) ainsi que la fréquence du test ont une influence non significative (cf. figure 3 et figure 5).

L'analyse de variance à mesures répétées de la variances du décalage montre un effet significatif du côté et du type de son utilisé (ddl=179,  $F=6.074$ ,  $p=0.015$ ). En effet, les résultats sont plus

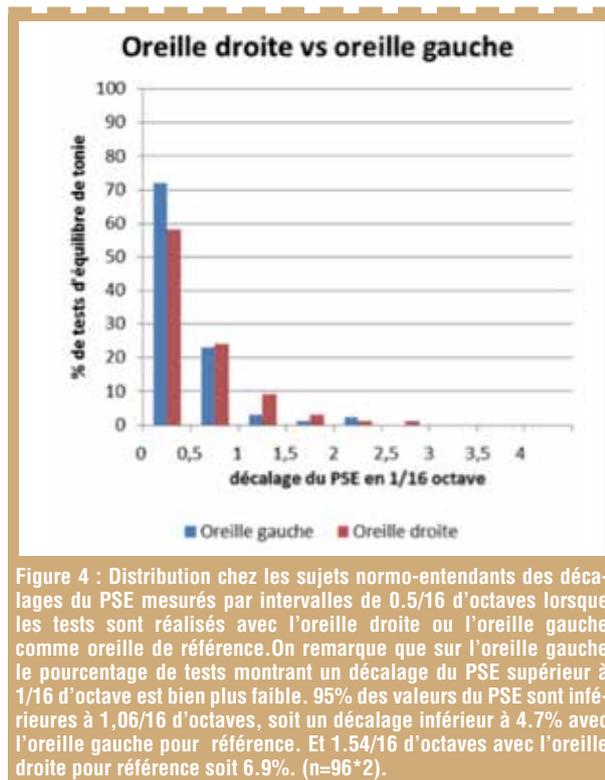


Figure 4 : Distribution chez les sujets normo-entendants des décalages du PSE mesurés par intervalles de 0.5/16 d'octaves lorsque les tests sont réalisés avec l'oreille droite ou l'oreille gauche comme oreille de référence. On remarque que sur l'oreille gauche le pourcentage de tests montrant un décalage du PSE supérieur à 1/16 d'octave est bien plus faible. 95% des valeurs du PSE sont inférieures à 1,06/16 d'octaves, soit un décalage inférieur à 4.7% avec l'oreille gauche pour référence. Et 1.54/16 d'octaves avec l'oreille droite pour référence soit 6.9%. (n=96\*2).

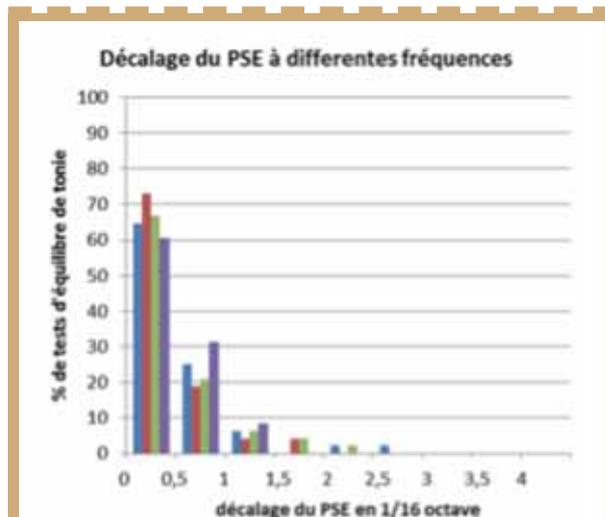


Figure 5 : Distribution chez les sujets normo-entendants des décalages du PSE mesurés par intervalles de 0.5/16 d'octaves pour les différentes fréquences. (n=96\*2). A 500Hz, 95% = 1.33/16 d'octaves, soit 6%. A 1000Hz, 95%= 1.01/16 d'octaves, soit 4.5%. A 2000Hz, 95%=1.74/16 d'octaves, soit 7.8%. A 4000 Hz, 95% =1.13/16 d'octaves, soit 5%.

dispersés pour l'oreille droite et pour les sons de type narrow-band. L'effet est d'autant plus important lorsqu'il est multiplié par le type de son ( $dd=179$ ,  $F=5.011$ ,  $p=0,007$ ). Côté ( $ddl=179$ ,  $F=5.89$ ,  $p=0.016$ ) et type de son\* côté ( $F=5.19$ ,  $p=0.006$ ).

En revanche, la fréquence de référence utilisée n'a pas d'effet significatif sur la variance du PSE.

Le BDLF a une moyenne de 1,47 et un écart-type de 0,93. L'analyse ANOVA ne montre pas d'effet significatif : ni pour le côté de référence, ni pour la fréquence, ni pour le type de son utilisé. En revanche, la variance du BDLF est plus importante lorsque les fréquences deviennent plus aigües en particulier pour le test à 4kHz ( $ddl=179$ ,  $F=3.43$ ,  $p=0.018$ ).

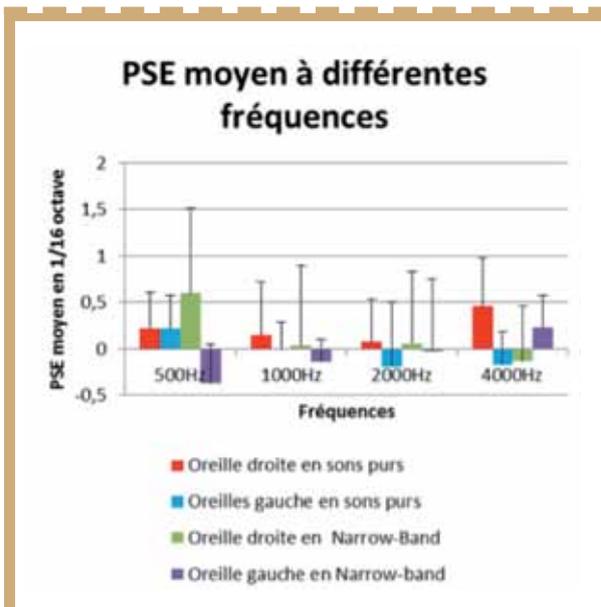


Figure 6 : Décalage chez les sujets normo-entendants du PSE moyen en 1/16 d'octave et les écart-types pour différentes fréquences. (n=48\*4)

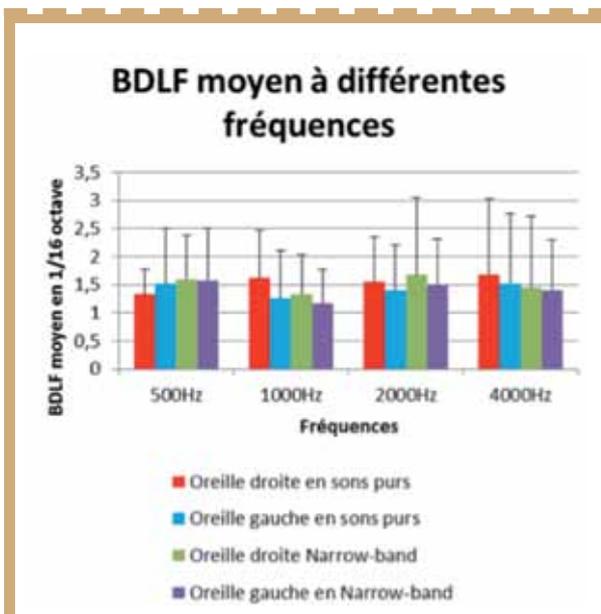


Figure 7 : BDLF moyen chez les sujets normo-entendants en 1/16 d'octave et les écart-types pour différentes fréquences. (n=48\*4)

## 4 Discussion

En 2003, Ogura et al trouvent que le décalage de perception entre les deux oreilles varie d'au maximum 4% autour de Fref sur 8 sujets normo-entendants. Dans notre étude, les déviations peuvent aller jusqu'à 8% en son pur et 11% en son de type narrow-band, cependant 95% des résultats se situent en dessous de 4%. Il est intéressant de noter que suivant la condition : oreille de référence, type son ou fréquence testé les décalages du PSE peuvent être différents pour un même sujet.

Dans notre étude nous avons vu que le type de son utilisé (son pur ou narrow-band) pouvait entraîner des résultats différents. Le test semble plus fiable lorsqu'il est réalisé en sons purs. En général, un son de type narrow-band produit une perception de hauteur tonale proche de la fréquence de coupure des filtres (Petites et Danilov, 1967; Rakowski, 1968). Lorsque la largeur de bande est plus importante, deux hauteurs tonales peuvent être perçues aux bornes de l'intervalle. Lorsque la largeur du son narrow-band est plus étroite, celui-ci est perçu à la même hauteur tonale qu'un son pur ayant pour fréquence le centre de la bande (Stover et Feth 1982). Nous souhaitons utiliser des sons de type narrow-band, car nous pensions qu'à 500 Hz la différence entre sons purs et narrow-band aurait pu être importante du fait du codage temporel fort en son pur et absent en narrow-band. Nos résultats sont semblables pour les deux types de sons à ces fréquences en ce qui concerne la pente (BDLF figure 7). En revanche, des décalages FSE sont plus fréquents et plus importants en narrow-band.

Nous avons également remarqué que l'oreille sur laquelle le son de référence était présenté, pouvait avoir une influence significative. Il semblerait que la procédure soit plus fiable lorsque le son de référence est présenté sur l'oreille gauche. Les voies auditives sont préférentiellement croisées, de telle sorte que la majorité des neurones provenant de l'oreille gauche se projettent sur l'hémisphère droit. En 2012, Sininger et Bhatara ont montré un avantage de l'oreille gauche pour la discrimination fréquentielle et pour le gap détection. En général, les signaux stables, narrow-band ou tonaux, la musique sont préférentiellement traités par l'hémisphère droit donc l'oreille gauche (Tervaniemi et Hugdahl, 2003 ; Zatorre, Belin, et Penhune, 2002 ;Tervaniemi et Hugdahl, 2003 ; Zatorre et al, 2002). A l'inverse, les stimuli large-bande, avec des changements rapides ou avec des fluctuations temporelles complexes comme par exemple le langage ou les signaux de bruits sont préférentiellement traités par l'hémisphère gauche donc l'oreille droite. Kimura et al. (1961, 1963, 1964, 1972, 1973) ont montré un avantage de l'oreille droite pour la perception de la parole et un avantage de l'oreille gauche pour les stimuli tonaux. C'est ce que l'on appelle Right Ear Advantage (REA).

Dans notre étude, nous trouvons que le décalage du PSE et la variance de celui-ci sont moins importants lorsque l'oreille gauche est prise comme oreille de référence. La tâche proposée dans notre étude implique les deux oreilles, cependant il semblerait que pour les normo-entendants la tâche soit plus fiable lorsque l'oreille gauche est choisie comme oreille de référence. Ainsi, l'oreille gauche reçoit toujours le même son avec la fréquence et l'intensité de référence alors que l'oreille droite reçoit le son à comparer qui change à chaque essai.

La pente des courbes psychométriques (BDLF) est relativement constante quelle que soit la condition de test, ce qui semblerait indiquer que la difficulté de la tâche est sensiblement identique dans les différentes conditions.



Nous avons également remarqué que le décalage du PSE ne semblait pas lié à la fréquence de référence testée (figure 6).

Nous nous attendions sans doute à avoir une différence de précision des réponses en fonction de la fréquence de référence. Les BDLF sont semblables quelle que soit la fréquence utilisée. L'analyse ANOVA montre que le facteur fréquence n'intervient pas de façon significative sur les résultats. Quelle que soit le type de son, la fréquence ne semble pas jouer un rôle déterminant. Nous aurions pu nous attendre à des différences en particulier entre les fréquences 500Hz et 4000 Hz, car le codage de la hauteur pour ces fréquences est différent : plutôt temporel à 500 Hz et plutôt tonotopique à 4000 Hz.

Les tests réalisés sur les normo-entendants nous ont permis de valider la méthode de mesure du décalage de tonie. Suivant les conditions de passation du test les résultats peuvent différer. Il semblerait que ce type de test soit plus fiable avec des sons purs et lorsque l'oreille gauche est choisie comme oreille de référence. Dans ces conditions, le décalage de perception maximal est de 8% de la fréquence testée. Ces résultats ont permis d'établir des valeurs normatives afin d'effectuer des mesures d'équilibre de tonie chez le malentendant.

5

### Mesures chez les patients ayant une surdité Endo-cochléaire :

#### Procédure

Les fonctions psychométriques d'équilibre de tonie des malentendants ont été établies avec la même procédure que celle utilisée pour les normo-entendants. Pour chaque sujet, nous avons établi les courbes psychométriques en sons purs à 500Hz et à la fréquence de coupure de la perte auditive de la meilleure oreille. Nous avons choisi de mesurer la tonie à la fréquence de coupure de la perte auditive de la meilleure oreille ainsi l'oreille de référence aura les meilleures seuils possibles sur la fréquence la plus aiguë possible. De plus nous effectuons la mesure pour une fréquence de 500Hz, pour avoir également une mesure sur une fréquence basse où le codage de la tonie devrait être plus temporel que tonotopique.

### Audiogramme des sujets malentendants

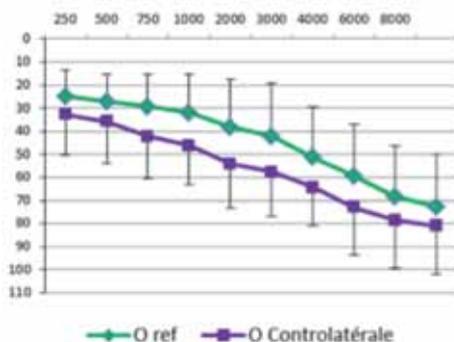


Figure 8 : Perte auditive moyenne et les écart-type des sujets testés. En vert, la moyenne des pertes auditives de l'oreille de référence et en violet de l'oreille controlatérale. La différence de perte moyenne est significativement plus basse sur l'oreille controlatérale (- 13 dB en moyenne,  $p < 0.01$  pour chacune des fréquences).

#### Sujets

43 sujets malentendants ont été testés. Afin d'évaluer l'effet décrit figure 1 sur l'équilibre de tonie, 20 parmi les 43 patients choisis avaient une surdité asymétrique (au moins 15 dB moyens d'écart entre les deux oreilles). Cette distribution ne reflète donc pas la prévalence de patients que l'on peut rencontrer dans un laboratoire d'audioprothèse. La perte moyenne sur l'oreille de référence est de 40 dB HL  $\pm$  15.8 dB. La perte moyenne sur l'oreille controlatérale est de 53 dB HL  $\pm$  15.5 dB. Pour les 43 patients, la fréquence de coupure de leur meilleure oreille est à 750 Hz pour 2 sujets, à 1000 Hz pour 6 sujets, à 1500 Hz pour 10 sujets, à 2000 Hz pour 19 sujets, à 3000 Hz pour 5 sujets et à 4000 Hz pour un sujet.

### Normo-entendants et malentendants à 500 Hz

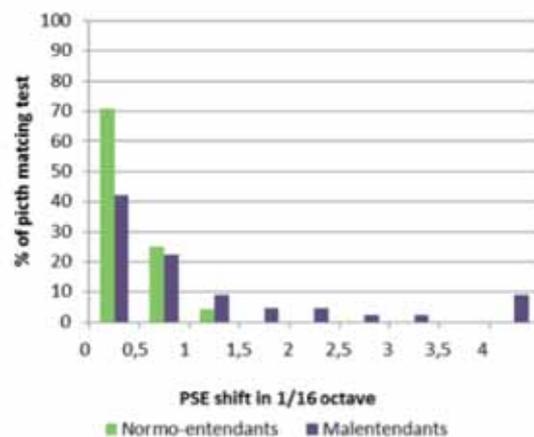


Figure 9 : Comparaison des distributions chez les sujets malentendants et normo-entendants des décalages (PSE) mesurés par intervalles de 0,5/16 d'octaves pour des sons purs avec une fréquence de référence de 500 Hz

### Normo-entendants vs malentendants à Fc

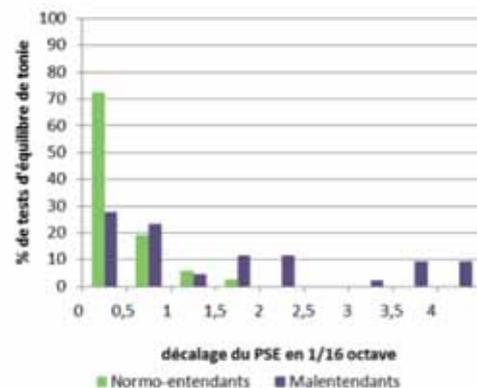


Figure 10 : Comparaison des distributions chez les sujets malentendants et normo-entendants des décalages (PSE) mesurés par intervalles de 0,5/16 d'octaves pour des sons purs avec une fréquence de référence à la fréquence de coupure. Le décalage est inférieur à 1,3/16 d'octave chez les normo-entendants alors que 24% des tests montrent un décalage supérieur à 2/16 d'octave chez les malentendants et pour 8% des malentendants testés ce décalage est supérieur à 1/4 d'octave.

6

## Résultats chez le patient ayant une surdité endo-cochléaire

La distribution du décalage du PSE pour une fréquence de référence de 500 Hz est significativement différente entre les normo-entendants et les malentendants. ( $p < 10^{-6}$ , test Khi deux). Le décalage maximal pour les normo-entendants est de 1.04/16 d'octave, soit 4% de la fréquence de référence, alors que pour certains malentendants, ce décalage peut dépasser ¼ d'octave soit 19% de la fréquence de référence.

La figure 10 présente les résultats du décalage mesuré à la fréquence de coupure chez les malentendants. On compare cette distribution à une distribution théorique établie à partir des tests effectués chez les normo-entendants. Les distributions sont significativement très différentes (Test Khi2,  $p < 10^{-6}$ ). Pour les sujets normo-entendants, la valeur maximale du décalage du PSE est de 1.3/16 d'octave soit 5% de la fréquence testée alors que 24% des malentendants présentent un décalage supérieur à 2/16 d'octave et 8% d'entre eux présentent un décalage supérieur à ¼ d'octave à la fréquence de coupure de la perte auditive.

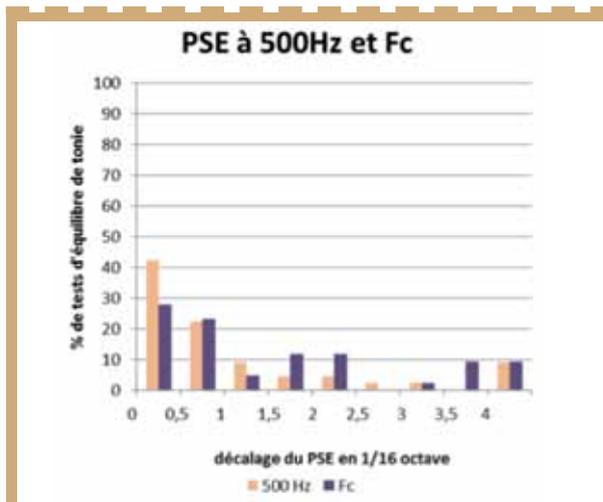


Figure 11 : Distribution du décalage du PSE chez les sujets malentendants à 500 Hz et à la fréquence de coupure de la perte auditive de la meilleure oreille.

Lorsqu'on analyse la distribution du décalage du PSE à 500 Hz et à la fréquence de coupure de la perte auditive de la meilleure oreille, la différence entre ces deux distributions n'est pas significative. Ce n'est cependant pas les mêmes sujets qui présentent une diaplacousie importante à 500 Hz et à Fc.

Nous avons effectué une analyse de covariance avec différents critères (différences entre les deux oreilles de pertes moyennes ou localisées sur la fréquence de référence testée).

Le décalage du PSE à Fc est corrélé avec la différence de perte moyenne ( $r^2_{ajusté}=0.21$ ,  $p=0.001$ ) et la différence de perte à la fréquence Fc ( $r^2_{ajusté}=0.18$ ,  $p=0.003$ ). La différence de perte moyenne et la différence de perte à Fc sont corrélées ( $r^2_{ajusté}=0.68$ ,  $p < 0.0001$ ). BDLF-Fc est corrélée avec la différence de perte moyenne ( $r^2_{ajusté}=0.19$ ,  $p=0.002$ ) et avec la différence de perte à Fc ( $r^2_{ajusté}=0.08$ ,  $p=0.04$ ). En revanche, il est intéressant de noter que la pente à Fc n'est pas corrélée à la pente à 500 Hz.

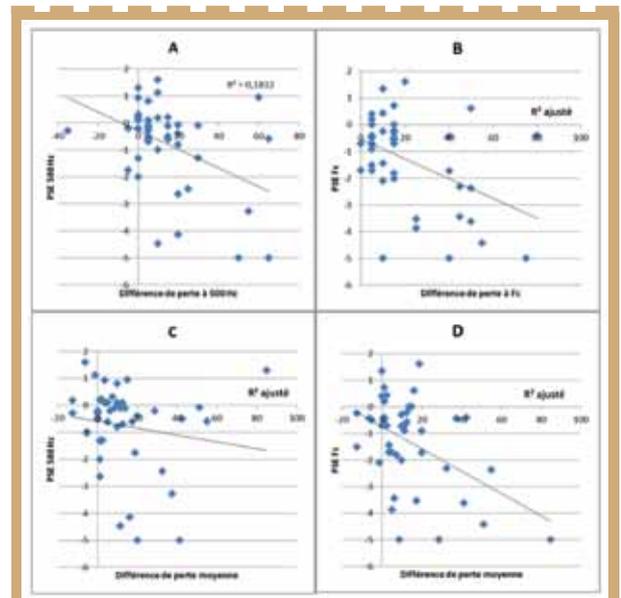


Figure 12 : Données individuelles chez les sujets malentendants. Les figures A et B montrent le décalage du PSE à 500 Hz et à Fc en fonction de la différence de perte locale à 500 Hz et Fc (en 1/16 d'octave). Les figures C et D montrent le décalage du PSE à 500 Hz et à Fc en fonction de la différence de perte moyenne à 500 Hz et Fc (en 1/16 d'octave).

	Différence de perte à Fc	Différence de perte moyenne	PSE à 500 Hz	BDLF à 500 Hz
PSE à Fc	<b>R<sup>2</sup>ajusté=0.18</b> <b>P=0.003</b>	<b>R<sup>2</sup>ajusté=0.21</b> <b>P=0.001</b>	R <sup>2</sup> ajusté=0.01 P=NS	R <sup>2</sup> ajusté=0.01 P=NS
BDLF à Fc	<b>R<sup>2</sup>ajusté=0.08</b> <b>P=0.04</b>	<b>R<sup>2</sup>ajusté=0.19</b> <b>P=0.002</b>	R <sup>2</sup> ajusté=0.02 P=NS	R <sup>2</sup> ajusté=0.01 P=NS

Tableau : Corrélations entre le décalage à Fc et les différences de pertes.

	Différence de perte à 500 Hz	Différence de perte moyenne	PSE à Fc	BDLF à Fc
Décalage du PSE à 500 Hz	<b>R<sup>2</sup>adj=0.16</b> <b>P=0.004</b>	<b>R<sup>2</sup>ajusté=0.01</b> <b>P=NS</b>	R <sup>2</sup> ajusté=0.01 P=NS	R <sup>2</sup> ajusté=0.02 P=NS
BDLF à 500 Hz	<b>R<sup>2</sup>adj=0.24</b> <b>P=0.001</b>	<b>R<sup>2</sup>ajusté=0.01</b> <b>P=NS</b>	R <sup>2</sup> ajusté=0.01 P=NS	R <sup>2</sup> ajusté=0.01 P=NS

Tableau : Corrélations entre le décalage du PSE à 500 Hz et les différences de pertes.



Le décalage à 500 Hz est corrélé avec la différence de perte à 500 Hz ( $r^2_{\text{ajusté}}=0.16$ ,  $p=0.004$ ).

La pente à 500 Hz (BDLF-500 Hz) est corrélée avec la différence de perte à 500 Hz ( $r^2_{\text{ajusté}}=0.24$ ,  $p=0.001$ ).

Et surtout la pente et le décalage sont fortement corrélés à 500 Hz ( $r^2_{\text{ajusté}}=0.46$ ,  $p<0.0001$ ).

L'analyse de covariance a montré que le décalage du PSE à 500 Hz était principalement corrélé avec la perte locale à 500Hz ( $r^2_{\text{ajusté}}=0.16$ ). En revanche il est intéressant de noter que le décalage du PSE à 500 Hz et à Fc ne sont pas du tout corrélés. Ce qui montre que des sujets diplacousiques sur les fréquences graves ne sont pas forcément sur des fréquences aiguës et inversement.

L'analyse de covariance a montré que le décalage du PSE à la fréquence de coupure était corrélé principalement avec la différence de perte moyenne entre les deux oreilles ( $R^2_{\text{ajusté}}=0.21$ ). La perte moyenne et la perte à Fc étant fortement corrélées ( $r^2_{\text{ajusté}}=0.68$ ), le décalage du PSE est également corrélé de façon significative à la perte locale à Fc ( $r^2_{\text{ajusté}}=0.18$ ).

## 7

## Discussion

Nous avons observé que 24 % des malentendants présentent une diplacousie forte. Cette diplacousie est corrélée avec la différence de perte auditive sur les deux oreilles. Ainsi, en règle générale, il faut une fréquence plus grave sur l'oreille la plus lésée pour obtenir l'équilibre avec l'oreille de référence. Si on stimule les deux oreilles avec deux sons de même fréquence le son sera perçu comme plus aigu sur l'oreille la plus lésée. Ces résultats sont cohérents avec d'autres études mais la grande variabilité des résultats indique que la différence de perte entre les deux oreilles n'est pas le seul élément responsable de la diplacousie. On sait qu'une perte auditive engendre souvent des modifications de la perception des fréquences. D'une part, du fait de la détérioration des cellules ciliées externes et une modification des mouvements de la membrane basilaire. Ce qui entraîne des modifications des performances psychoacoustiques, par exemple, on note souvent chez les malentendants une diminution de la sélectivité fréquentielle (Moore 1995). Plusieurs études montrent également que les seuils de discrimination fréquentielle sont affectés par la perte auditive (Freyman et Nelson 1987, Simon et Yund, 1993). D'autre part, Burns (1986) observe une plus grande influence de l'intensité sur la perception de la hauteur tonale. Cependant, les auteurs pointent à chaque fois une grande variabilité des mesures d'un sujet à l'autre et les seuils mesurés ne semblent pas fortement corrélés avec le seuil absolu à la fréquence testée.

Dans notre étude, nous observons également une grande variabilité des résultats. Cette variabilité est bien plus importante chez le malentendant que chez le normo-entendant (fig. 9 et 10). On remarque également que pour les normo-entendants, le décalage est toujours inférieur à 2/16 d'octave alors que 24% des tests montrent un décalage supérieur à 2/16 d'octave chez les malentendants. De plus, pour 8% des malentendants testés ce décalage est supérieur à 1/4 d'octave (décalage supérieur à 19 %).

La figure 12 montre que l'oreille la plus lésée perçoit majoritairement le son de façon plus aiguë que la meilleure oreille. Ce qui concorde avec les différentes études sur la diplacousie menée avec des méthodes d'appariement de fréquences (Gaeth et Norris (1965), Schoeny et Carhart (1971), Robinson et Gaeth, 1975 ; Turner et Nelson, 1982). Dans notre étude comme dans celles citées précé-

demment, il existe une grande diversité interindividuelle. Ainsi des sujets présentant le même pattern de perte auditive peuvent avoir des décalages de perception de la hauteur du son très différents. Ainsi on s'aperçoit que des sujets ayant des pertes symétriques peuvent présenter une diplacousie importante et d'autres sujets ayant des surdités très asymétriques peuvent avoir une perception de tonie relativement semblable sur les deux oreilles. Nos résultats montrent toutefois une corrélation entre la différence de perte auditive sur les deux oreilles et le décalage d'équilibre de tonie ( $r^2_{\text{ajusté}}=0.2$  et  $p<0.01$ ). Lors de l'analyse de Covariance recherchant le meilleur modèle, la différence de perte moyenne est davantage retenue que la différence de perte à la fréquence testée ( $r^2_{\text{ajusté}}=0.18$   $p<0.01$  pour la corrélation entre le décalage d'équilibre de tonie et la perte à la fréquence testée).

D'autre part, nous avons établi les courbes psychophysiques d'équilibre de tonie à 500Hz. Nous pensions observer une diplacousie moins importante car à 500Hz la perte auditive est moins importante et le codage temporel à basse fréquence devait permettre un meilleur équilibre de tonie. Nous avons trouvé que la diplacousie existait également sur les fréquences graves où la perte est moins importante. De plus, la corrélation entre la différence de perte moyenne et le décalage à 500Hz n'est pas significative. En revanche, le décalage à 500Hz semble être en partie corrélé avec la différence de perte à 500Hz ( $r^2_{\text{ajusté}}=0.18$ ,  $p<0.01$ ).

Nous observons donc des corrélations entre la diplacousie et les pertes locales, cependant ces corrélations ( $r^2_{\text{ajusté}}=0.2$ ) n'expliquent qu'une partie des résultats. Si une perte asymétrique est un facteur de risque pour la diplacousie, il n'en demeure pas moins que d'autres éléments sont responsables de la diplacousie. Ces éléments pourraient être périphériques et/ou plus centraux. D'un point de vue périphérique, on sait que le déplacement de la membrane basilaire est modifié par la perte auditive. De plus, lors du test d'équilibre de tonie, à niveau de sonie équivalent l'intensité envoyée à la mauvaise oreille est plus forte que celle envoyée à l'oreille de référence. Les mouvements de la membrane basilaire ne sont donc pas les mêmes sur les deux oreilles. Ce qui peut expliquer en partie les résultats observés. En règle générale, on observe chez les normo-entendants un décalage maximal de 4% de la fréquence pour une différence d'intensité de 80dB entre les deux oreilles (Verschure et van Meeteren 1975). La hauteur tonale perçue diminue en dessous de 1kHz lorsque l'intensité augmente et la hauteur perçue augmente lorsque l'intensité augmente pour les fréquences supérieures à 1kHz. Cependant même pour une population de normo-entendants, les résultats sont très hétérogènes d'un sujet à l'autre. Ce qui n'a pas permis d'établir une fonction reliant l'intensité et la sonie de façon claire. A forte intensité, les expériences menées chez les animaux (Rhode 1971, Ruggero 1995) ont montré que le pic de résonance de la membrane basilaire se déplaçait vers la partie basale de la cochlée. Ce phénomène est décrit sous le nom de basal ward shift. Ces résultats se retrouvent au niveau du nerf auditif, en mesurant les patterns de potentiels d'action, on retrouve un abaissement de la fréquence caractéristique pour les fréquences inférieures à 1kHz et une augmentation pour les fréquences supérieures (Rose 1971 ; Geisler et al. 1974). Au niveau psychoacoustique, ces résultats sont cohérents avec les courbes d'accords psychophysiques (par exemple : Vogten 1978, Moore 1978). Burns (1986) trouve que chez les malentendants, la tonie est plus sensible à l'augmentation de l'intensité que chez les normo-entendants, en particulier pour les fréquences inférieures à 1kHz pour lesquels la tonie est plus basse.



En mesurant la diplacousie, Turner (1983) et Houtsma (1983) observent également une augmentation de la tonie avec l'augmentation de l'intensité chez les sujets malentendants. Ils notent une augmentation de la tonie sur l'oreille la plus atteinte. Plusieurs études ont recherché le lien avec les oto-émissions et les courbes d'accords psychophysiques (Kemp, 1979, Van den Brink, 1980). Si en général, ces études montrent que les oto-émissions sont moins présentes et les courbes d'accord plus évasées lorsqu'il y a diplacousie, la grande variabilité des résultats ne permet pas de conclure.

D'un point de vue théorique, la diplacousie semble en contradiction avec le codage temporel seul. Si le codage temporel était la source unique de la perception de la hauteur tonale, la diplacousie serait difficile à expliquer surtout pour une fréquence de référence de 500 Hz.

Enfin, il est possible que des phénomènes plus centraux de plasticité de privation auditive induisent des modifications neuronales et contribuent à de la diplacousie. Il serait donc intéressant de compléter ces recherches par une étude longitudinale afin d'observer si la diplacousie évolue avec le temps de privation auditive. Il est également possible qu'en cas de réhabilitation de l'audition avec des appareils auditifs la diplacousie évolue.

8

## Conclusion générale

Nous avons mesuré des décalages de perception de tonie parfois importants sur 24% des sujets malentendants testés. En règle générale, le décalage de perception est tel que l'oreille la plus mauvaise perçoit la même sensation pour une fréquence plus

grave que la fréquence de référence. Ainsi, l'oreille lésée perçoit les sons de façon plus aigüe que la bonne oreille. Ces décalages ne sont que partiellement corrélés avec les seuils auditifs absolus. Ils sont principalement corrélés à la différence de perte auditive moyenne gauche droite pour la fréquence de coupure et la différence de perte auditive locale droite gauche pour la fréquence de 500 Hz. Cela laisse à penser que les déséquilibres de tonie entre les deux oreilles pourraient trouver une explication plus centrale. Ce type de résultat montre une fois de plus que les seuils auditifs absolus n'offrent qu'une vision partielle de la perte auditive. Comme pour la sélectivité fréquentielle et la discrimination fréquentielle, la mesure de l'équilibre de tonie chez le malentendant montre une grande variabilité des résultats dont les seuils auditifs n'apportent qu'une explication partielle. Cette notion de décalage de perception de la hauteur tonale est importante à prendre en compte lors de réhabilitation avec des aides auditives. Elle peut en partie expliquer la disparité des performances prothétiques de chaque patient. Un travail sur la mise au point d'une méthode de réglages des différents facteurs de compression fréquentielle en fonction de la mesure diplacousie nous semble prometteur.

9

## Remerciements

Merci à Audition Conseil qui finance ces travaux de recherche en neurosciences sur l'étude des phénomènes de réattribution fréquentielle chez le malentendant. Merci à toute l'équipe du CRNL, ISTR, UCBL.

## Troubles auditifs liés à la musique amplifiée : Une étude chez les disc-jockeys (DJs)



### Résumé

La législation du travail encadre les personnes travaillant dans un environnement bruyant. Le décret de 2006 stipule qu'un travailleur ne peut être exposé plus de 8 heures par jour dans un environnement bruyant à de plus de 80 dB (A) sans protection auditive. Le personnel des discothèques est exposé à des niveaux sonores largement supérieurs à cette norme. Parmi ce personnel, les Disc-Jockeys (DJ) sont une population particulièrement à risques.

Pour s'en assurer, nous avons mesuré le niveau sonore dans la cabine de mixage des DJ dans 6 discothèques de la région de Montpellier. Les DJ sont soumis des niveaux sonores équivalents Leq (A) allant de 92,3 à 102,1 dB (A), soit un niveau équivalent moyen de 98,7 dB (A). Les mesures acoustiques par bandes d'octave de 31,5 à 16 000 Hz montrent des niveaux sonores particulièrement élevés dans les basses fréquences (116,5 et 114,3 dB (Z) sur les bandes d'octave 63 et 125 Hz). Notre population de DJ est des hommes jeunes (26,35 ans  $\pm$  5,74). Ils travaillent en discothèque depuis environ 6 ans à raison de 3 nuits par semaine (21,58 heures  $\pm$  12,64). Notre étude révèle que 75,9 % des DJs ont des acouphènes. Ces acouphènes sont décrits comme des sifflements dans 63,6 % des cas, et comme des bourdonnements dans 27,4 %. Dans 9% des cas, les acouphènes sont multiples (sifflements, bourdonnements). Il est intéressant de noter que les fréquences des acouphènes correspondent aux fréquences des pertes auditives. L'audiogramme des DJ montre des pertes auditives sur le 6 000 Hz mais aussi des pertes sur les graves (125-500 Hz). Si l'encoche sur le 6 000 Hz est la signature d'un traumatisme sonore aigu (TSA), des pertes auditives sur les graves sont rarement décrites après exposition sonore.

Au-delà des pertes auditives, des expériences seront nécessaires pour vérifier, si de tels niveaux sonores dans les basses fréquences n'endommagent pas également le vestibule, et être ainsi à l'origine de troubles de l'équilibre.

### Introduction

Si la technologie a permis l'émergence de nombreux styles musicaux, elle a aussi entraîné une augmentation considérable du niveau sonore. L'écoute et les pratiques musicales à hauts niveaux sonores sont devenues un véritable phénomène de société. La multiplication des techniques d'amplification, des lieux et des modes d'écoute à fort volume (concerts, discothèques, rave parties, locaux de répétition, écoute du baladeur, chaîne hi-fi, autoradio...) contribue à l'augmentation de l'exposition quotidienne à de forts niveaux sonores, et constitue un véritable danger pour l'audition.

Peu d'études portent sur les effets de la musique amplifiée sur l'audition. Metternich et Brusis (1999) a fait une étude rétrospective chez des patients ayant consulté après exposition à de la musique amplifiée (concert, discothèques...). Dans cette étude, 67% des personnes avaient des pertes auditives transitoires et 34 % des pertes permanentes, dont 17% suite à une exposition en discothèque, 12% suite à une « surprise-party » et 4% dues au port de baladeurs. Les musiciens, professionnels ou non, se plaignent de troubles auditifs. Axelsson et Lindgren (1981) rapportent que 13% des musiciens de rock ou musique pop présentent des pertes auditives de plus de 20 dB HL sur les fréquences 3000-8000 Hz.

L'étude de Schmuziger et al. (2006) montre que 26 % de musiciens non-professionnels se plaignent d'hypermotilité aux sons forts et 17 % d'acouphènes.

La législation encadre très précisément les personnes travaillant dans un environnement bruyant.

Le décret de 2006 - 892 du 18 juillet 2006 - stipule qu'un travailleur ne peut être exposé plus de 8 heures par jour dans un environnement bruyant de plus de 80 dB (A) sans protection auditive. Gunderson et al., (1997) ont mesuré le niveau sonore dans plusieurs discothèques New Yorkaise et rapportent des niveaux moyens allant de 94,9 et 106 dB (A). De tels niveaux sont probablement délétères pour l'audition des usagers de ces discothèques, mais aussi et surtout, pour le personnel qui y travaille plusieurs nuits par semaine. Parmi ce personnel, les Disc-Jockeys (DJ) sont une population particulièrement exposée.

Le but de notre étude était d'évaluer les risques de la musique amplifiée chez les DJ. Pour ce faire, nous avons mesuré le niveau sonore dans 6 discothèques de Montpellier et de ses alentours. Nous avons par la suite évalué les troubles auditifs (surdités et acouphènes) sur une population de Disc-Jockeys.

### Matériel et méthodes

#### Mesures acoustiques

Les mesures de niveaux sonores ont été réalisées dans 6 discothèques de Montpellier ou ses environs. Ces mesures ont été réalisées à une heure de grande affluence (entre 1h et 2h30 du matin), représentatif du niveau acoustique moyen d'exposition. Une première mesure était effectuée au centre de la piste de danse, à une dizaine de mètres des différents haut-parleurs et à environ 1,60 mètres du sol. La seconde mesure était effectuée dans la cabine de mixage, à une vingtaine de centimètres de la tête du DJ et à 1,5 mètres des haut-parleurs de « retours » frontaux ou latéraux. Les mesures ont été réalisées à l'aide d'un sonomètre SIP 95 Aclan de classe 2 muni d'un filtre de bande d'octave. Ce sonomètre permet de mesurer le niveau équivalent (Leq) en dB pondéré A (dB (A)) et en dB (Z).

**Morgan POTIER** <sup>1,2</sup>

**Caroline**

**HOCQUET** <sup>2</sup>

**Ruth LLOYD** <sup>1,3</sup>

**Cécile NICOLAS-**

**PUEL** <sup>1,2,3</sup>

**Alain UZIEL** <sup>1,2,3</sup>

**Jean-Luc PUEL** <sup>1,2</sup>

1. Unité Inserm

583, Institut des  
Neurosciences de  
Montpellier.

2. Université  
Montpellier 1.

3. Service d'ORL, Hôpital  
Gui de Chauliac.

### Correspondance

**Morgan POTIER,**

Audioprothésiste D.E

Master d'Audiologie

Membre du Collège National

d'Audioprothèse

Narbonne

potier.morgan@gmail.com

**Pr. Jean-Luc PUEL,**

Unité INSERM 583, Institut

des Neurosciences de

Montpellier.

jean-luc.puel@inserm.fr

**Publication : The risks  
of amplified music for  
disc-jockeys working in  
night-clubs**

**Ear and Hearing**

**2009 Apr;30(2):291-**

**3. doi: 10.1097/**

**AUD.0b013e31819769fc.**



## Populations testées

Afin d'augmenter le nombre de sujets testés, nous avons étendu notre recrutement sur 3 sites : Montpellier (n = 13), Toulouse (n = 9) et Paris (n = 7), soit 29 sujets au total. La population contrôle était constituée de 21 sujets normo-entendant du même âge et du même sexe que les DJ testés. Ces sujets contrôles n'avaient pas d'activité habituelle dans le bruit et ne présentaient pas d'antécédents ORL connus. 11 sujets contrôle ont été testés à Montpellier, 5 à Toulouse et 5 à Paris.

## Protocole expérimental

### Questionnaire

Tous les sujets ont répondu à un interrogatoire précis afin d'obtenir les renseignements administratifs habituels (nom, prénom, âge...), la durée hebdomadaire d'exposition au bruit, l'ancienneté de la profession. Nous avons également recherché de possibles antécédents ORL.

### Examen clinique

L'examen clinique débutait par une otoscopie droite et gauche. Si aucune pathologie de l'oreille (bouchon de cérumen, perforation tympanique...) n'était décelée, une audiométrie au diapason 1024 Hz (Hartmann AG, Heidenheim, Allemagne) était réalisée pour s'affranchir d'une surdité de transmission. Le choix d'utiliser cette méthode plutôt qu'une mesure plus fine de la C.O au vibreur était motivé par le gain de temps du protocole, déjà relativement long.

## Evaluation de la fonction auditive

### Audiométrie tonale

L'audiométrie tonale aérienne était réalisée au casque dans une cabine insonorisée (Montpellier et Toulouse) ou dans une pièce très calme (Paris). Suivant le lieu, nous avons utilisé 3 audiomètres différents : Chaîne de mesure Aurical (Montpellier), Midimate 622 (Toulouse), Intrasonic AD229e (Paris).

Après présentation du signal à une intensité suffisante pour faciliter la reconnaissance, les seuils liminaires d'audition étaient obtenus pour toutes les fréquences par  $\frac{1}{2}$  octave de 125 Hz à 8000 Hz par la méthode croissante de sons purs vobulés et par pas de 5 dB HL (méthode dite de Hughson et Westlake).

### Acouphénométrie

L'acouphénométrie était réalisée à l'aide de l'audiomètre, au casque par voie aérienne, oreille par oreille. La méthode consistait à quantifier la tonie de l'acouphène par appariement subjectif de bande étroite de bruit et/ou de sons purs pulsés, centrés sur une fréquence sur l'oreille controlatérale. Dès que la ou les fréquences de l'acouphène était reconnues par le patient, une mesure de la sonie était réalisée en ajustant l'intensité de la stimulation sonore à celle de l'acouphène par pas de 1 dB HL.

## Résultats

### Mesures acoustiques

Les mesures acoustiques ont été réalisées dans 6 discothèques de la région de Montpellier. Deux types de mesures acous-

tiques ont été réalisés : la première dans la cabine de mixage du DJ, la seconde sur la piste de danse. Les mesures obtenues sur piste de danse n'apparaissent pas dans la publication originale et sont montrées par la première fois dans cet article.

### Mesure dans la cabine

Les mesures acoustiques réalisées dans la cabine de mixage du DJ montrent un niveau sonore équivalent Leq (A) variant de 92,3 à 102,1 dB (A), soit un niveau équivalent moyen de 98,7 dB (A). Nous avons aussi mesuré les niveaux sonores par bandes d'octave. La **figure 1** montre les niveaux sonores équivalents moyens Leq (dB Z) par bande d'octave.

Notez les niveaux des basses fréquences. 116,5 et 114,3 dB (Z) respectivement sur les bandes d'octave 63 et 125 Hz.

### Mesures sur la piste

Les mesures acoustiques réalisées au milieu de la piste montrent un niveau sonore équivalent Leq (A) variant de 93,8 à 102,7 dB (A), soit un niveau équivalent moyen de 100,6 dB (A). La figure 1 montre les niveaux équivalents moyens par bande d'octave.

Notez les niveaux des basses fréquences. Ici les niveaux sur les bandes d'octave

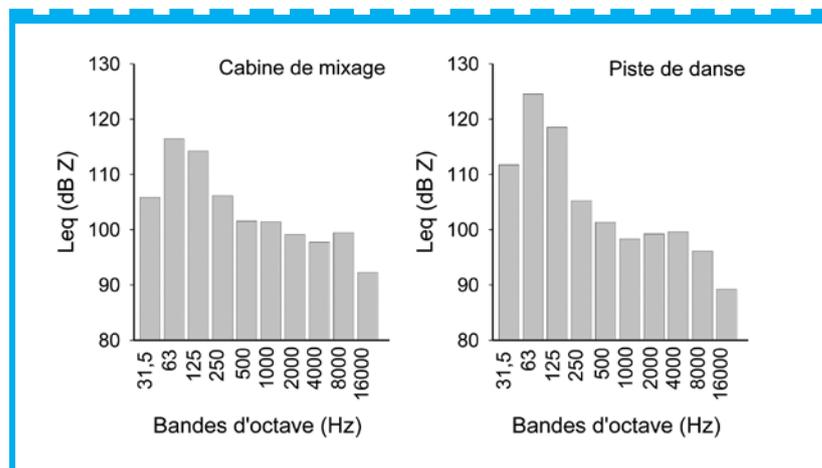


Figure 1 : Niveaux équivalents moyens Leq (dB Z) par bande d'octave mesurés dans la cabine de mixage du DJ et sur la piste de danse.

	Population DJ (n=29)	Population témoin (n=21)	Total (n=50)
Hommes	89,7%	80,9%	86%
Femmes	10,3%	19,1%	14%
Age (années)	26,35 ± 5,74	28,71 ± 6,73	27,34 ± 6,55

Tableau 1 : Description de la population générale. n = nombre de personnes testées



63 et 125 Hz atteignent respectivement 124,6 et 118,6 dB (Z).

## Mesures audiométriques

### Description de la population

Les mesures audiométriques ont été réalisées chez 29 DJs. La description de la population est résumée dans le **tableau 1**. Ces DJs étaient en majorité des hommes jeunes (26,35 ans  $\pm$  5,74) travaillant en discothèque depuis 6 ans (6,62 ans  $\pm$  12,64) à raison de 3 nuits par semaines (21,58 heures  $\pm$  12,64). Les 21 sujets contrôles avaient sensiblement le même âge (28,71 ans  $\pm$  6,73).

### Pertes auditives

Les audiogrammes réalisés dans les mêmes conditions chez les DJ et chez les sujets contrôles sont représentées dans la **figure 2**.

Alors que les sujets contrôles avaient des seuils autour de 5 dB HL sur l'ensemble des fréquences testées, les DJ présentent une perte auditive sur les fréquences aiguës avec une perte maximum d'environ 25 dB HL sur le 6000 Hz. Plus surprenant était la mise en évidence de pertes auditives du même ordre sur les fréquences graves entre 125 Hz à 500 Hz.

### Sémiologie des acouphènes

L'analyse du questionnaire révèle dans le **tableau 2** que 75,9 % des DJs ont des acouphènes. Ces acouphènes sont décrits comme des sifflements dans 63,6 % des cas, et comme des bourdonnements dans 27,4 % des cas. Chez 9% d'entre eux, les acouphènes sont multiples (sifflements, bourdonnements).

Les acouphènes sont perçus dans les deux oreilles ou dans la tête (non latéralisés) dans 88,9% des cas. L'acouphénométrie révèle que les 2 tiers des acouphènes sont des sifflements centrés sur le 6000 Hz, le tiers restant étant des bourdonnements centrés sur le 250 Hz. Il est intéressant de noter que ces fréquences correspondent aux pertes auditives décelées à l'audiométrie, c'est-à-dire des pertes auditives sur le 6 000 Hz, mais aussi des pertes sur les graves.

## Discussion

Les mesures acoustiques réalisées dans la cabine du DJ montrent des niveaux équivalents Leq (A) moyen de 98,7 dB (A). Les mesures par bande d'octave montrent

des niveaux sonores très élevés dans les basses fréquences (116,5 et 114,3 dB (Z) sur les bandes d'octave 63 et 125 Hz). Les DJ travaillant dans ces discothèques sont majoritairement des jeunes exerçant la profession depuis 6 ans à raison de 3 nuits par semaine. 76% d'entre eux ont des acouphènes, dont les 2/3 sont des sifflements centrés sur le 6000 Hz et le tiers restant étant des bourdonnements centrés sur le 250 Hz. Il est intéressant de noter que ces fréquences correspondent aux pertes auditives, c'est-à-dire des pertes auditives caractéristiques sur le 6 000 Hz, mais aussi des pertes sur les fréquences graves entre 125 et 500 Hz, jusqu'à présent peu décrites après exposition au bruit excessif.

Les niveaux sonores mesurés sur la piste de danse des 6 discothèques testées étaient compris entre 93,8 à 102,7 dB (A), soit un niveau équivalent Leq (A) moyen de 100,6 dB (A). Ces niveaux sont inférieurs aux 106 et 108 dB (A) relevés respectivement dans une discothèque New-Yorkaise (Gunderson et al. 1997), et Anglaise (Bray et al. 2004). Notons cependant que nos mesures ont été réalisées à des heures de grandes affluences (entre 1h et 2h30 heures du matin) et au centre de la piste. Si l'on considère que les haut-parleurs se situaient en moyenne à une dizaine de mètres du centre de la piste, on peut estimer que le niveau sonore à 1 mètre des haut-parleurs était d'environ 117 dB (A). Les mesures réalisées dans la cabine de mixage du DJ montrent des niveaux équivalents Leq (A) moyen de 98,7 dB (A). Autrement dit, les DJ chez qui nous retrouvons une perte auditive, sont toutefois moins exposés que les danseurs. Les mesures acoustiques par bande d'octave de 31,5 à 16 000 Hz montrent des niveaux sonores très élevés dans les basses fréquences Ici encore, les niveaux équivalents moyens mesurés sur la piste étaient supérieurs à ceux mesurés en cabine (114,3 et 118,6 dB (Z) en cabine et sur la piste dans la bande centrée sur le 125 Hz). Ceci est probablement dû à la quantité et à la qualité des haut-parleurs qui sonorisent la piste comparé à l'unique haut-parleur de retour de la cabine du DJ, généralement située à 1,50 mètre.

On doit aussi tenir compte de l'évolution des techniques de sonorisation dans les lieux diffusant de la musique amplifiée. Ainsi on note une évolution de la répartition énergétique de la musique : autrefois le spectre musical était relativement « plat », entre 63 Hz et 1000 Hz (Rintellmann et al., 1971) alors qu'aujourd'hui de plus en plus d'auteurs montrent que le

maximum d'énergie sonore est compris dans la gamme des basses fréquences, entre 40 Hz et 125 Hz (Babisch 2000, Héту et Fortin 1995). Une étude récente menée par la préfecture de police sur 25 établissements diffusant de la musique amplifiée en Ile-de-France a montré que 91% de l'énergie acoustique sur la piste de danse se situe dans les fréquences inférieures à 250 Hz (Kuenzi, 2010). Toutes ces études sont en accord avec nos résultats.

Les DJ testés étaient en majorité des jeunes hommes travaillant en discothèque depuis 6 ans à raison de 3 nuits par semaine. Si les mesures que nous avons réalisées ne peuvent pas s'étendre à toutes les discothèques, il est intéressant de constater que les DJ, théoriquement moins exposés que les danseurs, présentent des pertes auditives sur le 6 kHz (signe d'un TSA), mais également des pertes auditives sur les fréquences graves. A notre connaissance, peu de publications scientifiques relatent des pertes auditives dans les graves après exposition à de la musique amplifiée. Axelsson et Lindgren (1981) montrent des pertes auditives de plus de 20 dB HL entre 3000 et 8000 Hz chez les 13% des musiciens de rock ou pop qu'ils ont étudié. L'étude de Lee (1999) fait état de pertes auditives plus fréquentes chez les DJ (42%) que chez les sujets témoins (13%), sans que l'on sache la nature fréquentielle de ces pertes. Bray et al. (2004) rapportent que 70% des personnels travaillant en boîte de nuits (DJ, barmans, vigiles...) présentent des pertes auditives. Le niveau moyen de la musique diffusée dans ces discothèques était de 96 dB (A), donc proche de nos valeurs. Malheureusement, les pertes en fréquence n'ont pas été documentées. Enfin, une étude réalisée sur des DJ avant et 12 heures après exposition à des niveaux de musiques compris entre 93,2 et 109,7 dB (A) montre l'apparition de pertes transitoires et permanentes sur toutes les fréquences testées (Santos et al., 2007).

Un consensus se dessine autour de l'incidence de la musique amplifiée sur le déclenchement des acouphènes. Une étude de Puel-Nicolas et al. (2006) montre que 40% des acouphènes induits par un traumatisme sonore aigu résultent de l'exposition à de la musique amplifiée (discothèques, concerts...). Dans notre étude, 76% des DJ présentent des acouphènes.



Ces résultats sont en accord avec l'étude de Bray et al. (2004) montrant que 74 % des DJ testés ont des acouphènes. Dans notre étude, les acouphènes sont décrits comme des sifflements dans 64 % des cas, comme des bourdonnements dans 27%, 9% présentant les 2 types. L'acouphénométrie confirme ces résultats avec deux tiers d'acouphènes dont la fréquence se situe entre 4000 Hz et 8000 Hz, le tiers restant étant décrit comme des bourdonnements entre 125 Hz et 500 Hz. Ces résultats sont en accord avec les études montrant que la fréquence centrale de l'acouphène correspond généralement aux plages fréquentielles dans lesquelles prédominent les pertes auditives (Axelsson et al., 1991 ; Sirimanna et al., 1996 ; Axelsson et al., 1991 ; Nicolas-Puel et al 2001, Norena et al. 2002). La grande majorité (environ 90%) des DJ décrivent des acouphènes non-latéralisés, c'est-à-dire perçus dans les deux oreilles ou dans la tête.

A l'inverse, des études chez de jeunes militaires exposés à des bruits d'armes (Khalifa et al., 1997 ; Job et al., 2004) montrent des acouphènes latéralisés du côté de la perte auditive, perçus à gauche chez les droitiers, c'est-à-dire du côté non protégé par l'épaule du fusil lors du tir. Ces résultats sont en accord avec l'étude sur le traumatisme sonore aigu de Nicolas-Puel (2006) montrant que les acouphènes non latéralisés sont corrélés des pertes auditives symétriques

En conclusion, notre étude montre que les trois quarts des DJ testés ont des acouphènes. Vu leur jeune âge (26 ans), on ose à peine imaginer l'état de leur audition dans les années à venir. Leurs acouphènes correspondent aux plages fréquentielles dans lesquelles prédominent les pertes auditives. Si l'encoche sur le 6000 Hz est fréquente chez des sujets exposés au bruit (TSA), peu d'études décrivent des pertes auditives sur les graves. Néanmoins, et depuis la publication de notre étude, on s'intéresse de plus en plus à l'impact potentiel des basses fréquences contenues dans la musique amplifiée. L'Agence Régionale de la Santé (ARS) a commandé une étude sur les niveaux sonores dans les discothèques d'IDF en 2010 et un très récent rapport vient d'être établi à ce sujet par le Haut Conseil de la Santé Publique en 2013 afin d'émettre de nouvelles recommandations sur les niveaux acceptables pour la musique (Cazals et al., 2013).

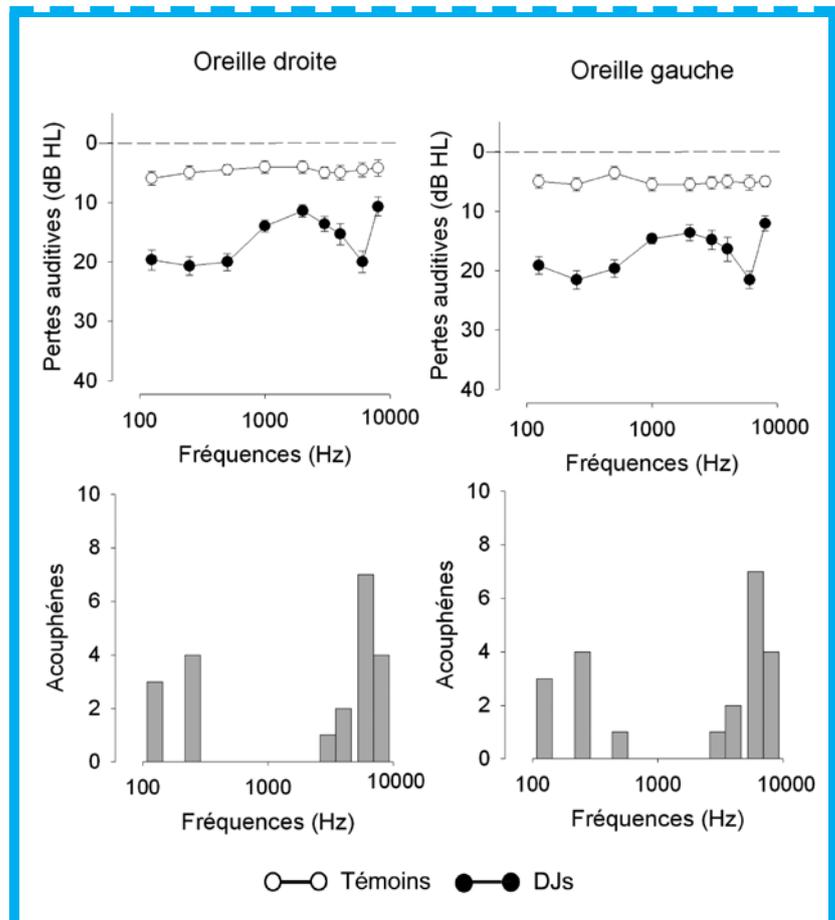


Figure 2 : Audiogramme et acouphénométrie chez les DJ et les témoins. Notez les pertes sur le 6 kHz et les fréquences graves. La fréquence des acouphènes est corrélée avec les pertes auditives.

Ancienneté dans la profession en années	6,62 ± 6
Durée d'exposition hebdomadaire en heures	21,58 ± 12,64
Sujets acouphéniques en %	75,9
Sifflements en %	63,6
Bourdonnements en %	27,4
Sifflements + Bourdonnements en %	9
Non latéralisé en %	88,9

**Tableau 2 : Description de la population des DJ**

Ce rapport tient compte pour la première fois de l'énergie importante retrouvée dans les basses fréquences.

C'est pourquoi, vu le niveau des basses fréquences de notre étude, nous aimerions poursuivre notre investigation par l'exploration de la fonction vestibulaire. En effet, on peut penser qu'à de telles intensités, les basses fréquences puissent endommager l'appareil vestibulaire (et plus particulièrement le saccule, sensible aux basses fréquences) et ainsi provoquer des vertiges ou des troubles de l'équilibre.

Le nombre fréquent d'accidents de la route aux sorties de discothèques est généralement attribué à la fatigue, l'alcool, voire aux substances illicites. Si on ajoutait à cela les troubles de l'équilibre rajouter après « troubles de l'équilibre » : potentiellement dus à une exposition sonore importante, on ne s'étonnerait pas du triste bilan sur les routes. Si cette hypothèse se vérifiait, nous ne serions plus dans la prévention des risques auditifs, mais bien dans prévention d'un risque vital.



## Bibliographie

- Axelsson A., and Lindgren F., (1981). Pop music and hearing, *Ear Hear.*, 2(2):64-9.
- Axelsson A., (1991). Noise and hearing loss, *Lakartidningen*, 88(10):839-41.
- Babisch W., (2000). Traffic noise and cardiovascular disease : epidemiological review and synthesis. *Noise Health*, 2(8):9-32.
- Bray A., Szymanski M., Mills R., (2004). Noise induced hearing loss in dance music disc jockeys and an examination of sound levels in nightclubs, *J Laryngol Otol.*, 118(2):123-8.
- Cazals Y., Puel JL et al., (2013). Expositions aux niveaux sonores élevés de la musique : recommandations sur les niveaux acceptables, Rapport Haut Conseil de la Santé Publique.
- Gunderson E., Moline J., Catalano P., (1997). Risks of developing noise-induced hearing loss in employees of urban music clubs, *Am J Ind Med.*, 31(1):75-9.
- Hétu R., Fortin M., (1995). Potential risk of hearing damage associated with exposure to highly amplified music. *J AM Acad Audiol.*, 6(5):378-86.
- Job A., Cian C., Esquivié D., et al. (2004). Moderate variations of mood/emotional states related to alterations in cochlear otoacoustic emissions and tinnitus onset in young normal hearing subjects exposed to gun impulse noise, *Hear Res.*, 193(1-2):31-8.
- Khalifa S., Morlet T., Micheyl C., et al. (1997). Evidence of peripheral hearing asymmetry in humans: clinical implications, *Acta Otolaryngol.*, 117(2):192-6.
- Kuenzi I., (2010). Rapport sur les niveaux sonores dans les discothèques d'Ile-de-France. Agence Régionale de Santé, Préfecture de police et bruit-parif.
- Lee L.T., (1999). A study of the noise hazard to employees in local discotheques. *Singapour Medi. J.*, 40 (9): 571-74.
- Metternich F.U., Brusis T., (1999). Acute hearing loss and tinnitus caused by amplified recreational music. *Laryngorhinootologie*, 78(11):614-9.
- Nicolas-Puel C., Faulconbridge R.L., Guitton M., et al. (2002). Characteristics of tinnitus and etiology of associated hearing loss: a study of 123 patients, *Int Tinnitus J.*, 8(1):37-44.
- Nicolas-Puel C., Akbaraly T., Lloyd R., et al. (2006). Characteristics of tinnitus in a population of 555 patients: specificities of tinnitus induced by noise trauma, *Int Tinnitus J.*, 12(1):64-70.
- Norena A., Micheyl C., Chéry-Croze S., et al. (2002). Psychoacoustic characterization of the tinnitus spectrum: implications for the underlying mechanisms of tinnitus, *Audiol Neurootol.*, 7(6):358-69.
- Rintelmann WF., Smitley EK., (1971). Continuous versus intermittent exposure to rock and roll music. Effect upon temporary threshold shift., *Arch Environ Health.*, 22(4):413-20.
- Santos L., Morata T.C., Jacob L.C., et al. (2007). Music exposure and audiological findings in Brazilian disc jockeys (DJs), *Int J Audiol.*, 46(5):223-31.
- Schmuziger N., Patscheke J., Probst R., (2006). Hearing in nonprofessional pop/rock musicians, *Ear Hear.*, 27(4):321-30.
- Sirimanna T., Stephens D., Board T., (1996). Tinnitus and audioscan notches. *J Audiol Med.*, 5:358-366.



# Veille implants cochléaires

## Mise au point des potentiels évoqués auditifs stationnaires multiples chez les sujets porteurs d'un implant cochléaire

**Stéphane GALLÉGO**<sup>3</sup>  
**Faten MINA**<sup>1</sup>  
**Virginie ATTINA**<sup>1</sup>  
**Eric TRUY**<sup>1,2</sup>  
**Hung THAI-VAN**<sup>1,2</sup>

1. Centre de recherches en neurosciences de Lyon, Lyon, France

2. Hospices civils de Lyon, Hôpital Edouard Herriot, Lyon, France

3. Institut des Sciences et Techniques de la Réadaptation, Lyon, France

### Introduction

L'évaluation objective de l'audition d'un patient sans une quelconque participation de sa part est un outil intéressant dans la réhabilitation auditive. La méthode des Auditory Steady-State Responses (ASSR) ou Potentiels évoqués auditifs stationnaires (PEAS), fait partie de ces méthodes objectives permettant l'évaluation des seuils auditifs d'un patient. Elle offre de multiples avantages sur les techniques concurrentes. Une réponse ASSR est un potentiel évoqué pour lequel les composantes fréquentielles restent constantes en phase et en amplitude sur une période de temps continue (Regan, 1989). La méthode ASSR consiste à mesurer le spectre moyen de l'enregistrement EEG d'un sujet afin d'en extraire une activité périodique induite par un stimulus auditif précis et continu dans le temps. Cette méthode fait appel au phénomène de « phase locking » en synchronisant certaines fibres nerveuses auditives sur une fréquence de modulation lente. Avec un stimulus périodique (fréquence porteuse) et modulé en amplitude (fréquence de modulation), le système auditif se synchronise sur la modulation. Contrairement à la réponse PEA, la réponse ASSR est générée par un stimulus continu dans le temps. Pour les ASSR, le stimulus vient exciter de façon continue une zone précise de la cochlée à une fréquence de modulation particulière que l'on pourra retrouver dans l'électroencéphalogramme (EEG). Cet enregistrement est moyenné dans le temps afin d'en réduire le bruit (aléatoire en phase et en amplitude) et faire émerger la réponse (fixe en amplitude et en phase).

La fréquence de modulation d'amplitude sera pour nous le « marqueur » de la fréquence porteuse utilisée et nous permettra de savoir si le stimulus agénéré ou non une réponse physiologique détectable. Galambos et al (1981) furent les

premiers à enregistrer et étudier la réponse ASSR. Cette étude mit en avant la plus ample réponse obtenue avec l'utilisation d'une fréquence de modulation de 40 Hz. Rickards et Clark montrèrent en 1984 que cette réponse ASSR pouvait être également enregistrée à d'autres fréquences de modulation mais que son amplitude diminuait avec l'augmentation de cette fréquence de modulation. Ce phénomène peut s'expliquer par le « filtrage passe-bas » réalisé par le système auditif. Une fréquence de modulation faible comme le 40 Hz entraîne l'activation de nombreux centres auditifs, engendrant une activité cérébrale synchronisée importante. A contrario, une fréquence de modulation haute entraînera une activation moins corticale du système auditif. Si elle est vraiment trop haute, alors elle ne sera plus gérée de façon temporelle, mais de manière fréquentielle grâce à la tonotopie cochléaire. Dobie & Wilson (1998) ont mis en évidence deux zones fréquentielles de modulation privilégiées pour la mesure ASSR, entre 40 et 50 Hz et entre 80 et 100 Hz. Les réponses obtenues avec des fréquences de modulations hautes (80-100 Hz) seraient en grande partie sous-corticales (tronc cérébral), donc moins amples et peu influencées par la vigilance du patient. A contrario, les fréquences de modulations basses (inférieures à 50 Hz) produiraient des réponses plus amples principalement corticales.

La fréquence testée correspondant à la fréquence porteuse est elle aussi définie précisément et peut couvrir tout le spectre audible. Elle est principalement étudiée pour des fréquences de 500, 1000, 2000, 4000 Hz. L'influence de la fréquence porteuse a été précisée avec la possibilité d'enregistrer des réponses ASSR à des fréquences allant de 250 Hz à 12 kHz, mais avec une baisse des performances de la réponse aux fréquences extrêmes (Tlumak et al ; 2007).

Regan et associés, furent les premiers à montrer en 1988 la possibilité d'enregistrer plusieurs réponses ASSR simultanément (ASSR multi-stimulation). Pour cela ils ont utilisé non plus une fréquence porteuse modulée en amplitude, mais deux fréquences, chacune modulée en amplitude à des fréquences de modulation différentes. Sur le spectre moyen de l'EEG, chaque fréquence de modulation est représentative de l'une des fréquences porteuses testées. L'analyse fréquentielle (FFT) est particulièrement bien adaptée à ce type d'exercice, en permettant de détecter précisément ces modulations séparément et sans que l'une n'interfère avec l'autre. Cette approche multi fréquence permet d'accélérer la méthode ASSR. En effet, si ces fréquences n'interagissent pas les unes sur les autres et si le bruit de mesure EEG reste inchangé, le temps de mesure se retrouve divisé par le nombre de fréquences testées simultanément (par exemple 4 fréquences porteuses 500, 1000, 2000, 4000 Hz sur OG et OD avec 8 fréquences de modulations que l'on va analyser sur le spectre moyen de l'EEG).

L'utilisation des ASSR multi-stimulation chez les sujets implantés cochléaires nous semble très intéressante. En effet le mode de stimulation de cette méthode objective est beaucoup plus représentatif et naturel que celui imposé par les autres méthodes dites objectives (PEA, électrocochléographie de type NRT, NRI, ART, etc.). Plusieurs électrodes cochléaires sont stimulées en simultanée à une fréquence de stimulation électrique semblable à celles utilisées par le processeur. Dans le cas où la méthode serait fiable, beaucoup d'éléments propres à chaque patient pourraient être évalués objectivement (estimation de seuils TL et CL, estimation des interactions entre électrodes, effet de la fréquence de stimulation de l'implant, étude des stratégies de codage, etc.).

# VEILLE IMPLANTS COCHLÉAIRES <



Le plus gros des défis sur la mise au point des ASSR sur implant cochléaire porte sur le contrôle de l'artefact de stimulation électrique venant polluer le spectre de l'EEG et donc se superposer à la réponse physiologique. Une méthode que nous avons publié en 2004 (Ménard et al), montrait qu'il était possible d'obtenir une réponse ASSR avec une stimulation électrique sur une électrode via un implant cochléaire. Néanmoins, il était nécessaire d'extraire par modélisation la composante artefact de la réponse. Comme ces données n'ont jamais pu être reproduite par d'autres équipes et que le protocole comportait plusieurs zones d'ombres il nous a semblé intéressant de mettre en place un plan d'expérience plus contrôlé et non discutable. De plus il est judicieux de mettre en place une technique de recueil d'ASSR multiples (avec plusieurs électrodes cochléaires stimulées simultanément à des Fm différentes).

## Electrodes de recueil et réduction de l'artefact électrique

Les potentiels évoqués suite à une stimulation auditive, recueillis par des électrodes de surface mesurent des activités du système auditif de l'ordre du microvolt. La stimulation électrique de l'implant cochléaire peut produire des impulsions de l'ordre de 10 volts. De prime abord il paraît impossible d'extraire la petite réponse physiologique de la réponse artéfactée liée à la stimulation électrique. Néanmoins la position des électrodes de recueil peut avoir une influence significative sur l'amplitude de l'artefact de stimulation. Plus les électrodes de recueils sont éloignées du dipôle de stimulation électrique plus l'artefact est faible. Plus le dipôle de stimulation

est perpendiculaire à l'axe formé par les électrodes de recueil plus l'artefact tend à diminuer. L'amplitude de l'artefact de stimulation est donc un produit entre le carré de la distance <<implant – électrodes de recueils>> et le cosinus de l'angle du dipôle de stimulation et des deux électrodes de recueils (E+ E-). Comme nous le montre la Figure 1a, la position classique des électrodes de recueil E+ - E1- est probablement très délétère pour réduire l'artefact de stimulation. En effet l'éloignement entre le dipôle de stimulation et l'axe des électrodes de recueil est faible, de plus le dipôle de stimulation et l'axe de recueil ne sont pas du tout perpendiculaires. La position E+ - E2- (électrode négative de recueil sur le menton où la nuque) paraît plus appropriée. En effet le dipôle de stimulation est éloigné de l'axe de recueil et l'angle entre dipôle et recueil est proche de 90°. Cette position (E+ E2-) a en plus l'avantage d'être parallèle au tronc cérébral ; la distance et la projection des dipôles de réponses des différents noyaux auditifs sous-corticaux sur l'axe de recueil nous paraissent optimales. Cette position de l'électrode négative n'est pas courante, elle a néanmoins été validée et utilisée pour le recueil de PEA lors de la mesure d'interaction binaurale (BIC). Des mesures expérimentales effectuées sur 10 patients implantés cochléaires Digisonic Convex 15 électrodes corroborent cette hypothèse. Les artefacts électriques mesurés avec la position E+ E1- sont en moyenne de 450  $\mu$ V, alors qu'ils sont de l'ordre de 80  $\mu$ V avec la position E+ E2- (menton). Réduire par 5 l'amplitude de l'artefact a une grande importance car cela va permettre au système d'acquisition d'avoir une meilleure sensibilité et donc d'avoir par moyennage plus de chance d'extraire une réponse physiologique de L'EEG. Généralement la sensibilité lors d'une stimulation acoustique et non électrique de recueil de l'EEG avec des systèmes de

type MASTER est de l'ordre de 100 ou 200  $\mu$ V. La position front menton, (E+ E2-) devient donc compatible avec cette sensibilité en évitant, la saturation du préamplificateur et le rejet des mesures par le système d'enregistrement.

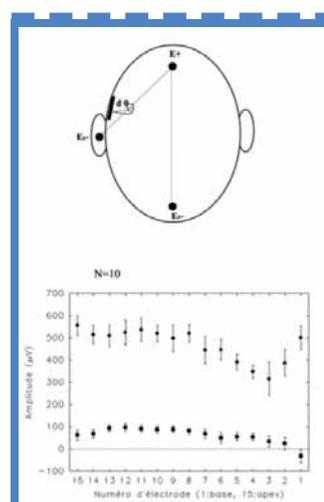


Figure 1 : La partie gauche de la figure représente les deux positionnements des électrodes de recueil par rapport à l'implant cochléaire et son dipôle de stimulation; E+ E1- pour la position classique homolatérale, E+ E2- pour la position utilisée lors d'une mesure de PEA BIC. La partie droite de la figure représente l'amplitude de recueil de l'artefact en fonction de ces deux positions respectives et en fonction du numéro de l'électrode stimulée (N=10 patients). (o) : position E+ E1-, (||) : position E+ E2-.

## Artefact électrique et réponse physiologique

La nouvelle position des électrodes de recueil nous donne la possibilité d'enregistrer l'EEG avec une sensibilité suffisante pour laquelle nous pourrions extraire du bruit des réponses physiologiques produites par les noyaux auditifs (l'amplitude de l'ordre du microvolt). Cela ne va pas pour autant éliminer l'artefact élec-

trique de l'EEG (l'amplitude est de l'ordre de 50 à 100  $\mu\text{V}$ ). Afin d'essayer d'extraire la réponse physiologique qui nous intéresse de la réponse électrique de la stimulation de l'implant il nous a fallu analyser plus finement les caractéristiques de chacune d'elles. Plusieurs différences peuvent d'ores et déjà être affirmées.

Une réponse physiologique suite à une stimulation électrique est toujours non-linéaire par rapport au stimulus. Lorsque l'on va faire varier l'intensité ou la durée du pulse de stimulation électrique (en mA ou en  $\mu\text{s}$ ), la réponse physiologique va apparaître à partir d'un certain seuil. Elle va ensuite croître plus ou moins linéairement en fonction du stimulus électrique, puis au-delà d'un certain niveau de stimulation elle va croître de manière non-linéaire voir même saturer.

L'équivalent pour un implanté cochléaire d'un signal acoustique ayant une fréquence porteuse modulée en amplitude correspond à la stimulation d'une électrode intra-cochléaire (où on lui a attribué la fréquence porteuse) dont l'amplitude ou la durée du pulse va être modulée en énergie par la fréquence de modulation. Dans le cas où l'énergie transmise est modulée par la durée de stimulation (et non par l'amplitude), nous pouvons représenter une séquence de stimulation comme la Figure 2a. Chaque impulsion électrique va produire des réponses physiologiques non-linéaires. Ces réponses physiologiques seront très proches de celles que l'on aurait pu avoir avec un normo-entendant. Si la stimulation évoque une réponse physiologique, nous aurons un pic d'énergie sur l'EEG à 31.2 Hz (et ses harmoniques 62.4Hz, 93.6Hz, etc.).

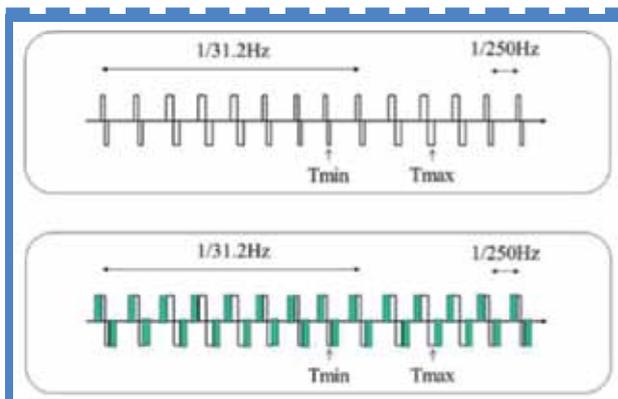


Figure 2 : Partie haute (a) Exemple d'un train d'impulsions stimulées à 250 Hz et modulées en amplitude à 31.2 Hz (entre 40 et 60  $\mu\text{s}$ ). Partie basse (b) Exemple d'un train d'impulsions stimulées à 250 Hz et modulées en amplitude à 31.2 Hz (entre 80 et 100  $\mu\text{s}$ ). Lorsque l'on décompose ce deuxième train de pulses on retrouve le train de pulses du (A) additionné d'un train de pulse bi-phasique non modulé d'une durée de 50 $\mu\text{s}$ .

L'artefact électrique viendra bien sûr se superposer à l'EEG. Dans le cas de figure représenté Figure 2b, où nous augmentons pour chaque durée de pulse d'une valeur fixe (par exemple 20 $\mu\text{s}$ ). Nous obtiendrons une réponse physiologique plus ample, mais les fluctuations de l'artefact électrique n'auront pas augmenté sur les 31.2 Hz (et ses harmoniques), seules les amplitudes de l'artefact à la fréquence de stimulation et harmoniques (250 Hz, 500 Hz, etc.) auront augmenté. A titre d'exemple, une modulation en amplitude de 31.2 Hz entre 40 et 60  $\mu\text{s}$  de durée de pulse aura les mêmes fluctuations des artefacts qu'une modulation en amplitude entre 80 et 100  $\mu\text{s}$  de durée de pulse, par contre l'amplitude de l'artefact à 250 Hz et ses harmoniques aura augmenté.

Cette caractéristique ne serait pas valable si l'on avait utilisé l'amplitude du pulse et non la durée pour coder l'énergie. En effet, la Figure 3 illustre les FFTs calculées pour des simulations de trains d'impulsions modulés en durée (Figure 3-A et B) ou en amplitude d'impulsion (Figure 3-C et D). Pour une modulation en durée d'impulsion (Pulse Width Modulation ; PWM), on peut constater que l'amplitude de la raie spectrale à la fréquence de modulation dépend de la largeur de la dynamique. Pour une largeur de 20 $\mu\text{s}$ , dans le cas illustré, l'amplitude de cette raie est semblable pour une stimulation avec une dynamique [40 ; 60 $\mu\text{s}$ ] et [80 ; 100 $\mu\text{s}$ ].

En revanche, l'amplitude de la raie spectrale à la fré-

quence de porteuse (ou de stimulation) est beaucoup plus importante à [80 ; 100 $\mu\text{s}$ ] qu'à [40 ; 60 $\mu\text{s}$ ].

En ce qui concerne la modulation en amplitude (Figure 3-C et D), l'amplitude de la raie spectrale à la fréquence de modulation (31.25 Hz dans l'exemple) est multipliée par deux quand l'amplitude de la stimulation double. On retrouve le même pattern à la fréquence porteuse.

Utiliser cette technique, en faisant varier la modulation de la durée du pulse à des deltas de valeurs fixes et à des niveaux moyens différents peut nous permettre de différencier la réponse physiologique de la réponse électrique (artefact).

## Protocole

Partis de cette hypothèse, nous avons mis en place un protocole où nous allons mesurer des réponses EEG avec des fluctuations de la stimulation électriques contrôlées et calibrées en fonction de la sonie du patient (en pourcentage de la dynamique électrique en  $\mu\text{s}$ ). Pour les 10 conditions de modulation, décrites tableau I, trois valeurs ont été estimées. Du fait de la linéarité de l'artefact en fonction de la durée du pulse, il nous a été facile d'estimer son amplitude à la fréquence de modulation et à la fréquence de

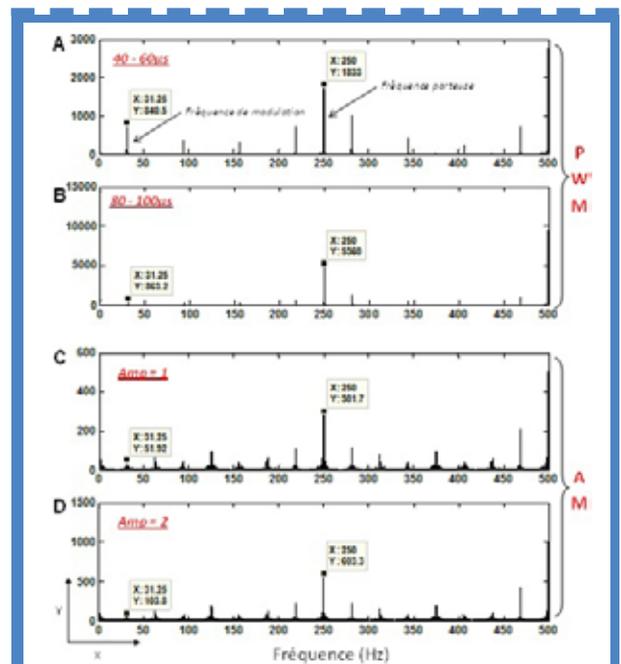


Figure 3 : Simulation de la réponse liée à la stimulation électrique en fonction de la méthode utilisée pour coder la modulation d'amplitude de 31.2 Hz. Pour les conditions A et B nous utilisons la durée du pulse à intensité constante. Le niveau moyen de stimulation de B est le double de celui de A. Pour les conditions C et D nous utilisons l'amplitude du pulse à durée constante. Le niveau moyen de stimulation de D est le double de celui de C.



stimulation. Pour la réponse physiologique, l'estimation est plus approximative, car les différentes conditions font intervenir deux paramètres peu linéaires, le niveau de sonie et la profondeur de modulation (en % de la DR). Malgré ces imprécisions, l'analyse de l'évolution de la réponse du spectre moyen de l'EEG à la fréquence de modulation (Fm) pour nous permettre d'extraire la réponse physiologique de la réponse artefact.

Huit patients implantés cochléaires avec un Digisonic Convex ont participé à cette étude. L'implant est formé d'un récepteur et de 15 électrodes de 0.5 mm espacées de 0.7 mm situées le long du premier tour de cochlée. Généralement, les électrodes se situent entre le 5ème et le 20ème mm de l'extrême base de la cochlée. Son codage est basé sur une mesure de FFT 128 points échantillonné à 16 kHz (donc très sélectif en fréquence) pour l'attribution fréquentielle de chaque électrode. La fréquence de stimulation que nous avons utilisée est de 250 Hz soit strictement un recouvrement de 50% des 128 points pour la FFT. Afin de bien coder la modulation via le processeur il est donc nécessaire d'utiliser des fréquences de modulations lentes (la limite acceptable serait d'environ 40 Hz). La stimulation des électrodes se fait en mode Common Ground, l'électrode de référence est positive, toutes les autres (intra- et extra-cochléaires) sont à la masse. La stimulation est délivrée par le processeur vocal. La durée de pulse peut être comprise entre 5 et 120 µs, mais est généralement inférieure à 50 µs. Le courant de stimulation est fixe pour un réglage donné et peut être compris entre 0.75 et 3 mA, il est généralement inférieure à 1 mA. L'échelle d'entrée sortie entre l'énergie acoustique et la durée de pulse se fait de manière logarithmique (Lorenzi et al, 1998). Une variation de 50 à 55 dB SPL va faire varier la durée du pulse de la même façon qu'une variation de 60 à 65 dB SPL. La dynamique d'entrée du microphone en dB est transposée linéairement en µs de pulse (entre le TL et le CL).

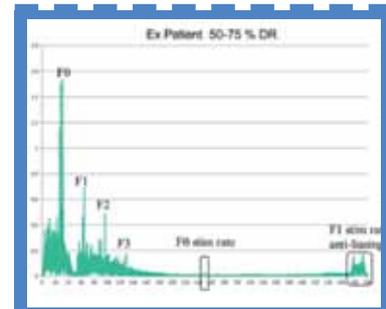
Pour le test, différentes plages de profondeurs de modulation en pourcentage de la dynamique électrique de chaque patient ont été utilisées tel que décrit table I : 0-100% de la dynamique originale, 50% de la dynamique originale avec différentes variations (50-100%, 25-75%, 0-50%, -25-25%) et 25% de la dynamique originale avec différentes variations (75-100%, 50-75%, 25-50%, 0-25%, -25-0%). Ainsi l'amplitude de l'artefact à 25% de la dynamique sera la plus petite et sera la même

pour chacune des variations (75-100%, 50-75%, 25-50%, 0-25%, -25-0%). Une variation à 50% de la dynamique produira un artefact deux fois plus important qu'à 25%. Enfin, l'amplitude de l'artefact sera la plus importante à 0-100% de la dynamique, soit quatre fois plus qu'à 25% de variation. Le son utilisé pour le test était multi-fréquentiel avec huit Fp différentes, chacune modulée en amplitude à une Fm différente (variation de 12dB ; voir Table II). La profondeur de modulation était de 75%. Au niveau du processeur, ce son est codé par sept électrodes (E2, E4, E6, E8, E10, E12 et E14) stimulées simultanément. L'électrode correspondant à la Fp de 6209 Hz est désactivée et sert ainsi de contrôle afin de mesurer le niveau de bruit moyen de l'EEG.

Electrode	Fporteuse	Fmodulation
E14 (apex)	1450 Hz	27,3 Hz
E12	2179	31,3
E10	2919	28,3
E8	3660	32,2
E6	4 379	29,3
E4	5120	33,2
E2 (base)	5860	30,3
contrôle	6209	34,2

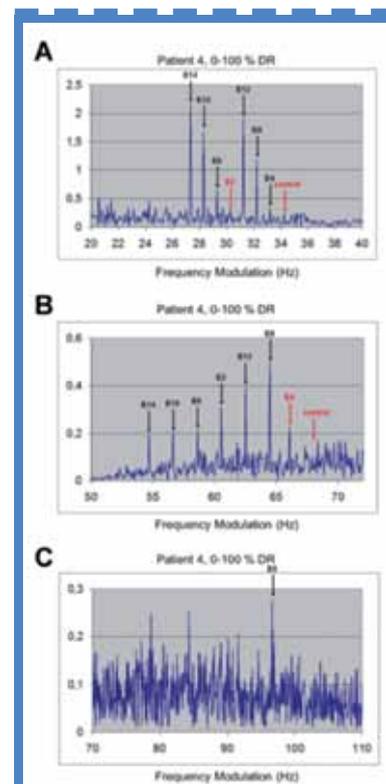
**Table II : Attribution des Fréquences porteuse et Fréquences de modulation en fonction des numéros d'électrodes de l'implant cochléaire. La situation contrôle ne stimule pas d'électrode mais sert de mesure du bruit de l'EEG moyenné.**

En ce qui concerne le montage des électrodes, trois électrodes sont positionnées sur la tête du patient de façon à minimiser l'amplitude de l'artefact de stimulation (comme décrit plus haut) : l'électrode positive est placée sur le front au niveau de Fpz, l'électrode négative sur le menton et la masse sur la mastoïde contralatérale au côté de stimulation. L'impédance des électrodes est inférieure à 2 kΩ. Les signaux EEG sont amplifiés, filtrés (filtre passe-bande 10-100Hz, avec un coupe-bande à 50Hz) et échantillonnés à une fréquence de 1000 Hz. L'enregistrement EEG est géré par le système MASTER. Les enregistrements se font donc par époques de 1,024 s. Une époque est rejetée si l'activité enregistrée dépasse 100 µV. Ensuite, le moyennage se fait sur des « sweeps » de 16 époques, soit 16,384s avec une haute résolution de la FFT à 0,061 Hz. Les réponses sont détectées automatiquement aux fréquences de modulation testées et à la fréquence contrôle par la méthode F-test du système MASTER.



**Figure 4 : Exemple de recueil de l'EEG moyen chez le patient 3 pour le protocole de stimulation 50-75% de la dynamique auditive électrique.**

La Figure 4 nous donne un exemple typique de la FFT moyenne d'EEG obtenu dans une de nos 10 conditions expérimentale (Table I). Plusieurs parties de cette FFT peuvent être décomposées. Fm0, Fm1, et Fm2 sont les zones correspondant respectivement au Fréquences de modulations et 1<sup>er</sup> et 2<sup>ème</sup> harmoniques utilisées sur chacune des 7 électrodes testée ainsi que le Contrôle. Ces zones peuvent contenir une composante physiologique et une composante de l'artefact électrique. F0 stim de F1 stim correspond à la zone de l'artefact électrique liée à la fréquence de stimulation de l'implant (250 Hz).



**Figure 5 : Détection des pics spectraux aux (A) différentes fréquences de modulation (Fm0) et à leurs (B) 1ères et (C) 2èmes harmoniques (Fm1 et Fm2)**

La Figure 5 illustre l'analyse spectrale d'un autre patient suite à une stimulation avec un réglage à 0-100% de dynamique (Figure 5-A). Des pics spectraux émergent du bruit de fond aux fréquences de modulations codées par les électrodes E14, E10, E6, E12, E8, E4 quand une réponse est détectée (en noir). En revanche, quand un pic n'est pas significativement différent du bruit de fond, il n'y a pas de détection, comme c'est le cas pour l'électrode E2 et l'électrode contrôle (en rouge). Si l'on s'intéresse aux pics à Fm1, on peut voir que dans ce cas une réponse est détectée pour l'électrode E2 ; en revanche ce n'est plus le cas pour E4 (Figure 5-B). A Fm2, on ne détecte plus que le pic à E8 (Figure 5-C). Ces résultats soulignent l'importance de l'utilisation conjointe de la fréquence fondamentale (F0) et de ses harmoniques (F1 et F2 dans cette illustration) pour améliorer la détection des réponses ASSR comme précédemment démontré par Cebulla et al. en 2006.

Pour chaque patient, les amplitudes des réponses détectées par le système Master pour chaque Fm et ses harmoniques Fm1 et Fm2 ont été enregistrées pour chacune des plages de dynamique de stimulation, soit 10 valeurs par électrode testée. La Figure 6 présente les valeurs d'amplitudes moyennes des sept électrodes testées (sauf contrôle) sur l'ensemble des patients, ainsi que les pourcentages de détection de la réponse par le système Master. En moyenne, il y a 49.8% de détection d'une réponse sur l'ensemble des conditions de test, alors qu'aucune réponse n'est détectée pour l'électrode contrôle. En ce qui concerne les amplitudes mesurées, on peut voir qu'elles sont du même ordre de grandeur (entre 0.5 et 1.2  $\mu$ V, Figure 6-A) pour les trois plages de dynamique (100%, 50% et 25%); cela reste vrai pour les amplitudes à F1 et Fm2 (figure 6-B et C). A ce niveau-là, il paraît

peu probable que la réponse détectée ne soit expliquée que par l'artéfact de l'implant. En effet nos estimations (voir Table I) ont montré que l'amplitude de l'artéfact à Fm et aux harmoniques pour 0-100% de dynamique était deux fois plus grande qu'à 50% de modulation et quatre fois plus grande qu'à 25% de modulation.

Or nous n'observons pas ce pattern, ni à Fm, ni aux harmoniques.

Au sein de chaque groupe de modulation (50% et 25%), les amplitudes des réponses varient de manière non linéaire en fonction de la variation de dynamique utilisée : ainsi, l'amplitude mesurée à 50-100% de la dynamique originale est plus importante que l'amplitude mesurée à -25-25% de la dynamique, de même l'amplitude mesurée à 75-100% de la dynamique est plus importante que celle à -25-0% (Figure y-A). L'amplitude de ces réponses détectées semble donc être liée au niveau de sonie du patient, tout comme une réponse ASSR (Ménard et al, 2008). On peut noter toutefois que, dans le cas de stimulation sous le seuil T des patients (-25-0%), le système détecte une réponse (pourcentage de détection de 25,5%) avec une amplitude proche de 0.5 $\mu$ V. Seule la partie artefact de la réponse perdure. Lorsque l'on compare l'amplitude des réponses obtenues pour les conditions où normalement les patients n'entendent pas à Fm0, Fm1 et Fm2, celles-ci sont comparables au niveau de bruit moyen de l'EEG (control en rouge).

La Figure 7, nous représente l'évolution de l'amplitude globale (Fm0, Fm1, et Fm2 cumulée) des réponses liées aux différentes Fréquences de modulation d'amplitude (reliées aux différentes électrodes de l'implant). Tout comme la Figure 6, ces données confirment que l'évolution de l'amplitude des réponses en fonction des niveaux de sonies (% de la dynamique moyennes) est principalement

physiologique. Les électrodes apicales et médiales (14, 12, 10, 8) ont des réponses qui évoluent correctement avec le niveau de sonie audibles, leurs amplitudes sont très différentes de celles de l'EEG moyen représenté par la situation Control. La partie liée à l'artéfact pour ces électrodes semble négligeable. Par contre les réponses liées aux électrodes basales (6, 4, 2) ont des amplitudes faibles proches de celles du bruit de l'EEG moyen. Pour nos conditions expérimentales, les réponses physiologiques évoquées par les électrodes basales semblent difficiles à obtenir. Plusieurs paramètres pourraient expliquer cela. La dynamique électrique des électrodes basales (aigues) est souvent beaucoup plus faible que sur les électrodes apicales ou médiales. Le nombre de fibres, l'état fonctionnel, l'interaction, et l'adaptation de la base de la cochlée des patients implantés sont souvent dégradés.

## Conclusion

Cette étude pose les bases sur la possibilité d'obtenir des réponses physiologiques lors d'une stimulation ASSR multiples avec un implant cochléaire. La mise en place des électrodes de recueil sur le front-menton pour minimiser l'artéfact et maximiser la réponse physiologique, l'utilisation de la durée de l'impulsion plutôt que l'amplitude pour coder la modulation d'amplitude et dissocier l'artéfact de la réponse physiologique ont été démontrées. L'utilisation de cette technique nous semble prometteuse tant d'un point de vue physiologique que d'un point de vue clinique. Evaluer par cette méthode objective, la sonie (TL, CL, fonction de sonie), l'interaction entre les électrodes, l'adaptation nerveuse, avec des stimuli proches d'un fonctionnement normal d'un implant cochléaire nous semble être une piste de travail intéressante et désormais possible.

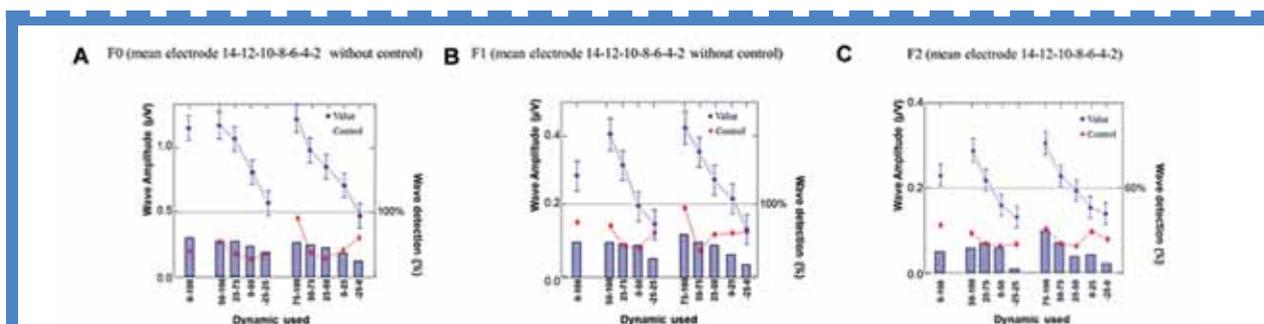


Figure 6 : Amplitudes moyennes des réponses obtenues pour la moyenne des électrodes (courbe bleue ; à l'exception de l'électrode contrôle, courbe rouge) pour chaque plage de dynamique de stimulation à Fm0 (A), Fm1 (B) et Fm2 (C). Sur chaque graphe, histogrammes des pourcentages de détection de l'onde, patients et électrodes cumulés.

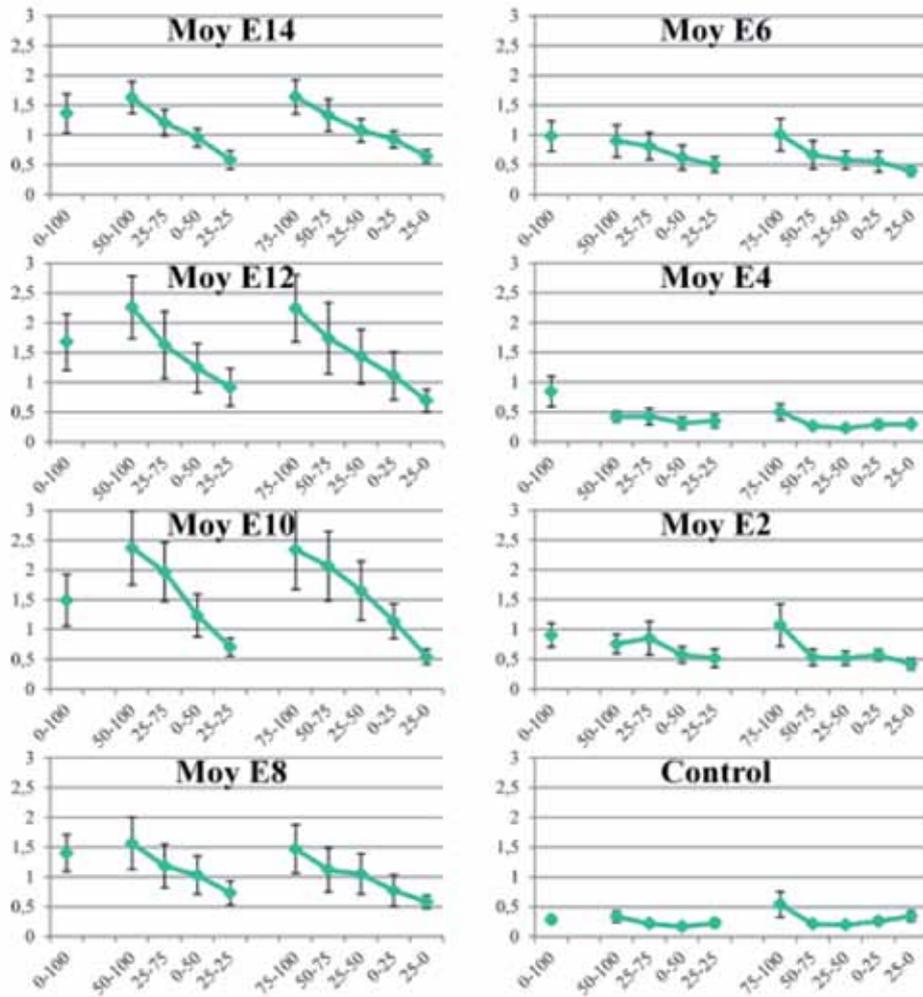


Figure 7 : Amplitudes des réponses cumulées Fm0, Fm1 et Fm2 (moyenne quadratique,  $(F_0^2+F_1^2+F_2^2)^{0.5}$ ) en fonction des dix conditions présentées table I et en fonction des numéros d'électrodes (14, 12, 10, 8, 6, 4, et 2) et de la condition Control (bruit de l'Eeg moyen).

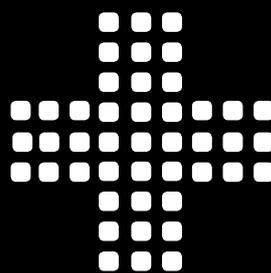


# FASHION

Quand puissance



NOUVEAU



**FACILE  
PUISSANCE  
AUTOMATIQUE**

# N POWER

ance rime avec performance



NOUVEAU



NOUVEAU

E À MANIPULER  
ANT  
NOME

**WIDEX**<sup>®</sup>

OUÏE POUR LA VIE



# Interview

## Stéphane LAURENT

Céline GUEMAS



Centre Bretagne  
Audition  
10, rue de l'Eglise  
29 270 Carhaix-  
Plouguer



■ Stéphane, tu viens d'être élu président du Collège National d'Audioprothèse, nombre d'entre nous te connaissent à travers la formation initiale ou continue, mais peux-tu nous parler de ton parcours professionnel ?

Je suis pour ainsi dire tombé très jeune dans le son et l'audition. Mon premier vrai contact a été le cours de musique de 6ème : alors que je m'attendais à devoir jouer répétitivement les classiques de l'enseignement secondaire à la flûte à bec, le prof de musique nous a accueillis dans une salle pleine d'instruments électroniques, guitare électrique, clavier et flûtes à bec. Au-delà de la musique, il nous a appris à écouter autour de nous, tous les sons, à prendre conscience de l'environnement sonore. J'ai très rapidement su que c'était dans ce domaine que se jouerait mon avenir.

J'ai continué la musique, pris des cours, fait des enregistrements en studio, en extérieur, de la sonorisation pour finalement arriver au début des années 90 au Conservatoire National des Arts et Métiers de Paris, en cours du soir d'acoustique.

Après mes premières unités de valeurs, mes professeurs d'acoustique du CNAM (Jacques Jouhannau, Yvon Goibert) m'ont parlé de la formation d'audioprothésiste qu'ils hébergeaient au labo d'acoustique. C'était une bonne intuition de leur part... J'ai donc effectué mes deux années d'études d'audioprothèse à Paris au CPDA, puis ai commencé mon exercice professionnel en Bretagne, sans jamais arrêter, pour le plaisir de manipuler micros, amplis et tables de mixages.

■ Que dirais-tu à un étudiant en audioprothèse qui s'interrogerait sur le rôle du CNA ? Peux-tu nous rappeler ses missions ?

La mission première du CNA est de réunir les enseignants en audioprothèse, ou les personnes aptes à l'être. De nombreux membres donnent des cours dans les différentes écoles. La formation continue est également un axe important, la partie la plus visible étant l'organisation des EPU. Ensuite, le CNA intervient en veille, en réflexion et en action sur de nombreux aspects liés aux connaissances et pratiques actuelles et futures de l'audioprothèse. Il a été déclaré en charge de la promotion et de la récompense de la recherche en audioprothèse, notamment à travers le prix du meilleur mémoire de fin d'études remis lors du congrès. Le CNA est finalement alimenté par l'émergence de nouvelles pratiques, les recherches pour ensuite les transformer en enseignements redistribués vers les écoles ou vers la formation continue. Nous réfléchissons en permanence à ce qui peut être utile aux malentendants et comment en faire un enseignement.

■ Tu exerces la profession d'audioprothésiste en province, tu enseignes depuis plus de 15 ans et tu intervies au CHU de Rennes comme régleur d'implants. En quoi ces différentes fonctions peuvent-elles servir celle de président du CNA ?

Ma pratique n'est pas aussi large que mon prédécesseur, je ne suis, par exemple, pas compétent en appareillage pédiatrique et, où j'exerce, ce ne serait guère envisageable. J'ai cependant depuis toujours articulé enseignement et pratique de terrain, en milieu rural où j'affectionne particulièrement d'être installé. Tous les audioprothésistes qui enseignent, je pense, reconnaissent l'influence mutuelle de ces deux activités. Dans une douce schizophrénie, l'audioprothésiste observe l'enseignant et vice versa ! Ce qui est réellement passionnant, et crucial pour l'avenir, est en effet de concevoir des programmes d'enseignements destinés à des praticiens de terrain mais également de leur fournir un « tapis » de connaissances livresques. Je sais bien que très souvent on nous demande des enseignements concrets, nos confrères rêvent de « recettes » applicables à tel ou tel cas, et les étudiants encore plus peut-être. Pour avoir réfléchi depuis des années à cette problématique je suis persuadé qu'un enseignement purement basé sur des exemples ne constituerait pas une structure intellectuelle suffisamment solide pour faire face à toutes les situations, ni pour évoluer. Je crois par exemple, que des connaissances sur les recherches en cours sur le fonctionnement de l'oreille interne, sur les surdités cachées, la plasticité cérébrale ne vont pas nécessairement modifier le réglage en tant que tel, mais que



dans la manière d'accompagner le patient, de lui parler, émergera une stature bien différente de l'audioprothésiste et un sentiment global de prise en charge accru chez le patient. Le fait d'enseigner depuis assez longtemps, tout en pratiquant comme tout un chacun, m'a rendu sensible à cette approche.

Depuis quelques années, on m'a également demandé d'assurer la coordination pédagogique de l'école de Fougères, sous la direction du Professeur Godey. La connaissance des « mécanismes » internes aux écoles et aux universités sera, je l'espère, utile au CNA dans les réflexions sur le passage à 5 ans. De la même manière, l'activité de réglage d'implants cochléaires, dans le service de Benoit Godey, apporte une expérience indéniable sur ce que sera le futur de plus en plus d'audioprothésistes. Le corps de métier d'audioprothésiste est le plus représenté parmi les professionnels chargés des réglages d'implants et, au-delà, l'orientation d'un patient en limite de compréhension avec aides auditives conventionnelles vers l'indication d'implant cochléaire est une compétence réelle de l'audioprothésiste de terrain.

## ■ Quels sont les axes sur lesquels tu souhaites particulièrement travailler avec les membres du collège ?

Tu fais bien de souligner « avec les membres du collège » car c'est un des éléments qui m'a fait accepter d'en être le président. On trouve dans ce groupe des professionnels vraiment brillants et compétents, avec des domaines de prédilection complémentaires. Echanger avec chacun est toujours très enrichissant. Tout en continuant à enseigner et réfléchir sur nos actes dits « cœur

de métier » (bilan prothétique, adaptation, choix et éducation prothétique), j'aimerais amorcer le changement de culture vers la pratique basée sur les preuves cliniques. C'est à mon sens une voie intéressante pour encadrer nos pratiques et les résultats obtenus par les patients. Mais je tiens immédiatement à déclarer qu'une analyse des pratiques basée sur les preuves et donc les statistiques ne doit pas supplanter tout le savoir-faire clinique accumulé depuis plusieurs générations d'audioprothésistes. Cela reste notre savoir-faire intime, si difficile à expliquer et à décrire au grand public, et même parfois à enseigner (!) Mais la pratique basée sur les preuves scientifiques apportera aussi un niveau de lecture plus transparent de l'extérieur. Je souhaite également amplifier les échanges et dialogues entre les écoles. Les étudiants nous montrent la voie à travers le FNEA, et je trouve que c'est une belle initiative, à nous maintenant de montrer qu'il peut y avoir une coopération plus poussée entre nous, sur des programmes communs, des visioconférences, des TP coordonnés ou encore des thématiques croisées sur les mémoires. Globalement les nouvelles technologies (réseaux sociaux, cloud computing et big data) vont dans ce sens mais encore faut-il digérer cela et en faire un outil pédagogique apte à améliorer la qualité des soins du plus grand nombre.

## ■ Que souhaites-tu pour l'avenir de la profession ?

C'est un métier vraiment passionnant et éminemment utile, maintenant et pour de très nombreuses années. Beaucoup de pistes restent cependant à explorer et je souhaite avant tout une profession qui sache rester proche de ses patients, puisse se réinventer collectivement et individuellement. L'audioprothé-

siste restera l'interlocuteur privilégié pour la mise en place personnalisée de dispositifs modifiant le niveau de pression acoustique au tympan, quelles que soient les finalités thérapeutiques (correction auditive, traitement des acouphènes, protections individuelles contre le bruit, etc.), l'accompagnement au quotidien des personnes face aux changements de perception induits par ces dispositifs et, enfin, dans l'évaluation avant et après délivrance. Ces derniers points nécessitant une bonne maîtrise des outils acoustiques d'évaluation, mais aussi les questionnaires et les explorations fonctionnelles. Il faudra évidemment que le modèle économique puisse correspondre à ces champs d'activité.

Les questions liées à l'audition vont à mon avis être croissantes dans l'avenir, et il y aura au final besoin de notre profession, mais pas de n'importe quelle manière. L'acoustique, la perception auditive, demeurent des domaines peu intuitifs qui nécessitent et nécessiteront des connaissances de plus en plus pointues. Il s'agit là d'un défi d'envergure pour nous tous.



# Cas clinique

## Mesurer le gain prothétique vocal dans le silence est-il suffisant ?

**Stéphane LAURENT**



**Audioprothésiste D.E.  
Responsable  
Pédagogique Ecole J.-E.  
Bertin Fougères/Rennes  
Président du Collège  
National d'Audioprothèse**

**Frank LEFÈVRE**



**Audioprothésiste D.E.  
Docteur en Phonétique  
Membre du  
Collège National  
d'Audioprothèse  
Audition Frank LEFÈVRE  
7 rue du Général  
de Gaulle  
35760 SAINT GREGOIRE**

L'illustration de ce cas clinique se propose d'apporter des éléments de réponse à cette question. Monsieur B. est un patient de 67 ans dont l'hypoacousie a été dépistée il y a une dizaine d'années et qui est d'origine professionnelle, avec un usage intensif de perceuses sans protection auditive. Il est habitué à ses acouphènes bilatéraux aigus permanents. Un audioprothésiste lui aurait fait essayer deux contours open il y a trois ans, les essais n'auraient pas été concluants, « l'audioprothésiste ne croyant pas » à la possibilité d'un résultat ! Il décrit une tendance hyperacousique.

Il utilise un casque TV. Son épouse est habituée à répéter. La demande principale du patient est une diminution des difficultés de compréhension en groupe, ce qui justifie déjà pleinement une évaluation dans le bruit.

Son audiogramme - qui est loin de donner une idée de l'ampleur des désordres auditifs - montre une perte sélective ne concernant que les aigus. A intensité maximale non désagréable au casque, les scores de phonèmes reconnus avec le test syllabique sont de 75% à 85 dB SPL à droite et de 90% à 80 dB à gauche, ce qui quantifie l'ampleur des désordres cochléaires bien plus prononcée à droite et ce que ne laisse pas soupçonner l'audiogramme.

L'appareillage est réalisé avec deux contours adaptés en tubes fins et dômes ouverts. Un pré-réglage ajusté sur les cibles théoriques engendre cliniquement une sensation insupportable de résonance métallique. L'ajout de graves et la diminution des aigus aboutit à une sensation auditive acceptable, ce qui donne des courbes d'amplification relativement plates au coupleur 2cc.

Le premier contrôle post-appareillage est effectué 13 jours après. Les appareils sont portés 10 heures par jour d'après le dataloging, sans

aucune difficulté de tolérance. Une amélioration de la compréhension a été d'emblée ressentie, les premiers jours « c'était super ! », elle s'estompe classiquement avec la réorganisation cérébrale auditive au bout d'une semaine. La télévision est réglée moins fort, il n'y a plus besoin du casque. Le gain global est majoré de 3 dB. Les aigus sont facilement agressifs si l'on cherche à les augmenter. Il n'y a pas de différence de scores de phonèmes reconnus avec et sans appareils en champ libre au test syllabique : le gain prothétique vocal dans le silence est donc quasi nul.

Le deuxième contrôle a lieu à 30 jours post-appareillage. Aucune gêne n'est décrite, il a l'impression que son acuité auditive s'est améliorée

y compris sans porter les appareils. Une tentative de nouvelle majoration de la correction, même de 1 dB, est perçue comme désagréable. Nous considérons donc que la correction actuellement portée par ce patient satisfait est optimisée.

A deux mois post-appareillage, nous réalisons à nouveau une mesure du gain prothétique vocal dans le silence. Celui-ci s'avère toujours quasiment nul tel que le montre le graphique de la vocale dans le silence, malgré la satisfaction de ce patient.

Toujours avec le test syllabique, nous procédons également à une mesure du gain prothétique vocal dans le bruit. L'intensité du signal reste fixe à 65 dB SPL, celle du bruit (OVG de Dodelé) varie. Dans ces

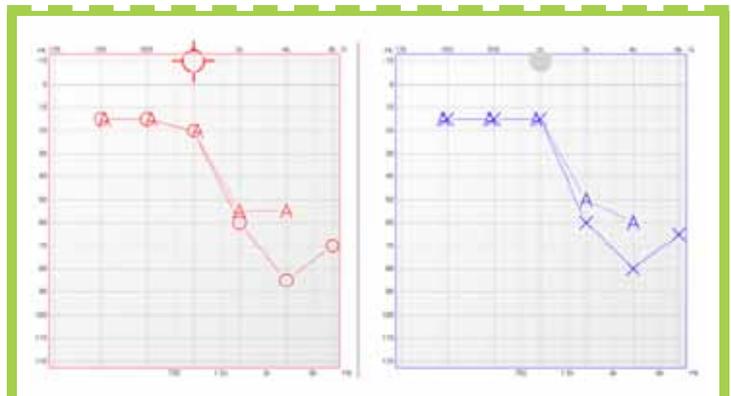


Figure 1 : Audiogramme et seuils avec ACA

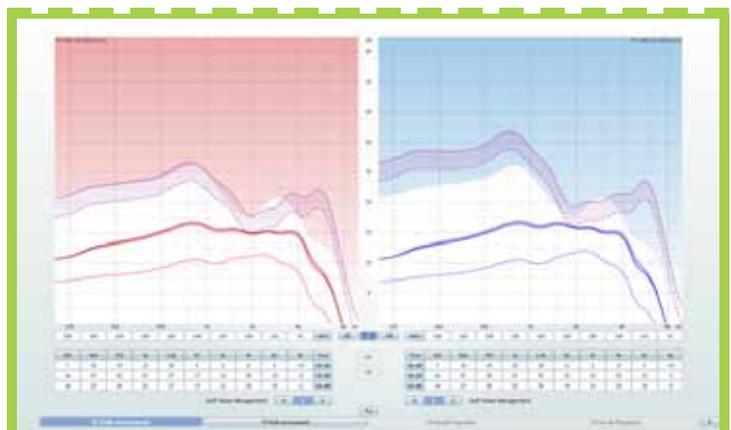


Figure 2 : Courbes 2cc du programme 1

# Cas clinique



conditions, les scores s'améliorent significativement avec les appareils comme le montre le graphique Audyx (Yves LASRY) du test syllabique dans le bruit affichant la courbe statistique du normo-entendant, les courbes avec et sans appareils.

## Conclusion

Chez ce cas clinique, seule l'audiométrie vocale dans le bruit permet de mesurer une amélioration des scores de phonèmes reconnus. Une difficile question est de pouvoir expliquer pourquoi cela arrive-t-il chez certains patients ? Ce cas illustre deux enseignements. Le premier est qu'il n'est pas justifiable de pouvoir se passer de l'audiométrie vocale dans le bruit pour évaluer les bénéfices de la correction auditive.

Le deuxième est que l'appareillage ouvert, lorsqu'il est indiqué, peut permettre une amélioration de la perception de la parole dans le bruit. Peut-être serait-on tenté d'avancer l'argument selon lequel la perception des fréquences basses et médiums, normale jusqu'à 1 kHz, permet à ce patient d'avoir suffisamment d'indices acoustiques pour parfaitement reconnaître les phonèmes, même de faible intensité. En conséquence de quoi, l'apport énergétique des appareils, entre 2 kHz et 4 kHz, peut être redondant et ne contribue finalement pas à une amélioration dans le calme.

Dans le bruit (l'OVG est un bruit vocal dont l'énergie acoustique est plus importante dans les graves), cette « qualité » de reconnaissance dans les fréquences inférieures à

1 kHz est évidemment soumise à rude épreuve (masquage énergétique) et sans doute - avec toute la prudence scientifique requise - les indices aigus fournis par les appareils se révèlent cette fois précieux. Pour compléter cette analyse, on note d'ailleurs que l'écart avec et sans appareils tend à augmenter lorsque le rapport signal sur bruit (S/B) diminue. L'amélioration est respectivement de 12 et 15 points pour les S/B 0 dB et +3 dB, alors qu'elle n'est que de 8 points à +9 dB de S/B. L'argument de la directivité microphonique pourrait également être évoqué. Il nous semble cependant peu probable, dans cette gamme de fréquence et avec le bruit utilisé, qu'un effet directionnel puisse expliquer l'amélioration constatée.

Il s'agit bien entendu d'un cas, et l'on ne saurait généraliser ce comportement à tous les sujets de ce profil sans faire une étude clinique approfondie. Mais il y a sans doute matière à la fois à considérer la possibilité d'améliorer la compréhension dans le bruit de ce type de perte et, surtout, à inviter nos confrères à pratiquer la mesure d'intelligibilité dans le bruit afin d'aller au-delà de l'idée reçue « s'il n'y a pas d'amélioration dans le silence pourquoi y en aurait-il dans le bruit ? ».

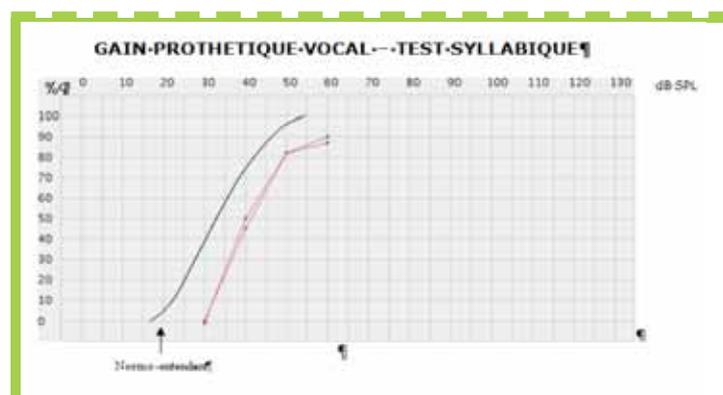


Figure 3 : Gain prothétique vocal dans le silence

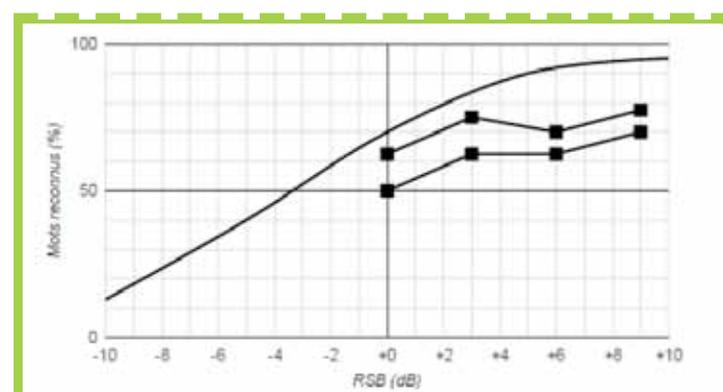


Figure 4 : Test syllabique : gain prothétique vocal dans le bruit

## Bibliographie

- Klemp EJ, Dhar S.(2008). Speech perception in noise using directional microphones in open-canal hearing aids J Am Acad Audiol, 19(7):571-8.
- Magnusson L, Claesson A, Persson M, Tengstrand T. (2013) Speech recognition in noise using bilateral open-fit hearing aids: the limited benefit of directional microphones and noise reduction. Int J Audiol., 52(1):29-36.
- Valente M1, Mispagel KM. (2008) Unaided and aided performance with a directional open-fit hearing aid. Int J Audiol. , 47(6):329-36.



# Veille gériatrique

## Outil de repérage des fragilités sensori-cognitives Test AVEC (Audition Vision Equilibre Cognition) de la SOFRESC

**Arach MADJLESSI** 1, 2, 3

**Didier BOUCCARA** 3, 4

1. Service de Gériatrie Aiguë  
Clinique Allera-  
Labrouste  
Paris 15
2. Consultation Gériatrie Centre  
Luxembourg  
103, Bld Saint Michel  
Paris 5
3. Société Française de Réflexion  
Sensori - Cognitive  
SOFRESC
4. Orl GH Pitié-  
Salpêtrière APHP

Les maladies neurodégénératives et neurosensorielles augmentent de manière exponentielle avec le vieillissement. Le changement des mentalités et la recherche permanente de l'amélioration de l'autonomie et de la qualité de vie, nous orientent vers des moyens de prévention pertinents, et des techniques fiables et validées de repérage et de dépistage de ces problématiques. Il faut rappeler qu'en 2000 la population française comptait environ un million de personnes âgées de plus de 85 ans, alors qu'en 2040 le nombre attendu sera de 4 millions. L'Espérance de Vie (EV) à la naissance est calculée, en déterminant la date à laquelle 50 % des personnes sont décédées. Par exemple, pour les hommes nés en 1920, on détermine la date où la moitié de ces hommes sont décédés. Ce qui est encore plus intéressant et important à faire connaître, c'est le fait que l'EV aux âges avancés évolue de manière significative. À titre d'exemple pour les plus de 60 ans, en 60 ans l'EV a augmenté de 7 ans pour les hommes et de 10 ans pour les femmes. A 85 ans, l'EV actuellement est de 5 à 6 ans. Ainsi, à 85 ans on n'est pas forcément proche d'une fin imminente. D'aucuns peuvent le croire, car les chiffres d'espérance de vie sont souvent livrés sans explication dans les informations et ce sont les chiffres d'EV à la naissance qui sont communiqués : 78 ans pour les hommes et 82 pour les femmes.

Parallèlement à l'augmentation de l'espérance de vie, il existe une amélioration de la qualité de vie à un âge plus avancé. Le Vieillissement est un phénomène naturel dans lequel la perte d'une fonction n'est pas une maladie. Cependant il existe une plus grande vulnérabilité à la maladie. L'âge à prendre en compte n'est pas l'âge chronologique mais l'âge physiologique, car c'est lui qui va influencer l'état de santé qui schématiquement est réparti en quatre situations : vieillissement réussi, vieillissement usuel, fragilité

et vieillissement pathologique. L'objectif principal de la prise en charge gériatrique va donc être de repérer les fragilités et dépister tous les éléments qui risqueraient de faire passer de l'état de vieillissement usuel ou fragile vers celui de vieillissement pathologique.

Le nombre de pathologies neurodégénératives croît de manière exponentielle avec l'avancée en âge. Il est par conséquent fondamental de réfléchir aux axes de prévention de celles-ci. La « piste » sensorielle est un de ces axes, et en particulier, la perte auditive. Retentissant sur les relations sociales et/ou professionnelles comme sur les activités les plus courantes de la vie quotidienne (téléphoner, regarder la télévision, etc.), la presbycusie influe sur le sentiment de sécurité, favorise le repli sur soi et augmente le risque de dépression. Par l'incapacité à se concentrer, à mémoriser, à suivre une conversation dans le bruit ou à plusieurs, communiquer avec autrui devient très vite source d'embarras... autant de situations inconfortables, vecteurs d'anxiété, qui participent, peu à peu, à un isolement social et plus encore à celui de personnes plus âgées, souvent fragilisées par d'autres pathologies, d'ordre physique ou psychologique.

### Mieux vieillir suppose le maintien des capacités sensorielles et cognitives

Les démences sont l'une des causes majeures de la perte d'autonomie et le principal motif d'institutionnalisation des personnes âgées. Avec le vieillissement de la population, et l'augmentation de l'espérance de vie sans incapacité aux âges avancés, les idées de dépistage précoce des pathologies pouvant être potentiellement handicapantes et les idées de prévention de celles-ci doivent faire leur chemin, pour

favoriser le « mieux vieillir ». En conservant le plus de capacités possibles avec le plus d'autonomie et la meilleure qualité de vie imaginable pour chaque personne. La prise en compte sérieuse et professionnelle de la plainte mnésique fait partie intégrante de ce concept pour les années à venir.

Le médecin doit jouer ce rôle de prévention, de dépistage et d'accompagnement de la plainte mnésique et sensorielle, avec cet objectif de favoriser le bien vieillir et de retarder les pathologies neurodégénératives et neurosensorielles pour maintenir l'autonomie et la meilleure qualité de vie pour le patient et son environnement.

Mais le repérage des troubles « cognitifs » et sensoriels doit être effectué plus largement, en impliquant l'ensemble des professionnels de santé, les « aidants » et les patients, et bien entendu aussi les audioprothésistes et pas seulement les médecins. Ceci en raison de la prévalence de ces problématiques et de leurs conséquences.

C'est en tenant compte de toutes ces données épidémiologiques, cliniques, environnementales que nous avons développé et étudié la mise en place d'un outil simple, rapide, facile à utiliser et déjà validé pour le repérage des « fragilités sensori-cognitives ». L'idée était de favoriser le repérage le plus simple, mais en même temps le plus large possible.

L'association des pathologies cognitives et sensorielles et les problèmes d'équilibre à l'origine de chutes, favorisent la perte d'autonomie et l'entrée en dépendance. Repérer le plus tôt possible et orienter vers les professionnels compétents dans chaque domaine, a pour objectif de maintenir les capacités restantes et de retarder les conséquences de ces pertes sensorielles et cognitives. Ces pour ces raisons que nous avons mis à contribution, le comité scientifique de la sofresc afin de créer un outil simple, et fiable pour



utiliser en soins primaires par un public soignant au sens large pour le « repérage » de ces problématiques sensori-cognitives.

Un outil simple a été mis en place pour cela, baptisé AVEC (Audition Vision Equilibre Cognition) qui permet le repérage de difficultés dans chacun des 4 domaines grâce à 4 tests, qui une fois terminée doivent être analysés avec le médecin ou le professionnel formé à sa passation. Les résultats doivent être transmis au médecin traitant, afin d'orienter si cela est nécessaire vers les spécialistes concernés dans chaque domaine (ORL, OPH, gériatre..).

## Les 4 tests validés chacun séparément sont :

**1. Questionnaire Audition : Auto-questionnaire** (fait par le patient avec, si besoin, aide du soignant pour lire les questions ou compléter avec lui). Validé et mis en place par Hélène Caron, M.O.A., audiologiste, Institut Raymond-Dewar et mention de la validation scientifique faite par Michel Picard, Ph.D., professeur titulaire, Université de Montréal, et mention de la Fondation Surdité et Communication de l'Institut Raymond-Dewar. Questionnaire en ligne sur le site de l'institut Raymond Dewar.

**2. Questionnaire Vision : Auto-questionnaire** (avec la même remarque que précédemment).

**Horowitz, A., Teresi, J., & Cassels, L. A. (1991). Development of a vision screening questionnaire for older people. Journal of Gerontological Social Work, 17, (3/4), 37-56.**

**Horowitz, A. (1998). Validation of a functional vision screening questionnaire for older people. In Vision '96: Proceedings of the International Low Vision Conference, (pp. 492-494). ONCE: Madrid, Spain.**

**Investigators: Amy Horowitz, DSW/PhD, Principal Investigator Eleanor E. Faye, MD, Co-Investigator Robin McInerney Leonard, MA, Research Associate**

## **3. Repérage troubles équilibre et risque de chute : composée de deux questions (antécédents chute, peur de la chute et du test d'Appui unipodal**

Le test simple de station unipodale (Hurvitz et al 2000). Ce test également très simple est un bon indicateur fiable et validé du risque de chutes. Il s'agit de demander au sujet de tenir le plus longtemps possible en station unipodale, sur le membre inférieur de son choix. Les auteurs précisent qu'un temps supérieur à 30 secondes révélait un risque très faible de chutes. Un temps inférieur à 5 secondes au contraire exprime un haut risque de chutes.

**Hurvitz E.A., Richardson J. K., Werner R. A., Ruhl A.M., Dixon M. R. Unipedal Stance Testing as an Indicator of Fall Risk Among Older Outpatients Arch Phys Med Rehabil 2000; 81 : 587-591**

## **4. Evaluation Cognition : par le test Codex validé, test fiable, rapide, simple, reproductible.**

**Codex, an ultra-rapid test for the detection of dementia in the elderly Joël BELMIN, Christel OASI, Philippe FOLIO, Sylvie PARIEL-MADJLESSI La Revue de Gériatrie, Tome 32, N°8 OCTOBRE 2007 :627-630630**

**Belmin J, Pariel-Madjlessi S, Surun P, et al. The cognitive disorders examination (Codex) is a reliable 3-minute test for detection of dementia in the elderly (validation study on 323 subjects). Presse Med 2007 ; 36:1183-90**

LE CODEX (abréviation de Cognitive Disorders Examination) est un test validé en français par l'équipe du Pr Joël Belmin, qui utilise essentiellement 2 tests déjà existants validés : ceux-ci sont simplifiés et associés.

Le test est rapide, d'une durée d'environ trois minutes et simple à effectuer, Il ne dépend pas du niveau socio-culturel, Il ne fournit pas de renseignement sur la cause de la démence, Le test peut être pratiqué par des personnes qui en comprennent les modalités et qui ont les possibilités de l'effectuer, toujours en rassurant le patient et

en expliquant sans juger ni donner de diagnostic : l'évaluateur évalue, rassure quel que soit le résultat et oriente s'il le faut.

## **La première étape est la suivante :**

1/ On demande au sujet de répéter et de mémoriser 3 mots simples (citron, clé, Ballon)

2/ Test de l'horloge simplifié

Une feuille de papier sur laquelle est dessiné un grand cercle est donnée au patient.

On lui demande d'inscrire les nombres des heures, de la même manière qu'un cadran de montre On lui demande ensuite de dessiner les aiguilles indiquant un horaire, comme par exemple 13H25.

Le test de l'horloge est normal si : Tous les chiffres sont indiqués et à leur place. La grande et la petite aiguille sont identifiées. Le test est anormal si l'un des items est mauvais.

3/ On demande de répéter les 3 mots précédemment mémorisés. Un oubli est considéré comme anormal

## **Puis la deuxième étape**

Si un des 2 tests est anormal et l'autre normal, il faut passer à la seconde étape du Codex

5 questions sont posées : Dans hôpital sommes-nous? Dans quelle ville ? Dans quel département ? Dans quelle région ? A quel étage ?

Chaque bonne réponse permet d'obtenir un point. Un score compris entre 4 à 5 points permet d'évaluer que le risque de démence est faible. Un score inférieur à 4 indique un risque de démence élevé, une consultation mémoire est indispensable : modalités pratiques passage test avec de la sofresc (cf figure 2).

1. Identifier le patient et le soignant qui fait passer le test.



2. Présenter et Expliquer au patient le test et les objectifs par le médecin ou le soignant.
3. Auto-questionnaires (patient seul) : Audition, Vision.
4. Compléter les auto-questionnaires si difficultés avec le soignant et récupérer les résultats des examens ORL et OPH récents effectués s'ils sont disponibles.
5. Effectuer le test Equilibre et CODEX avec le soignant (en expliquant encore une fois au patient).
6. Synthèse et propositions à compléter avec le médecin, puis expliquer au patient et courrier pour le médecin traitant.

### Les résultats du codex

Si les 2 tests sont normaux, le risque de démence débutante est très faible. Si les 2 tests sont anormaux, la probabilité de démence est très forte. Une consultation mémoire est indispensable (Cf Figure 1).

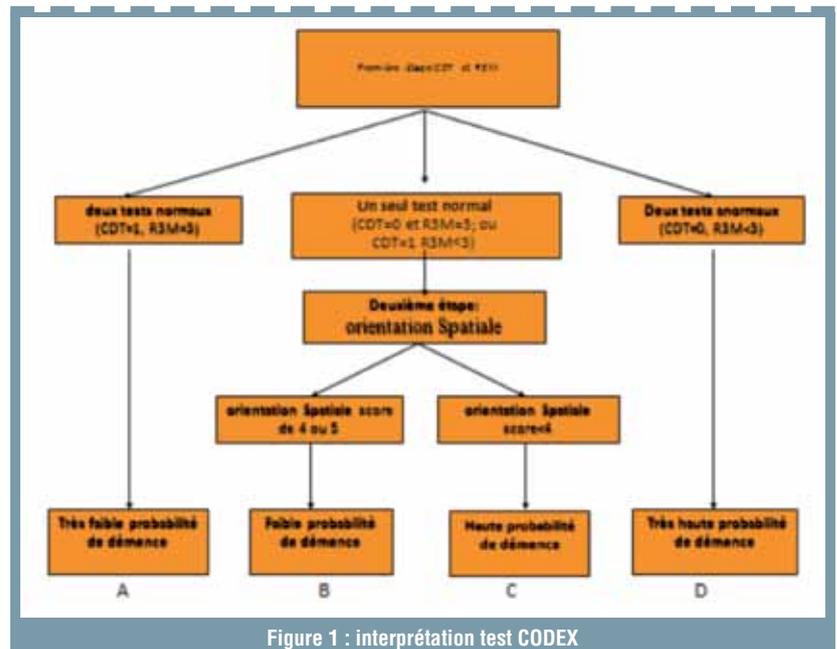


Figure 1 : interprétation test CODEX

### Applications pratiques et perspectives

Une première phase a consisté en l'utilisation pratique du test dans différentes structures d'hospitalisation et de consultation, afin de connaître la faisabilité et le temps de passation moyen. Ceci fera l'objet d'autres publications, mais les premiers résultats de ce test montrent qu'il est adapté pour le repérage en soins primaires par les différentes catégories de soignants, et que le temps de passation moyen est de 10 MINUTES 30 (5 minutes 15 pour la partie auto-questionnaire pour le patient et 5 MINUTES 15 pour le soignant). Ce qui paraît raisonnable pour repérer à la fois des fragilités auditives, visuelles, équilibre et cognition, avant d'orienter si nécessaire vers des consultations spécialisées. D'autres validations sont en cours, et les perspectives dans les mois à venir sont nombreuses : publications scientifiques, faire connaître le plus largement le test, adapter une version informatique (tablette), film de formation pour la passation, reconnaissance par les sociétés scientifiques et mise à disposition d'un public large.

En annexe, le test AVEC de la Sofresc qui peut être utilisée avec la mention : repérage des fragilités sensori-cognitives test AVEC de la sofresc (publié dans les cahiers de l'Audition n°3 2015 : A. MADJLESSI - D. BOUCCARA)

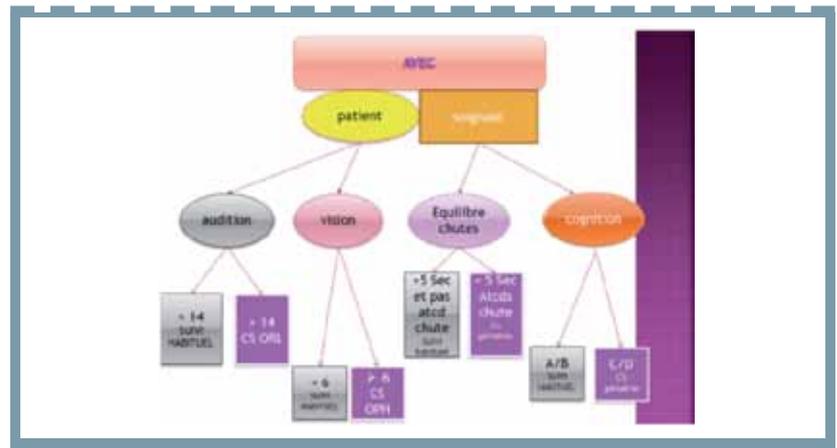


Figure 2 : modalités pratiques passage test avec de la SOFRESC avec synthèse des résultats

### Annexe

La SOFRESC est une société savante qui tente d'apporter du grain à moulin dans le domaine de la prévention, du repérage et de la prise en charge des pathologies sensori-cognitives, elle joue ici avec le test AVEC pleinement son rôle. Elle est ouverte à l'ensemble des professionnels qui souhaitent participer et améliorer nos réflexions ([www.sofresc.com](http://www.sofresc.com))

### Remerciements

Murielle JAMOT, Dr Isabelle MOSNIER, Pr JOEL BELMIN, Pr Christian CORBE, Dr Béatrice LE BAIL, Dr Anne Sophie DE KERGORLAY, Dr Elodie LY KY BESSON, STEPHANIE COUESNON, DR Alain BERARD, Pr Bruno FRACHET.



# La solution intelligente pour la surdité unilatérale

Basé sur la plateforme Venture, Phonak CROS II est un émetteur CROS sans fil conçu pour les personnes atteintes d'une surdité unilatérale. Utilisé conjointement avec une aide auditive Venture, les patients peuvent désormais entendre du côté duquel auparavant ils n'entendaient pas. Grâce à StereoZoom, CROS II peut se concentrer sur une seule voix dans une foule et réduire le bruit ambiant, permettant de suivre plus facilement une conversation dans des environnements bruyants. Avec un processus d'appareillage simplifié et la possibilité de démonstration lors de l'appareillage, CROS II est une solution intelligente pour la surdité unilatérale. CROS II est l'une des nombreuses solutions ingénieuses de Phonak.

## Ingénieux, tout simplement



# Veille acouphène

## Evaluation de l'efficacité de la T.R.T. au moyen de questionnaires : 2) le B.A.H.I.A.

**Philippe LURQUIN**  
Audioprothésiste,  
chargé de cours.  
Membre du Collège  
National d'Audioprothèse.  
philippelurquin@yahoo.fr



**J. FUKS**  
Audioprothésiste, Paris



**Maud REAL**  
Logopède, chargée  
de cours, Bruxelles



**Pierre DELIENS**  
Audioprothésiste, Amien



### Introduction

Les piliers de base du protocole TRT sont l'enrichissement sonore et le « counselling ».

Différents types de patients peuvent être traités par cette approche qu'il s'agisse d'acouphénique sans perte auditive type (Catégorie I), d'acouphénique avec une perte significative (Catégorie II) ou encore de patients hyperacousiques (Catégorie III). Nous présentons les résultats de 327 patients ayant complété le protocole TRT et le taux de succès pour chacun des types précédemment décrits et pour l'échantillon total.

### Matériel et Méthode

Tous les patients recensés ont été pris en charge au CHU St-Pierre de Bruxelles. Nous évaluons les bénéfices de cette thérapie grâce à un questionnaire biphasique. Dans le dernier numéro des Cahiers nous avons présenté les résultats obtenus au moyen du questionnaire T.H.I. qui nous avait permis de conclure à une différence significative, entre les résultats de deux passations soit avant et après traitement.

Nous avons demandé à chaque patient de compléter le questionnaire B.A.H.I.A. dérivé de l'Interview Structuré (Jastreboff 1995) avant et après trois mois de traitement. Ce questionnaire comprend quatre sous-échelles : Conscience, Intensité, Gêne, Impact sur la vie.

Il contient des items interrogeant la situation du déficient auditif à la fois sur son acouphène, sa surdité, son hyperacousie (hyper-sensibilité au son) et sur sa gêne ou dysesthésie faciale. Nous insisterons ici sur les résultats relatifs à l'acouphène

Chaque patient intégra un plan thérapeutique qui incluait pour les types I et III l'adaptation de générateurs de bruit blanc (GBB) ou pour le type II d'appareils combinés dans une ou dans les deux oreilles.

Chaque patient bénéficiera, en outre durant les trois premiers mois de quatre sessions de « counselling » expliquant le modèle de Jastreboff, le fonctionnement du cortex auditif, le rôle du système limbique, ainsi que les bénéfices du bruit blanc afin de supprimer les idées fausses et les distorsions cognitives.

### Le questionnaire B.A.H.I.A.

**(Biphasique, Acouphène, Hyperacousie, Insensibilité de la face et Autres sensations)**

Ce questionnaire est utilisé pour mesurer l'importance de l'acouphène, de la surdité, de l'hyperacousie et de la gêne faciale. Il est basé sur celui de Jastreboff (1999), repris une première fois par McKinney (2000), Henry & al (2003) puis par Lurquin et Leleu (2012).

Rapide et complet, il s'assure que le patient présente des plaintes suffisantes, pour relever d'une prise en charge audioprothétique. Ceci permettra de développer un protocole adéquat en fonction des résultats. Il est composé de 12 questions, auxquelles le patient peut répondre à l'aide d'échelles visuelles analogiques, allant de 0 (pas de problème) à 5 (problème très important), de 0 à 10, ou encore de 0 à 100 %.

Dans cette veille acouphène, nous nous intéresserons aux items 2 à 5 qui balayent les problèmes liés à l'acouphène, et qui mettent en évidence quatre échelles d'évaluations qui sont :

- L'intensité de l'acouphène, évaluée par la question 2 et dont la réponse est une échelle analogique comprise entre 0 et 10. (« Quelle est l'intensité de votre acouphènes ? »)
- La conscience de l'acouphène mesurée à l'aide de la question 3. La réponse est comprise entre 0 et 100 %. (« Actuellement, pendant que vous éveillé, quel pourcentage du temps êtes-vous incommodé par votre acouphène ? »)
- L'impact de l'acouphène sur la vie est quantifié à la question 4 et la réponse est comprise entre 0 et 10 (Extrêmement ennuyé). Elle analyse l'incidence de l'acouphène sur la vie quotidienne.
- La gêne due à l'acouphène est évaluée par la question 5. Elle évalue la gêne provoquée par l'acouphène (entre 0 et 10), lorsque celui-ci est perçu par le patient.

Le premier item interroge les patients sur l'importance de chaque symptôme. Il est divisé en 3 sous-items (acouphène, surdité, sensibilité aux sons). Ainsi, ils pourront être classés, selon les catégories décrites par Jastreboff.

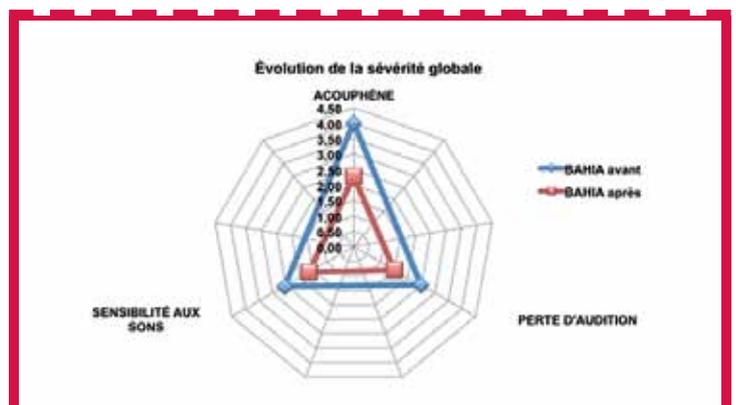


Figure 1 : Évolution de la sévérité globale après 3 mois de thérapie (n=327).

# Veille acouphène



## Résultats

Nous avons repris les critères de réussite de Jastreboff et de Hazell & Mc Kinney (1999) à savoir 40% de réduction des plaintes dans deux des quatre sous-échelles évaluées (Intensité, Impact sur la vie, Conscience et Gêne).

L'analyse de l'évolution du questionnaire BAHIA a été réalisée sur 327 questionnaires.

## Évolution de l'importance donnée à chaque problème

Ce radar met en évidence l'évolution de la sévérité globale donnée à chaque problème, après trois mois de thérapie :

- Le score moyen de l'importance de l'acouphène est passé de 4,01 à 2,27 après la TRT. Ceci témoigne d'une réduction significative ( $\alpha=6,10 \times 10^{-80} < 1\%$ ) de 1,73.
- Le score moyen de l'importance de la sensibilité aux sons (hyperacousie) est passé de 2,56 à 1,65 après la TRT. Ceci témoigne d'une réduction significative ( $\alpha=1,62 \times 10^{-11} < 1\%$ ) de 0,90.
- Le score moyen de l'importance donnée à la surdité est passé de 2,48 à 1,50 après la TRT. Ceci témoigne d'une réduction significative au seuil de 1 % ( $\alpha=5,78 \times 10^{-16}$ ) de 0,98.

Notons que chaque patient était acouphénique mais ne présentait pas nécessairement les deux autres symptômes à la fois.

## Évolution des quatre sous-échelles dédiées à l'acouphène

### a) Évolution de l'intensité subjective

La figure 2a met en évidence l'évolution de l'intensité subjective après la thérapie. On constate une amélioration significative ( $\alpha = 1,89 \times 10^{-51} < 1\%$ ) du score moyen de 2,52. Par ailleurs, nous avons corrélé cette question avec les questions concernant la conscience ( $r=0,43$ ) et l'importance du problème ( $r=0,46$ ). Les coefficients de corrélation étant inférieur à 0,5, nous ne pouvons pas conclure sur le fait que l'intensité subjective de l'acouphène soit en lien avec les autres variables.

### b) Évolution du temps de conscience de l'acouphène

Sur la figure 2b, nous pouvons observer une diminution significative du pourcentage de temps, pendant lequel les patients testés sont incommodés par leur acouphène. Après trois mois de thérapie, le temps de perception s'est amélioré significativement ( $\alpha=8,74 \times 10^{-66} < 1\%$ ) de 39 %.

De plus, nous avons obtenu une très bonne corrélation entre le temps de conscience, et les questions concernant l'impact de l'acouphène sur la vie quotidienne ( $r=0,63$ ) et l'importance du problème ( $r=0,54$ ). En d'autres termes, nous pouvons affirmer plus le temps de conscience sera élevé, plus l'acouphène aura d'incidence sur la vie quotidienne des patients, et plus le problème sera considéré comme important.

### c) Évolution de l'impact sur la vie quotidienne

La figure 2c quantifie l'évolution de l'incidence de l'acouphène, sur la vie quotidienne des acouphéniques testés. Après trois mois de TRT, nous observons une amélioration significa-

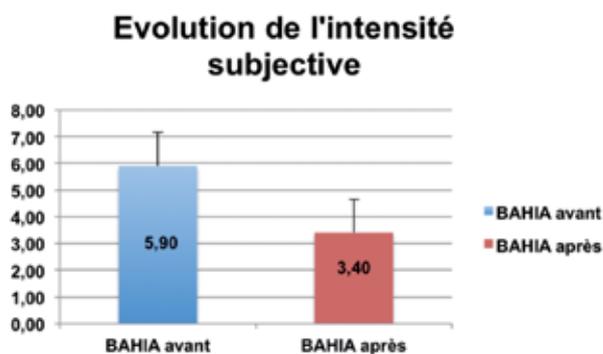


Figure 2a : Évolution de l'intensité subjective après 3 mois de thérapie.

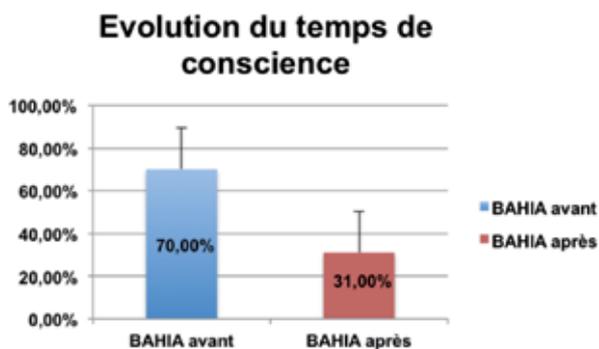


Figure 2b : Évolution du temps de conscience après 3 mois de thérapie.



tive au seuil de 1 % ( $\alpha=3,01 \times 10^{-65}$ ), du score moyen de 3,20.

Par ailleurs, la corrélation de l'impact de l'acouphène avec le temps de conscience ( $r=0,63$ ) et le niveau de gêne ( $r=0,61$ ) est excellente (cf. Annexe 6). Cela nous permet de conclure que, l'impact de l'acouphène sur la vie quotidienne sera d'autant plus conséquent, que la gêne et le temps de conscience sont importants.

#### d) Évolution de la gêne

La figure 2d met en évidence l'amélioration de la gêne provoquée par l'acouphène, lorsque ce dernier est perçu. Nous pouvons conclure que la TRT a permis une évolution significative ( $\alpha=1,73 \times 10^{-61} < 1\%$ ) du score moyen de 3,13. De plus, l'importante corrélation obtenue entre cette question et celles concernant l'importance du problème ( $r=0,59$ ) et le temps de conscience ( $r=0,51$ ), nous permet d'affirmer l'existence de liens entre ces différentes variables. Ainsi, nous avons une chance sur cent de nous tromper en disant que plus la gêne est élevée, plus le problème sera considéré comme important et plus

Amélioration	3 critères $\geq$ à 20%	4 critères $\geq$ à 20%
Pourcentage de patients	72%	48%

Tableau 1 : Amélioration supérieure ou égale à 20%.

Amélioration	2 critères $\geq$ à 40%	3 critères $\geq$ à 40%	4 critères $\geq$ à 40%
Pourcentage de patients	66%	38%	19,3%

Tableau 2 : Amélioration supérieure ou égale à 40%.

le pourcentage de temps, pendant lequel les patients testés sont incommodés par leur acouphène sera conséquent.

### Résultats du BAHIA

Selon les critères de la littérature, l'évolution nécessaire du BAHIA, pour témoigner du succès de la thérapie, peut-être mise en évidence de deux façons :

- Une amélioration supérieure ou égale à 20% dans trois des quatre échelles :

L'analyse des résultats rapporte un indice de réussite de 72%. De plus, 156 patients, soit 48% bénéficient d'une amélioration minimum de 20% dans tous les critères.

- Une amélioration supérieure ou égale à 40% dans deux des quatre échelles :

L'analyse des résultats met en évidence un indice de réussite de 67%. Par ailleurs, on constate que le nombre de patients est d'autant plus important, que le nombre de critère à améliorer diminue.

- 38 % des patients ont une évolution minimum de 40% dans 3 des 4 critères

- 19,3 % patients ont une amélioration minimum de 40% dans tous les critères

### Discussion

Le BAHIA, ce questionnaire est basé sur celui de Jastreboff (1999), repris une première fois par McKinney (2000), puis par Lurquin et Cotton (2012), afin d'y ajouter la notion de somato-acouphène, de gêne et d'impact de l'hyperacousie et de la surdité sur la vie courante.

Dans ce travail de fin d'étude, les items étudiés dans le BAHIA étant semblables à ceux du questionnaire de Hazell et McKinney, c'est sur base des différentes études publiées dans la littérature de ce dernier, que nous comparerons nos résultats.

McKinney (1999) a déterminé l'évolution nécessaire du BAHIA pour témoigner du succès de la thérapie. Cette dernière peut être mise en évidence de deux façons :

- Une  mlioration supérieure à 40% dans deux des quatre échelles.

- Une  mlioration supérieure à 20% dans trois des quatre échelles.

L'étude de Moussati et Lurquin (2001) a mis en évidence l'obtention d'un indice de réussite de 78,04%, après 3 mois de thérapie. En 2002, Lurquin et al constatent que 36% des sujets testés, ont obtenu une  mlioration d'un minimum de 40% dans tous les critères. De plus, après 3 mois de TRT, l'indice de réussite était de 80%. Bessman et al (2009), relèvent un indice de réussite de 72,1% sur les 25 patients, après 3 mois de thérapie. Hatanaka et al (2010), rapportent un pourcentage de réussite de 65,2%, après 6 mois de traitement. Parmi les 702 sujets testés, Thong et al (2013) ont obtenu un indice de réussite de 68% après 33 mois, dont 80% ont affirmé s'être accoutumés à la per-

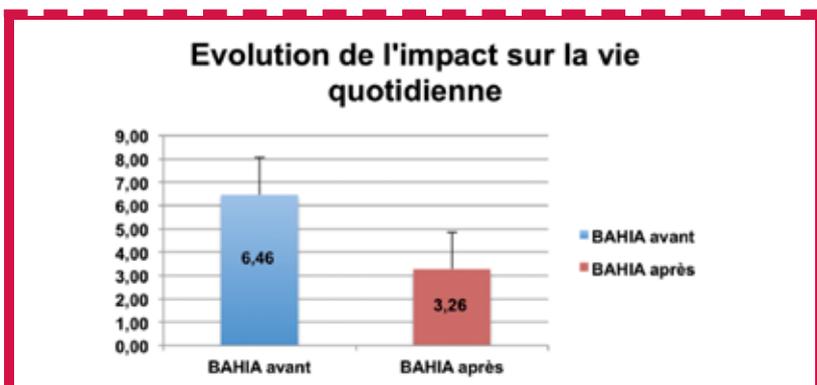


Figure 2c :  volution de l'impact sur la vie après 3 mois de thérapie.

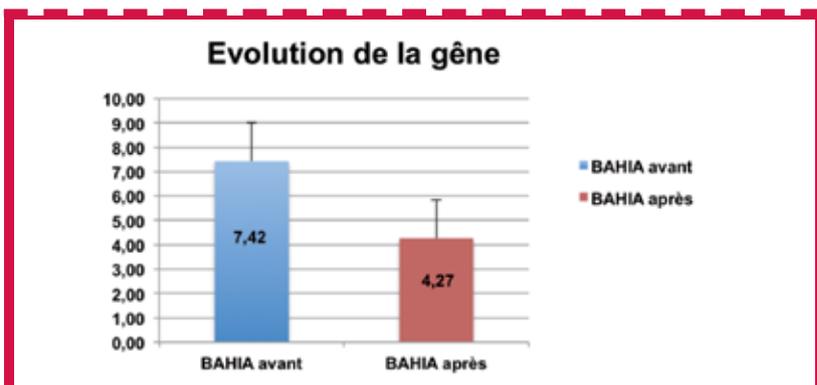


Figure 2d :  volution de la gêne après 3 mois de thérapie.



ception de leur acouphène. Enfin, Molini et al (2014) ont mis en évidence un indice de réussite de 91% à la suite du traitement.

Dans notre étude, après 3 mois de traitement, 72% des patients ont bénéficié d'une amélioration minimum de 20% dans 3 des 4 échelles et 66,3% rapportent une évolution supérieure à 40%, dans 2 des 4 échelles. De plus, 19,3% des sujets, ont obtenu une amélioration minimum de 40% dans tous les critères étudiés. Comme pour le THI, l'écart mis en évidence par rapport aux études de la littérature, pourrait être dû à la variabilité des critères attribués à chaque étude, telle que la durée de suivi, la taille de l'échantillon de patients ou encore le choix du procédé utilisé pour le calcul de l'indice de réussite.

Les résultats obtenus dans cette étude, affirment que la TRT est une thérapie bénéfique contre les acouphènes. Par ailleurs, Molini et al (2014) ont mis en évidence l'importance d'identifier certaines pensées, qui conditionnent les idées négatives. En effet, dans leur étude, l'analyse séparée de deux groupes a montré une différence statistiquement significative de l'indice de réussite, suite à la TRT : 91% d'amélioration dans le groupe dont on a déterminé les idées noires associées à l'acouphène, contre 56% d'amélioration dans l'autre groupe.

Si l'acouphène est traité de manière négative par le système limbique, ce dernier est alors perçu au niveau cortical, et évalué consciemment. Ceci met en évidence l'importance du counselling, indissociable de la thérapie sonore dans la TRT.

## Conclusion

L'importance de l'utilisation des questionnaires a été établie, et a ainsi permis de quantifier l'amélioration subjective de différents critères en 3 mois.

D'après l'analyse statistique des résultats obtenus, et leur comparaison avec les résultats issus de la littérature, nous pouvons affirmer que la TRT est une thérapie bénéfique contre les acouphènes.

L'association de l'élimination des croyances déraisonnées grâce au counselling, et la modification des entrées auditives, grâce au générateur de bruit blanc, assure une diminution significative de l'incidence de l'acouphène, sur la vie quotidienne des patients.

## Bibliographie

**BARTNIK G, FABIJANSKA A et ROGOWSKI M.** Our experience in treatment of patients with tinnitus and/or hyperacusis using the habituation method. In : *Proceedings of the Sixth International Tinnitus Seminar*. Hazell J, editor, London : The Tinnitus and Hyperacusis Centre, 1999, p.415-417.

**BERRY J, GOLD S, FREDERICK E et AL.** Patient-based outcomes in patients with primary tinnitus undergoing tinnitus retraining therapy. In : *Archives of otolaryngology – head and neck surgery*, vol.128, 2002, p.1153-1157.

**BESSMAN P, HEIDER T, WATTEN VP et WATTEN RG.** The tinnitus intensive therapy habituation program : a 2-year follow-up pilot study on subjective tinnitus. In : *Rehabilitation Psychology*, vol.54, n°2, 2009, p.133-137.

**DELIENS P.** Méta-analyse du taux de succès de la thérapie acoustique d'habituation dans le traitement des acouphènes. Etude de plus de 200 dossiers de patients acouphéniques. Travail réalisé en vue de l'obtention du grade de bachelier en audiologie. Bruxelles : Institut Libre Marie Haps, 2008.

**FABIJANSKA A, BARTNIK G et ROGOWSKI M.** Effects of tinnitus retraining therapy (TRT) for patients with tinnitus and subjective hearing loss versus tinnitus only. In : *Scandinavian Audiology Supplementum*, vol.52, 2001, p.206-208.

**FOLMER RL. et CAROLL JR.** Long-term effectiveness of ear-level devices for tinnitus. In : *Official Journal of American Academy of Otolaryngology – Head and Neck Surgery*, vol.134, n°1, 2006, p.132-137.

**FORTI S, COSTANZO S, CROCCETTI A, PIGNATARO L, DEL BO L et AMBROSETTI U.** Are results of tinnitus retraining therapy maintained over time ? 18 months follow-up after completion of therapy. In : *Audiology and Neuro-otology*, vol.14, n°5, 2009, p.286-289.

**GOEBEL G, RUBLER D, SEPPURAT F, HILLER W, HEUSER J et FICHTER MM.** Controlled prospective study of tinnitus retraining therapy compared to tinnitus coping therapy and broad-band noise generator therapy. In : *Proceedings of the International Tinnitus Seminar*, Hazell JW, editor. London, UK : The Tinnitus and Hyperacusis Centre, 1999, p.302-306.

**GOLD SL, FORMY C et GRAY WC.** Celebrating a decade of evaluation and treatment : the University of Maryland Tinnitus & Hyperacusis Center. In : *American Journal of Audiology*, vol.9, n°2, 2000, p.69-74.

**HATANAKA A, ARIIZUMI Y et KITAMURA K.** Clinical prognostic factors for tinnitus retraining therapy with a sound generator in tinnitus patients. In : *Journal of medical and dental sciences*, vol.57, n°1, 2010, p.45-53.

**HEITZMANN T, RUBIO L, CARDENAS MR & ZOFIO E.** The importance of continuity in TRT patients : results at 18 months. In : *Proceedings of the Sixth International Tinnitus Seminar*. Hazell J, editor. London : The Tinnitus and Hyperacusis Centre, 1999, p.509-11.

**HENRY JA, JASTREBOFF MM, JASTREBOFF PJ, SCHECHTER M, FAUSTI S.** Guide to conducting tinnitus retraining therapy initial and follow-up interview *Journal of Rehabilitation Research & Development*, vol. 40/2, 2003 p157-178

**HENRY JA, SCHECHTER M, ZAUGG T, GRIEST S, JASTREBOFF PJ, VERNON J, KAELIN C, MEIKLE M, LYONS K et STEWART B.** Outcome of Clinical Trial : Tinnitus Masking versus Tinnitus Retraining Therapy. In : *Journal of the American Academy of Audiology*, vol.12, 2004, p.104-132.

**HERRAIZ C, HERNANDEZ FJ, PLAZA G et DE LOS SANTOS G.** Long-term clinical trial of tinnitus retraining therapy. In : *Official Journal of American Academy of Otolaryngology – Head and Neck Surgery*, vol.133, n°5, 2005, p.774-9.

**IBRAHIM JB, THONG JF, WONG MC et CHAN YM.** Habituation following tinnitus retraining therapy for tinnitus sufferers. In : *Annals of the Academy of Medicine, Singapore*, vol.42, n°12, 2013, p.681-686.

**ITO M, SOMA K et ANDO R.** Association between tinnitus retraining therapy and a tinnitus control instrument. In : *Auris Nasus Larynx*, vol.36, n°5, 2009, p.536-540.

**JASTREBOFF PJ, GRAY WC et GOLD SL.** Neurophysiological approach to tinnitus patients. In : *American Journal of Otolaryngology*, vol.17, 1996, p.236-240.

**JASTREBOFF P.J., JASTREBOFF M.M..** Tinnitus Retraining Therapy (TRT) as a method for treatment of tinnitus and hyperacusis patients. *J Am Acad Audiol.* 2000;11:162-177.

**JASTREBOFF P.J., HAZELL J.W.P.** Tinnitus Retraining Therapy: Implementing the Neurophysiological Model. Cambridge, UK: Cambridge University Press; 2004.

**KOCHKIN S.** MarkeTrak VII : Customer satisfaction with hearing instruments in the digital age. In : *The Hearing Journal*, vol. 58, n° 9, 2005.



# > VEILLE ACOUPHÈNES

LURQUIN P, REAL M, COTTON P. Les somato-acouphènes Cahiers de l'Audition

Vol 25/6,2012, p26-29

LURQUIN P, REAL M et LELEU O. Les questionnaires. Cahiers de l'Audition Vol.26/2, 2013, p.20-23.

LURQUIN P, REAL M et LELEU O. BAHIA : Un nouveau questionnaire poly-paradigmatique. Le nouveau couteau suisse de l'audioprothésiste. Cahiers de l'Audition Vol.26/3, 2013, p.48-51.

LURQUIN P, GERMAIN M, FABRY V, MARKESIS E, THILL MP et VINCENT Y. Evaluation par questionnaires de l'amélioration apportée par la thérapie sonore d'habituation chez le patient acouphénique et/ou hyperacousique. Les cahiers de l' Audition 2002/5, p.9.

LUX-WELLENHOF G. Treatment outcome of TRT patients of the Franckfurt tinnitus and hyperacusis center. In : : Proceedings of the Sixth International Tinnitus Seminar, The tinnitus and hyperacusis Centre, London, 1999.

LUX-WELLENHOF G et HELLWEG FC. Treatment history of incoming patients to the Tinnitus & Hyperacusis Centre in Franckfurt/Main. In : Proceedings of the VII International Tinnitus Seminar. Patuzzi R. editor. Fremantle, 2002.

MCKINNEY CJ, HAZELL JWP et GRAHAM RL. An evaluation of the TRT method. In : Proceedings Sixth International Tinnitus Seminar. Hazell, J. editor. Cambridge, UK : The Tinnitus and Hyperacusis Centre, 199, p.9-105.

MOLINI E, FARALLI M, CALENTI C, RICCI G, LONGARI F et FRENGUELLI A. Personal experience with tinnitus retraining therapy. In : Official Journal of the European Federation of Otho-Rhino-Laryngological Societies, vol.267, n°1, 2009, p.51-56

OISHI N, KANZAKI S, SAITO H, INOUE Y, OGAWA K et SHINDEN S. Effects of tinnitus retraining therapy involving monaural noise generators. In : Official Journal of the European Federation of Oto-Rhino-Laryngological Societies, 2013, p.443-448.

SCHAETTE R, KONIG O, HORNIG D, GROSS M et KEMPTER R. Acoustic stimulation treatments against tinnitus could be most effective when tinnitus pitch is within the stimulated frequency range. In : Hearing Research, vol.269, n°1-2, 2010, p.95-101.

SEARCHFIELD GD, KAUR M et MARTIN WH. Hearing aids as an adjunct to counseling : tinnitus patients who choose amplification do better than those that don't. In : International Journal of Audiology, vol.49, n°8, 2010, p.574-579.

SHELDRAKE JB, HAZELL JWP et GRAHAM RL. Results of tinnitus retraining therapy. In : Proceedings of the Sixth International Tinnitus Seminar. Hazell J, editor, London : The Tinnitus and Hyperacusis Centre, 1999, p.292-6.

THONG JF, IBRAHIM JB, WONG MC et CHAN YM. Habituation following tinnitus retraining therapy in tinnitus sufferers. In : Annals of the Academy of Medicine, Singapore, vol.42, n°12, 2013, p.681-6.



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



**SYNCHRONY CI**  
Système d'implant  
cochléaire



**SYNCHRONY EAS**  
Stimulation électrique  
acoustique combinée



**BONEBRIDGE®**  
Système d'implant  
à conduction osseuse



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

hearLIFE



## Solutions auditives implantables

Les systèmes d'implants cochléaires SYNCHRONY sont fabriqués par MED-EL GmbH, Autriche. Il s'agit de dispositifs de classe DMIA en cours d'inscription à la LPP. Ils portent le marquage CE (Numéro de l'organisme notifié : 0123). Indications des implants cochléaires : décrites dans l'arrêté du 2 mars 2009 (JORF n°0055 du 6 mars 2009) et dans l'arrêté du 30 août 2012 (JORF n°0206 du 5 septembre 2012). Le dispositif d'implant d'oreille moyenne VIBRANT SOUNDBRIDGE® (VSB) est fabriqué par VIBRANT MED-EL GmbH, Autriche. Il s'agit d'un dispositif de classe DMIA non inscrit à la LPP. Il porte le marquage CE (Numéro de l'organisme notifié : 0123). Le VIBRANT SOUNDBRIDGE® (VSB) est destiné à traiter les patients souffrant de pertes auditives de perception légères à sévères et de pertes auditives mixtes et de transmission après échec ou inefficacité d'un appareillage conventionnel par voie aérienne ou osseuse. Le dispositif d'implant actif à conduction osseuse BONEBRIDGE est fabriqué par VIBRANT MED-EL GmbH, Autriche. Il s'agit d'un dispositif de classe DMIA non inscrit à la LPP. Il porte le marquage CE (Numéro de l'organisme notifié : 0123). Le BONEBRIDGE est destiné à traiter les patients souffrant de surdité de transmission ou mixte ou souffrant d'une surdité neurosensorielle unilatérale après échec ou inefficacité d'un appareillage conventionnel par voie aérienne ou osseuse. Lire attentivement la notice d'utilisation. Date de dernière modification : 04/2015. VIBRANT MED-EL Hearing Technology 400, avenue Roumanille, Bât. 6 - CS 70062, 06902 Sophia Antipolis Cedex, Tel : +33 (0)4 83 88 06 00 Fax : +33 (0)4 83 88 06 01



# Veille Technique

## Les innovations des industriels

### — Bernafon Saphira 5I3 Véritables bijoux Audiologiques



Issue de la technologie sophistiquée et éprouvée Audio Efficiency™, la gamme Saphira 5I3 met à la disposition de vos patients, en exclusivité dans un milieu de gamme, les avancées audiologiques Bernafon telles que :

- Le **Speech Cue Priority™** : Choix entre la priorité aux phonèmes ou à l'enveloppe de la parole pour préserver l'essentiel.

Les capacités de résolution auditive varient en fonction des clients et, selon la personne, un type de traitement de la parole peut s'avérer plus approprié qu'un autre. C'est pour cette raison que le Speech Cue Priority™ offre deux stratégies d'amplification alternatives. La priorité aux phonèmes se focalise sur l'audibilité maximale de tous les détails fins du signal de la parole. Cette stratégie ajuste le gain précis d'amplification à appliquer à chaque phonème. Le mode de Priorité à l'enveloppe atténue moins l'amplification du signal de la parole, afin de préserver les informations essentielles de l'enveloppe.

- La **Frequency Composition™** : Transfère les hautes fréquences dans une gamme de fréquences plus audible tout en conservant une sonorité naturelle.

Cette technologie Bernafon assure

l'audibilité des sons à haute fréquence pour les personnes présentant une perte auditive sur les hautes fréquences. Le système duplique les informations dans la région à haute fréquence à laquelle vos clients ne peuvent plus accéder. Ces informations sont alors transférées et superposées dans une région à basse fréquence où la capacité du client à traiter le signal est meilleure. La largeur de bande du signal de sortie reste inchangée et, par conséquent, les informations d'origine à haute fréquence restent disponibles. La Frequency Composition™ peut transférer les informations vers trois destinations différentes et offre trois niveaux d'intensité distincts pour le signal transféré.

- Les **Programmes Live Music et Cinéma** : Assurent une expérience d'écoute inédite. Ces programmes intégrés dans les aides auditives Saphira augmentent le seuil d'écrêtage en entrée pour les signaux musicaux. Ils empêchent la limitation prématurée des signaux et préservent la gamme dynamique de la musique. Ils fournissent un signal plus précis, qui redonne à la musique sa sonorité naturelle.

Et pour vous, Saphira est la promesse :

- D'une adaptation facilitée via le **Fitting Link**, interface de programmation sans fil.

- De possibilités d'adaptation maximales avec **14 modèles** disponibles, incluant le discret Pico RITE, l'invisible IIC ou encore le CIC Bluetooth.

- Améliorer les connexions et offrir une vraie valeur ajoutée avec la gamme complète des tous derniers accessoires sans fil de Bernafon, tels que le **SoundGate Mic**, le **soundGate3** et l'**Application SoundGate** qui fonctionne sur tous les Smartphones.

**Une gamme d'aides auditives accessible à tous, qui fait de Saphira, une véritable perle dans le monde de l'audition.**

### SUPREMIA 7I3 Puissantes perspectives



La manière dont nous percevons le monde dépend beaucoup de notre perspective. Parfois, il nous suffit de changer de perspective pour modifier notre interprétation de la situation, et rendre possible ce qui nous paraissait précédemment impossible.

SUPREMIA 7I3 Super Power ouvre les portes de nouvelles perspectives aux adultes et enfants atteints d'une déficience auditive sévère à profonde, alliant ce qui compte vraiment : la plus puissante des performances audiologiques. Supremia ne serait pas une aide auditive Super Power, si elle ne fournissait pas un gain de haut niveau. Supremia atteint un MPO maximum de 143 dB NPA. Mais, elle offre bien plus. Supremia délivre un gain incroyable en particulier dans les basses fréquences, où les capacités auditives de votre client peuvent encore être préservées.

En combinaison avec le système de gestion de piles de Supremia, la pile de type 13 à grande autonomie assure la fourniture en énergie sur une durée de 184 heures.

La gamme Supremia est conçue pour être robuste et durable, et répondre aux normes de qualité les plus élevées. Tous les composants clés sont revêtus d'un enduit hydrophobe, pour repousser les liquides. De plus, Supremia a été testée dans les conditions les plus défavorables et a reçu la certification de l'indice de protection IP58.

Un design moderne, adaptés à la vie dynamique des plus jeunes, fait de



Supremia une aide auditive extrêmement facile à utiliser grâce au potentiomètre de contrôle du volume et au bouton-poussoir intégrés.

Le voyant d'état peut être configuré en toute simplicité via le logiciel d'adaptation Oasis 21.0. La fonction marche-arrêt via le logement de pile peut également être facilement utilisée par les clients de tout âge.

Et toujours la garantie d'une technologie haut de gamme avec les fonctionnalités sophistiquées de l'Audio Efficiency™ de Bernafon, Supremia est dotée de Speech Cue Priority™ et la Frequency Composition™, qui peuvent apporter de véritables avantages aux malentendants.

Bien entendu, les aides auditives Supremia peuvent être connectées à tous les accessoires sans fil de Bernafon, y compris les adaptateurs FM et DAI, pour libérer le plein potentiel du système auditif et pour faciliter les adaptations pédiatriques.



**De hautes performances audiologiques et de puissantes fonctionnalités font de SUPREMIA**

**713 un partenaire solide pour vous et vos patients.**

**Annuaire Français d'Audiophonologie**

# auditionTV

News | Interviews | Reportages

La 1<sup>ère</sup> Web TV dédiée au monde de l'audition

accéder à auditionTV

[www.annuaire-audition.com](http://www.annuaire-audition.com)



## ■ Oticon

### OTICON lance la solution LA PLUS complète de traitement des acouphènes !

Fin février, Oticon présentait une nouvelle génération d'aides auditives sur-vitaminées grâce à sa **puissante plateforme Inium Sense : Alta2, Nera2 et Ria2.**

Le fabricant danois l'avait annoncé : « les innovations technologiques vont se poursuivre, nous vous réservons encore une belle annonce avant le congrès... »

Aussi, le 31 mars 2015, Oticon a dévoilé ses **nouveautés en matière de traitement des acouphènes !**

Grâce à la solution la plus complète de traitement des acouphènes, **Tinnitus SoundSupport**, Oticon dispose désormais d'une **gamme d'aides auditives uniques** pour répondre aux besoins ciblés des personnes atteintes d'acouphènes, sachant que plus de **90% souffrant d'acouphènes, sont également atteintes d'une perte auditive.**



### Une solution réellement différenciante

**Tinnitus SoundSupport** est la première solution du marché qui apporte de réelles différences dans le traitement des acouphènes :

- la **DIFFÉRENCE « Ocean Inside »** : **directement intégrés dans les aides auditives Ti** d'Oticon, ces sons apaisants d'océan aideront les patients à mieux supporter leur gêne.
- la **DIFFÉRENCE d'une approche simple et intuitive, et pourtant si complète...** L'audioprothésiste disposera de **possibilités de personnalisation quasi infinies**, avec de nombreuses options pour définir ou créer le signal et le son de son choix, et d'outils de conseil et d'assistance pour accompagner les patients.
- la **DIFFÉRENCE d'une gestion des acouphènes par les patients eux-mêmes.** Grâce au pilotage des sons via l'application **Tinnitus Sound App** pour iPhone ou Android (téléchargeable gratuitement) ils accèdent à une **bibliothèque sonore évolutive de sons d'apaisement** et également à



des **techniques et des exercices de relaxation.** Ils jouent ainsi un rôle plus actif dans la gestion de leur acouphène.

Cette fonctionnalité **Tinnitus SoundSupport** est disponible, dès le 31 mars 2015, sur les **versions Alta2 Pro Ti, Nera2 Pro Ti et Ria2 Pro Ti**, et ce, en **styles mini RITE, RITE et BTE 85.** Bonne nouvelle : l'option Tinnitus est intégrée sans changement de prix au tarif !

Pour plus d'informations, rendez-vous sur [www.myoticon.fr](http://www.myoticon.fr) ou sur la page [www.facebook.com/OticonFrance](https://www.facebook.com/OticonFrance)



## ■ Oticon Medical

**Du nouveau dans le pilotage des aides auditives Ponto Plus... place au tactile via l'application ConnectLine disponible gratuitement sur App Store et Google Play !**

« Etre connecté » était possible avec le Streamer Ponto... « être encore plus connecté » devient possible avec le nouveau Streamer Oticon Medical et l'application ConnectLine ! Téléchargeable gratuitement depuis l'App Store et Google Play, cette application permet aux utilisateurs de devenir acteur de leur audition via leur smartphone et d'entrer ainsi dans une nouvelle dimension... tactile !

Les aides auditives à ancrage osseux Ponto Plus et Ponto Plus Power, lancées en 2013, révolutionnaient le marché en s'inscrivant comme la première génération d'aides auditives ostéo-intégrées aussi puissante et permettant la connectivité sans fil grâce au Streamer Ponto.

Dans le souci d'apporter toujours plus de confort, de facilité d'utilisation et de satisfaction, Oticon Medical est fier de vous annoncer la nouvelle version de son streamer : le Streamer Oticon Medical qui permet désormais l'utilisation de l'application « ConnectLine App » pour smartphones.

Une fois le Streamer Oticon Medical apparié avec l'application ConnectLine, les utilisateurs vont pouvoir recevoir tous les sons directement dans leurs aides auditives et passer très facilement d'une fonctionnalité à l'autre : écouter de la musique, passer un appel audio ou visio. Ils peuvent également se connecter à l'intégralité du système ConnectLine, ce qui leur permet de recevoir le son de leur télévision, d'un téléphone fixe ou encore de leur microphone personnel directement dans leurs aides auditives.



Les utilisateurs bénéficieront aussi des différentes options de personnalisation comme le dernier numéro composé, le rejet d'appel et la commande vocale, et pourront également configurer des fonctions spécifiques telles que la configuration de sonneries afin d'identifier facilement les personnes qui appellent.

Le Streamer Oticon Medical reste avant tout la passerelle vers les solutions ConnectLine d'Oticon. Il transforme les aides auditives Ponto Plus et Ponto Plus Power en de véritables écouteurs sans fil. Les utilisateurs peuvent ainsi expérimenter de nouvelles façons de communiquer et de se divertir, dans une multitude de situations. Ils restent connectés au monde qui les entoure... grâce à un seul dispositif de contrôle.

ConnectLine inclut des solutions spécifiques pour regarder la télévision, utiliser un téléphone fixe et un microphone distant sans fil. Le Streamer Oticon Medical prend également en charge le Bluetooth pour la fonction kit mains libres des téléphones portables.

L'application ConnectLine est disponible gratuitement sur Google Play™ et dans l'App Store.

Apple, le logo Apple, iPhone, iPad et iPod touch sont des marques déposées d'Apple Inc., enregistrées aux Etats-Unis et dans d'autres pays. App Store est une marque de service d'Apple Inc. Android et Google Play sont des marques de Google Inc.

Pour plus d'informations : [www.oticonmedical.fr](http://www.oticonmedical.fr) - [www.oticon.fr](http://www.oticon.fr)



Apple, le logo Apple, iPhone, iPad et iPod touch sont des marques déposées d'Apple Inc., enregistrées aux Etats-Unis et dans d'autres pays. App Store est une marque de service d'Apple Inc. Android et Google Play sont des marques de Google Inc.



## Phonak Phonak Bolero V Phonak CROS II



### Partez avec nous à l'aventure et explorez la nouvelle génération Venture continue

Continuez avec nous avec Venture et faites vivre à vos patients une expérience auditive aussi unique et personnelle qu'eux. Avec le lancement de Venture, Phonak est devenu la référence pour les solutions auditives innovantes, conçues pour répondre aux besoins des patients. Offrant une compréhension de la parole exceptionnelle, une meilleure qualité sonore et une durée de vie de la pile améliorée, la technologie Venture est désormais intégrée dans la dernière gamme de produits, les aides auditives contours d'oreille Bolero V de Phonak.

### Phonak Bolero V

Phonak Bolero V est une gamme complète de contours d'oreille destinée aux pertes auditives légères à profondes. Phonak Bolero V comprend trois modèles, dans quatre niveaux de performances, et un générateur de bruit pour la gestion des acouphènes. Forts des possibilités innovantes de la plateforme Phonak Venture, les aides auditives Phonak Bolero V apportent une réponse idéale à tous les patients qui recherchent les meilleures performances auditives, dans des boîtiers de contours d'oreille haute technologie résistants à l'eau (voir Fig.1).

#### Caractéristiques de Bolero V

- **Trois modèles** - une gamme de produits simplifiée pour gérer plusieurs niveaux de perte auditive
- **Nouveaux designs de boîtiers** - conçus à partir de matériaux composites légers haute technologie pour un plus grand confort et une durée de vie prolongée
- **Indice IP67** - tous les modèles sont résistants à l'eau et à la poussière pour une plus grande robustesse et une meilleure fiabilité

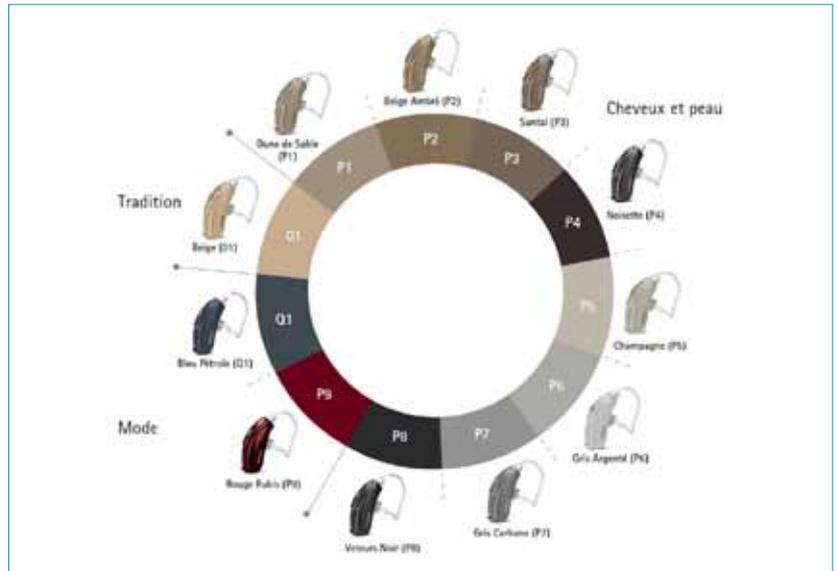


Figure 1 : Choix de couleurs des modèles Bolero V

- **AutoSense OS** - la nouvelle génération d'automatismes pour une adaptation continue à la situation auditive de l'utilisateur, avec une exactitude et une précision inégalées.
- **Générateur de bruit Tinnitus Balance** - fournit un moyen d'enrichissement sonore pouvant être utilisé dans le cadre d'un programme de gestion de l'acouphène
- **Phonak Support App** - idéale pour les déplacements, l'application Phonak Support App aide les nouveaux utilisateurs à tirer le maximum de leurs aides auditives Phonak. Téléchargeable gratuitement depuis l'App Store ou le Google Play Store (nécessite iOS7, Android 4.0 ou versions supérieures).
- **Compatibilité totale des accessoires sans fil** - Bolero V se connecte toute la gamme de communication sans fil de Phonak



#### Gamme simplifiée

Une gamme de produits simplifiée pour gérer plusieurs niveaux de perte auditive, de légère à sévère.

La gamme de produits simplifiée Bolero V de Phonak est facile à prendre en main. Les 3 modèles sont classés IP67 et sont équipés d'une bobine d'induction. De plus, le modèle Bolero V-M offre une puissance plus importante que nos précédents contours d'oreille en pile 312. Des récepteurs intégrés au design Roger sont disponibles pour les modèles Bolero V-P et V-SP. Tous ces modèles peuvent être appareillés facilement grâce au logiciel d'appareillage Phonak Target™ 4.1.

### Phonak CROS II

#### La solution intelligente pour la surdité unilatérale

Phonak CROS II est un émetteur CROS sans fil discret, basé sur la plateforme Venture. Grâce à la technologie binaurale VoiceStream™ unique de Phonak, il transmet sans fil le son arrivant dans l'oreille non appareillable à une aide auditive Venture placée dans l'oreille avec la meilleure audition. Une personne souffrant d'une surdité unilatérale peut donc entendre la parole provenant du côté duquel auparavant elle n'entendait pas. Phonak CROS II est disponible en deux modèles: Phonak CROS II-312 et Phonak CROS II-13.

CROS II est compatible avec les aides auditives de tous les niveaux de performances utilisant la plateforme Phonak Venture. CROS II est programmable avec la version 4.1 ou ultérieure de Phonak Target.



## Simplicité de présentation

En utilisant iCube II, Phonak CROS II est actif pendant l'appareillage. Vos patients découvrent instantanément les avantages de la solution CROS et peuvent vous donner leur avis immédiatement, lors de la session d'appareillage.



## Simplicité et sécurité

Le CROS II peut être appareillé dans plusieurs configurations pour répondre aux besoins de vos patients. Phonak a toujours la solution : la sécurité de l'association entre un coude et un embout ou le design élégant et sûr d'un SlimTip CROS sur-mesure.



## Durée de vie plus longue de la pile

CROS II transmet des signaux audio en permanence de l'oreille non appareillable à l'aide auditive placée dans l'oreille avec la meilleure audition. Grâce à la puce Venture et à son traitement sans fil plus efficace, vos patients pourront apprécier une durée de vie de la pile 30 % plus longue que celle de l'ancien modèle Phonak CROS.

## Contrôle du volume CROS

AutoSense OS propose une adaptation continue et complètement automatique lors du passage d'un paysage sonore à un autre. Toutefois, certains patients préfèrent garder le contrôle de leur aide auditive et pouvoir régler séparément le volume avec l'émetteur CROS. C'est possible avec Phonak CROS II, grâce au bouton-poussoir du modèle CROS II-312 ou au contrôle du volume du modèle CROS II-13.

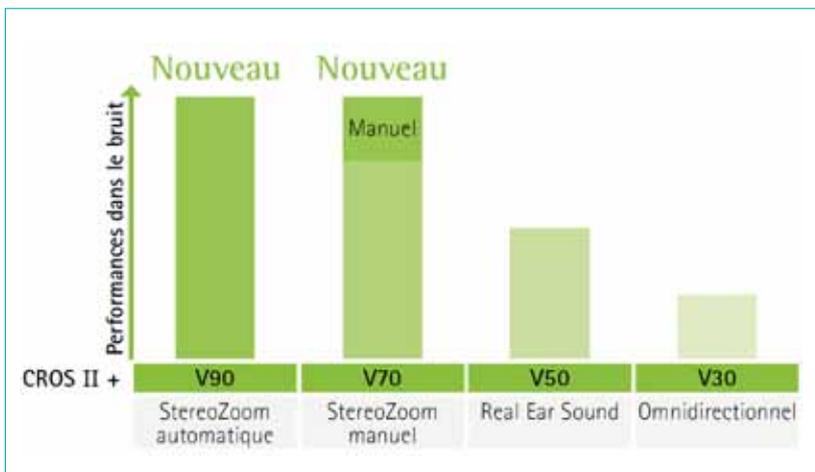


Figure 2 : Tableau des modes microphoniques disponibles selon les niveaux de performance avec CROS II.

## Meilleure compréhension de la parole

Pour la première fois, les personnes souffrant d'une surdité unilatérale vont pouvoir suivre facilement les conversations, même dans la situation auditive la plus complexe : les environnements bruyants. En effet, la fonction de focalisation binaurale StereoZoom permet de se concentrer sur une seule voix dans une foule et de réduire le bruit ambiant. L'émetteur CROS II diffuse donc moins de bruit à l'aide auditive de l'autre oreille, ce qui améliore la compréhension vocale dans les situations bruyantes.

Plus le niveau de performances de l'aide auditive est élevé, meilleures sont les performances de Phonak CROS II dans les environnements bruyants. Associez-le à une aide auditive V70 ou V90 pour profiter des meilleures performances possibles dans le bruit grâce à StereoZoom (voir Figure 2).

Grâce à Phonak Venture, des solutions ingénieuses sont disponibles pour tous les besoins auditifs.

Plus d'informations sur [www.phonakpro.fr](http://www.phonakpro.fr) rubrique Produits:

- Information produit CROS II (2015)
- Information produit Bolero V (2015)



## ■ Siemens

### Connex 7, un outil de travail fait pour vous !

Grâce au logiciel d'adaptation Connex™, le déroulement de votre travail devient plus rapide et plus intuitif que jamais. Connex permet une programmation rapide et simple des nouvelles aides auditives binax™. Utilisez ses fonctionnalités étendues, telles que la démonstration des caractéristiques de binax ou la sélection améliorée des réglages des microphones, et offrez à vos patients la meilleure individualisation dans l'adaptation.

### Les nouveaux appareils auditifs programmables sous connex - Binax, technologie bestsound™

Connex 7 permet de lire et programmer les appareils de la plateforme binax.



Les aides auditives nouvelle génération

Les solutions auditives	Produits	Niveaux de performance	Plage d'adaptation	Piles
RIC (Receiver-in-canal)	Ace	5bx, 7bx	S, M, P, SP	10
	Pure	3bx, 5bx et 7bx	S, M, P, SP	312
	Carat	3bx, 5bx et 7bx	S, M, P, SP	13
BTE (Behind-the-ear)	Motion SX	5bx, 7bx	Tube Fin, Coude	13
	Motion PX	5bx, 7bx	Tube fin S, Coude	13
ITE (In-the-ear)	Insio	5bx, 7bx	IIC, CIC, ITC, ITE	10, 13, 312

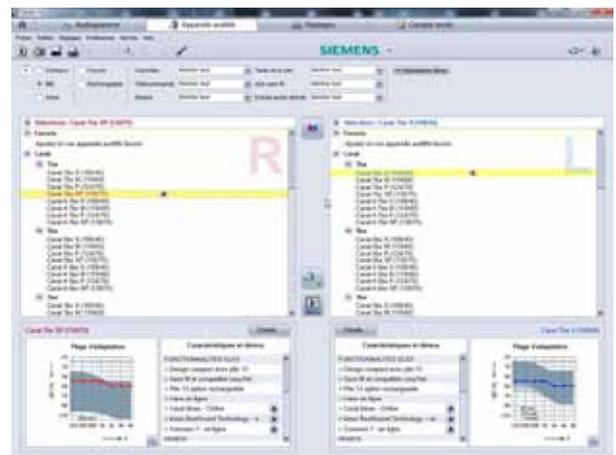
### La nouvelle télécommande easyTek

La nouvelle télécommande easyTek™ peut être programmée sous Connex 7 pour aller plus loin dans l'appareillage et bénéficier de courbes de réponse spécifiques ou de la fonction « Volume de streaming adaptatif ». Mais grande nouveauté, contrairement aux précédentes télécommandes miniTek™ et Tek™, il n'est pas nécessaire de programmer easyTek sous Connex pour l'utiliser. Sortie de son emballage, il suffit d'un simple appairage avec les aides auditives et les différentes sources sonores. Par contre, le branchement d'easyTek à l'ordinateur sera nécessaire pour les mises à jour de son microprogramme, si besoin.



### Stéréo RIC avec écouteurs différents

Le logiciel d'adaptation Connex 7 vous permet, à présent, de sélectionner deux RIC comme par exemple deux Pure ou deux Ace, avec des puissances d'écouteur différentes.

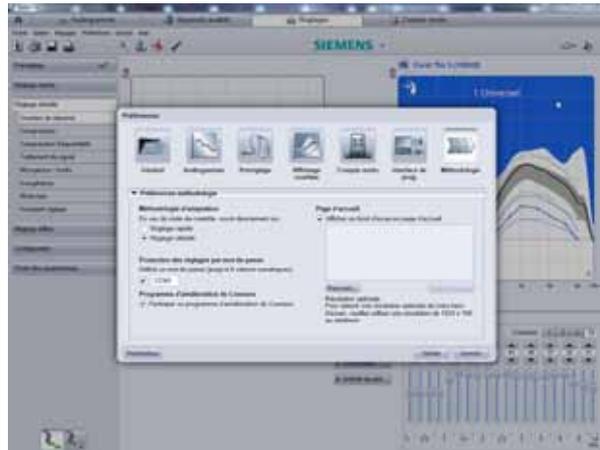
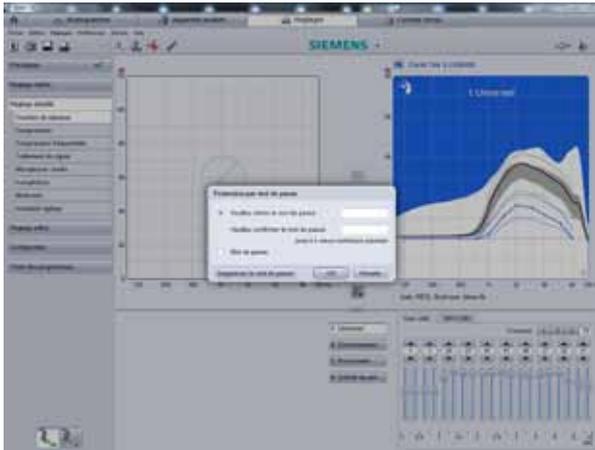




## Protection des réglages par mot de passe

Comme pour la version précédente de Connex, il est toujours possible de protéger les réglages des appareils par un mot de passe. Il existe deux méthodes de protection des réglages :

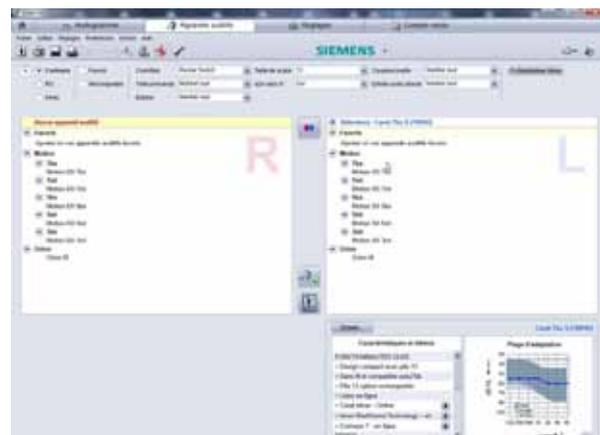
- **Une protection ponctuelle** : dès que vous le souhaitez, vous pouvez entrer un mot de passe pour les appareils connectés. Lorsque ces derniers sont rebranchés, il sera nécessaire d'entrer le mot de passe pour effectuer la lecture.



- **Une protection systématique** : si vous souhaitez protéger vos réglages de façon systématique, il est possible d'enregistrer un mot de passe permanent dans vos préférences. Lorsque les appareils sont rebranchés, il sera nécessaire d'entrer le mot de passe, sauf si les réglages ont été effectués sur le même PC.

## Sélection des appareils auditifs

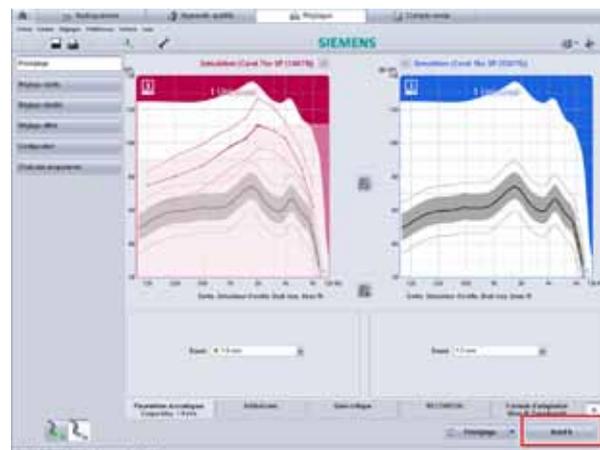
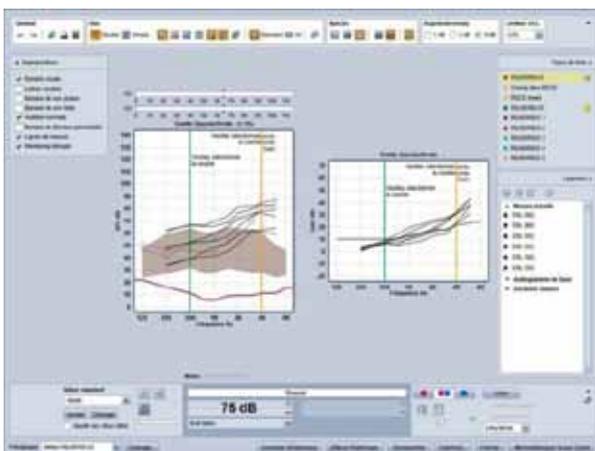
Si vous recherchez des appareils possédant des fonctionnalités spécifiques comme par exemple un appareil pile 13, e2e™, avec rocker switch, vous pouvez facilement trouver ces appareils en utilisant les filtres de sélection et en sélectionnant ces trois options dans les différents filtres disponibles. La liste des appareils correspondant à votre recherche apparaîtra à l'écran.



## AutoFit

Comme pour Connex 6, la nouvelle version Connex 7 dispose également de la fonctionnalité AutoFit™. Cette fonction spécifique à Connex règle automatiquement la courbe de réponse de l'appareil pour les adapter aux gains cibles, sans avoir à ouvrir le logiciel du module in situ.

Attention : AutoFit n'est disponible que si le module in situ d'Unity™ est installé. Il fonctionne pour tous les appareils, mais n'est pas disponible en mode simulation.





## Mise à jour du microprogramme des appareils auditifs

Il est possible d'effectuer la mise à jour logicielle des microprogrammes des aides auditives.

Cette mise à jour peut, par exemple, ajouter des fonctionnalités ou améliorer les performances des aides auditives. Si une mise à jour est disponible, le logiciel vous l'indique lors de la détection ou de la connexion des appareils.

## Proposition d'évent pour les appareils auditifs



La proposition d'évent de Connexx 7 est présélectionnée automatiquement. Dans la liste des événements, cette proposition est facilement reconnaissable par une marque verte. L'événement est calculé pour apporter le confort auditif avec la formule binax fit. Vous pourrez bien sûr en cours de rééducation auditive réduire cette aération.

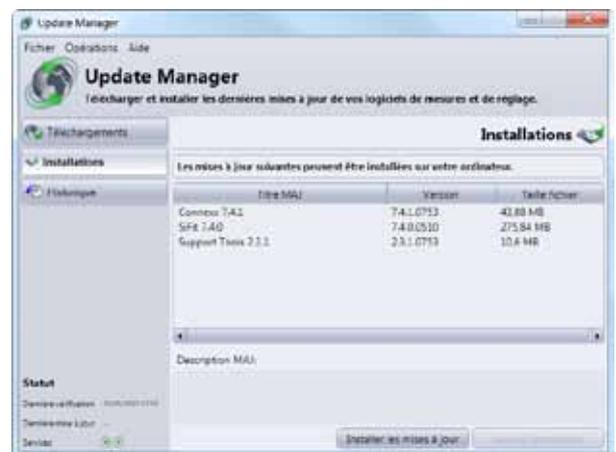
binax fit : basée sur le succès de micon™ fit et de la compression micon, binax fit suit les mêmes stratégies pour les réglages de courbe de réponse et de compression. Cette formule de pré-réglage prend aussi en compte les effets des traitements automatiques que ce soit en monaural ou en binaural, de sorte qu'il se crée une synergie pour préserver la qualité sonore et l'audibilité. Ainsi, binax fit garantit que la qualité sonore des aides auditives binax demeure naturelle et cohérente, et que tous les traitements de signaux maintiennent les repères spatiaux en permanence.

## La nouvelle mise à jour : connexx 7.4.1

Une nouvelle mise à jour du logiciel Connexx est actuellement disponible via Update Manager.

- **Installation standard** (détection automatique) : la mise à jour se présente automatiquement en bas à droite le jour indiqué, acceptez en cliquant.
- **Installation manuelle** : si vous n'avez pas pu faire la mise à jour lorsqu'elle s'est présentée, procédez à l'installation manuelle quand vous le souhaitez en cliquant sur l'icône.

Attention : toutes les mises à jour se feront ainsi dorénavant, il n'y aura plus de DVD (sauf demande particulière).





## Starkey Z SERIES

KEVIN MARSHALL, MBA ET MARY MACRAE

### Introduction à la Z series

Avec Z Series™\*, Starkey lance une gamme complète de produits, conçue pour simplifier le processus d'adaptation et d'utilisation des aides auditives. La gamme Z Series comprend un vaste éventail d'aides auditives sur mesure (RIC et BTE), toutes disponibles dans différents niveaux de technologie, et offre l'embarras du choix. En outre, Z Series propose la nouvelle fonction Expérience Manager Auto de Starkey, qui assure une transition en douceur vers de nouvelles aides auditives. Acuity Directionality™ a pour vocation d'accroître la satisfaction des patients dans les environnements bruyants, en s'attaquant aux situations d'écoute les plus difficiles. Les nouveaux cache-micros équipant les produits standards vont améliorer la fiabilité des produits Z Series, en rendant l'entretien et la maintenance plus aisés que jamais. Enfin, Stream Boost, la technologie 900sync™ et le SurfLink® Mobile 2 améliorent l'expérience de l'audioprothésiste et du patient avec les accessoires sans fil.

### Nouveaux cache-micros sur les Produits standards

Nos produits standards Z Series™ sont désormais dotés de nouveaux cache-micros. Ces derniers sont conçus pour éviter que des corps étrangers n'entrent dans les ports du microphone.

L'entretien régulier ou le remplacement d'un cachemicro garantit un fonctionnement optimal des aides auditives.

En revanche, cela devient vite problématique lorsqu'un entretien fréquent est nécessaire de fait de l'obturation du cache-micro. Parce que nous souhaitons limiter le temps que vous consacrez à cet entretien régulier des cache-micros, notre équipe de conception a décidé de mettre au point un cachemicro espaçant significativement les intervalles de maintenance ou de remplacement. Des essais poussés de pénétration de corps étrangers, d'eau et de cérumen hydrophobes et oléophobes et acoustiques nous ont montré qu'un dispositif à double fente (cf. Figure 1) offrait les meilleures performances.



Figure 1 : Cache-micro à double fente équipant les produits standard Z Series

Si les changements apportés aux produits Z Series peuvent sembler minimes en apparence, ce n'est pas le cas de la technologie 900sync, qui apporte des améliorations manifestes.

### Technologie 900sync

Aujourd'hui, la connectivité sans fil devient la méthode de communication privilégiée. Les utilisateurs s'attendent à ce que les performances et la fiabilité de leurs appareils sans fil soient comparables à celles de leurs appareils filaires. Ils ne veulent pas avoir à se soucier des interférences ou signaux sans fil invisibles à l'oeil nu. Pour faire face à la prolifération de la technologie sans fil et aux problématiques environnementales inhérentes, Starkey a développé la technologie 900sync pour ses aides auditives Z Series.

La technologie 900sync repose sur une radio de nouvelle génération, intégrée dans chaque aide auditive Z Series. Elle offre des performances sans fil fiables et continues, même dans les environnements difficiles. La technologie 900sync est conçue pour offrir un streaming audio sans aucun parasite jusqu'à une distance de 4,5 mètres, ce qui permet au patient de se déplacer ou bouger sa tête librement sans parasites sonores ni perte de signal. Pour l'audioprothésiste, cela se traduit concrètement par un positionnement du programmeur SurfLink plus flexible et une connexion plus fiable lors des sessions de programmation sans fil.

Pour mieux comprendre ces améliorations, il est utile de connaître les fondamentaux d'un système sans fil. Le principe de la communication sans fil est de créer des ondes électromagnétiques grâce à un émetteur (ex : le SurfLink Mobile) et de pouvoir recevoir ces signaux grâce à un récepteur (ex : une aide auditive). Pour améliorer les performances d'un système sans fil sur une certaine distance (portée), les ingénieurs Starkey ont concentré leurs efforts sur l'accroissement de la puissance d'émission et de la sensibilité

du récepteur. On obtient ainsi une marge de sécurité bien utile dans les environnements difficiles ou lorsque la distance, les personnes, les interférences ou les murs réfléchissants font obstacle.

À titre d'analogie, la puissance d'émission est la force avec laquelle quelqu'un crie, tandis que la sensibilité du récepteur correspond à la voix la plus faible qu'une personne peut entendre. Pour ce qui est des interférences, cela revient à essayer d'entendre dans un restaurant bruyant.

Les patients estiment que leurs aides auditives devraient fonctionner parfaitement dans n'importe quel environnement. Pourtant, malgré la diligence des patients ou les bonnes performances de leurs aides auditives, quelques interférences ne pourront être évitées. Les environnements sans fil sont trop dynamiques et complexes pour éviter tous les problèmes. Grâce à la nouvelle technologie 900sync

de Starkey, les aides auditives Z Series sont beaucoup moins sujettes aux interférences environnantes, offrent un streaming audio plus fiable jusqu'à une distance de 4,5 mètres et des communications plus fluides avec le programmeur SurfLink et le SurfLink Mobile. Conçue pour la vie trépidante d'aujourd'hui, la technologie 900sync améliore l'expérience des utilisateurs d'aides auditives sans fil.

**LA PUISSANCE D'EMISSION** correspond à l'intensité du signal émis. L'accroissement de cette puissance permet d'obtenir des sessions de programmation sans fil plus fluides, une communication bidirectionnelle plus fiable lors des appels téléphoniques sur le SurfLink Mobile et des communications interaurales plus sûres (comme un réglage de volume effectué sur une aide auditive et transmis automatiquement à l'autre).

**LA SENSIBILITÉ DU RÉCEPTEUR** correspond au niveau de signal minimal que la radio de destination peut traiter. En augmentant cette sensibilité du récepteur, la radio peut réussir à détecter des signaux de plus faible intensité.

Cela augmente la portée du signal du streaming audio (elle est quasiment doublée par rapport à notre précédente génération d'aides auditives sans fil), mais offre également une connexion de streaming audio plus fiable sur une portée plus courte.



Ensemble, la puissance d'émission et la sensibilité du récepteur forment **un bilan de liaison**, qui est l'atténuation (perte) de signal totale susceptible de se produire entre l'émetteur et le récepteur sans nuire à la communication. Dans les environnements difficiles, un bilan de liaison plus important fournit une marge de sécurité, gage de performances sans fil plus régulières et plus fiables.

## Surflink Mobile 2

Dans la mouvance technologique actuelle, il ne suffit pas qu'un appareil électronique fonctionne : il doit également être esthétique et facile à utiliser. Les appareils électroniques doivent répondre aux attentes des consommateurs en termes de performances et de convivialité, tout en restant simples de conception. Une interface utilisateur (IU) graphique attrayante et intelligente permet au consommateur d'interagir facilement et de se sentir à l'aise avec une technologie par ailleurs complexe.

Le Surflink Mobile 2 est une interface de téléphonie mobile et de streaming multimédia, un assistant d'écoute et une télécommande pour aides auditives. Tout-en-un. Avec l'aide des patients et des audioprothésistes, il a été repensé afin d'offrir une meilleure expérience utilisateur et une autonomie doublée en streaming (jusqu'à huit heures). Le Surflink Mobile 2 comprend une IU simplifiée et intègre de nouvelles fonctions très attendues. L'objectif était de rendre l'appareil plus convivial pour les patients et de permettre aux audioprothésistes de les conseiller plus facilement et de les configurer en suivant une séquence logique. Du point de vue de la convivialité pour les patients, la simplification la plus remarquable concerne l'écran Streaming (Figure 2). Celui-ci affiche désormais clairement toutes les sources audio disponibles (jusqu'à deux appareils multimédia Bluetooth®, un téléphone fixe Bluetooth, l'entrée audio et deux options de microphone extérieur), ce qui permet au patient d'identifier facilement la source audio active. Pour activer le streaming audio pour une source audio en particulier, il suffit au patient d'appuyer sur le bouton de la source audio sur l'écran, ce qui applique une surbrillance. Pour arrêter le streaming audio, le patient appuie à nouveau sur le bouton de la source audio, ce qui supprime la surbrillance. La logique intelligente intégrée supprime automati-

quement un bouton de l'écran Streaming si une source audio n'est plus disponible. Par exemple, si un patient débranche le câble d'entrée audio, le bouton correspondant à la source audio disparaîtra de l'écran Streaming. On n'a plus de bouton « Démarrage » ou « Arrêt » explicite.

Le Surflink Mobile 2 est désormais doté d'un écran Configuration avancée, qui simplifie le processus de configuration initiale pour les audioprothésistes.



Figure 2 : L'écran Streaming affiche toutes les entrées audio disponibles et applique une surbrillance à la source active (ex : entrée audio).

Ces derniers peuvent facilement synchroniser les aides auditives, changer la langue, réorganiser l'écran télécommande et activer ou désactiver certaines fonctions. La logique intelligente intégrée supprime, ajoute ou réorganise automatiquement les écrans et les fonctions selon les choix. Par exemple, si un patient souhaite utiliser uniquement les fonctions télécommande et microphone extérieur, l'audioprothésiste peut désactiver Appareil multimédia Bluetooth et Appels téléphoniques.

Toutes les fonctions et les boutons Bluetooth seront supprimés, ce qui simplifiera la tâche au patient. Le Surflink Mobile 2 intègre désormais les nouvelles fonctions suivantes, directement inspirées de l'expérience terrain :

- **REPONSE RAPIDE** : Elle permet au patient de répondre aux appels téléphoniques mobiles entrants en appuyant n'importe où sur l'écran du Surflink Mobile 2. En somme, l'écran tout entier se transforme en bouton.

- **VERROUILLAGE DES REGLAGES** : Lorsque cette fonction est activée, il est plus difficile pour le patient d'accéder aux Réglages et de les modifier par inadvertance. L'audioprothésiste souhaite des options de personnalisation, mais le patient peut parfois les trouver confuses.

- **RESTAURATION DES REGLAGES D'USINE** : Pour les audioprothésistes qui font des démonstrations du même Surflink Mobile 2 à plusieurs patients, cette fonction permet d'effacer rapidement toutes les aides auditives synchronisées et tous les appareils Bluetooth couplés, ainsi que de réinitialiser tous les réglages ou fonctions ayant été modifiés après la sortie d'usine.

- **CONNEXION BLUETOOTH ACTIVE AVEC UN TELEPHONE PORTABLE AFFICHEE DANS LA BARRE DE TÂCHES** : Cela permet au patient de déterminer facilement s'il a zéro, une ou deux connexions Bluetooth mains-libres actives (en général, il s'agit Surflink Mobile 2 (Figure 3).



Figure 3 : Les indicateurs d'état permettent au patient de savoir quand le Bluetooth est activé et si des téléphones portables sont connectés au Surflink Mobile.



Le tout nouveau firmware d'interface utilisateur (version 2.0) est compatible avec le premier Surflink Mobile.



Pour un fonctionnement optimal du système sans fil, l'audioprothésiste doit s'assurer que le SurfLink Mobile et les aides auditives ont tous été mis à jour avec le nouveau firmware.

Les fonctions seront les mêmes qu'avec Z Series et le SurfLink Mobile 2, à quelques exceptions près :

- Lorsqu'il est associé à la technologie 900sync des aides auditives Z Series, le SurfLink Mobile 2 est moins sujet aux interférences et offre des performances sans fil plus fiables. En revanche, le premier SurfLink Mobile mis à jour présente un intérêt limité en termes d'interférences sans fil lorsqu'il est utilisé avec des aides auditives autres que Z Series.

- Le SurfLink Mobile 2 a une autonomie de huit heures en streaming (et jusqu'à 120 heures en veille), car il est doté d'une batterie de plus grande capacité. Le premier SurfLink Mobile (équipé de batteries de quatre heures) mis à jour avec le nouveau firmware bénéficiera d'une autonomie jusqu'à 20 % supérieure en streaming par rapport à ses capacités actuelles.

## CONCLUSION

Les consommateurs maîtrisent de mieux en mieux la technologie et sont de plus en plus exigeants. Les nouveaux cache-micros équipant les produits standards permettent aux produits Z Series de supporter des conditions ambiantes diffi-

ciles, sans pour autant altérer leurs performances. Grâce à la technologie 900sync intégrée, les aides auditives Z Series offrent une connectivité et des performances sans fil supérieures.

Le SurfLink Mobile 2, quant à lui, dispose d'une interface utilisateur améliorée et d'une autonomie deux fois plus importante. Grâce à son utilisation conjointe avec de nouvelles fonctions telles qu'Expérience Manager Auto, Acuity Directionality et Stream Boost (toutes traitées séparément dans ce numéro d'Innovations), les patients bénéficient d'une qualité sonore incroyable plus étendue et plus générale, avec moins d'interruptions. La gamme de produits Z Series améliore l'expérience utilisateur, mais également la satisfaction des clients.

## Unitron Le Moxi™ Fit d'Unitron lauréat du prix du design Red Dot 2015



L'entreprise remporte son troisième prix international du design pour sa gamme novatrice Moxi

28 avril 2015 - Kitchener, Canada – Unitron, pionnier international en matière d'aides auditives sophistiquées, a annoncé aujourd'hui sa victoire au prix Red Dot Award 2015 dans la catégorie Design produit. Cette distinction vient récompenser l'excellence de son nouveau modèle Moxi™ Fit en matière d'intuitivité, de fonctionnalité et d'élégance. La gamme Moxi remporte ainsi sa troisième récompense internationale majeure pour la qualité de son design.

Célébrant cette année son 60ème anniversaire, le Red Dot Product Design Award figure parmi les prix les plus prestigieux et les plus importants de l'univers du design. Pour marquer cet événement spécial, un jury exceptionnel composé d'experts internationaux du design a départagé 4 928 produits répartis dans 31 catégories proposés par des entreprises issues de 56 pays. Ce jury comptait parmi ses membres le styliste danois David Andersen, le Dr. Sascha Peters, spécialiste allemand des matériaux, Wen-long Chen, PDG du Taiwan Design Center, le célèbre designer malaisien Jimmy Choo, le professeur allemand Werner Aisslinger, véritable icône du design, ainsi que Martin Darbyshire, le fondateur de Tangerine. Ces éminents experts avaient pour mission de départager les produits en les évaluant sur plusieurs critères dont l'innovation, les fonctionnalités, l'ergonomie, la durabilité et l'aspect écologique.

Associant un style remarquable à des fonctionnalités intuitives dans un design compact, confortable et raffiné, Moxi Fit offre un contrôle total aux utilisateurs d'aides auditives. Sa finition lisse et satinée séduit immédiatement, alors que ses lignes fluides, ses dimensions réduites et ses courbes élégantes épousent confortablement l'anatomie naturelle de l'oreille, mettant en valeur même les couleurs les plus discrètes.

Moxi Fit est doté de fonctionnalités intuitives qui facilitent son utilisation. Ainsi, une simple pression sur un bouton suffit pour

contrôler le volume ou sélectionner des programmes. Définis à partir d'analyses approfondies de l'expérience d'utilisation et de tests d'ergonomie rigoureux, l'emplacement et la forme du bouton se révèlent particulièrement intuitifs, même pour les personnes confrontées à des problèmes de dextérité. Le couvercle du compartiment à pile se manipule aisément alors que les repères droite/gauche sont très faciles à identifier. Les professionnels de l'audition bénéficient d'un accès aisé au port de programmation et d'une grande simplicité d'installation des fils des écouteurs.

Comme l'explique André de Goeij, Directeur du Management Produits et du Marketing Produits d'Unitron, « Notre ambition avec Moxi Fit, comme avec tous nos produits, consistait à éliminer les réticences des patients, en particulier grâce à la solide réputation dont bénéficie la gamme Moxi pour son style, son confort et sa simplicité d'utilisation. Résolument axée sur l'utilisateur, notre philosophie en matière de design se voit aujourd'hui récompensée par ce prix qui met en lumière la prouesse remarquable accomplie par Moxi Fit : offrir au patient un contrôle intuitif sans aucun compromis en termes de taille ou d'esthétique. »

Avec cette distinction, Moxi Fit suit les traces du modèle Moxi™ Kiss d'Unitron, lauréat des prix du design Red Dot Award 2014 et iF 2014.



## > VEILLE TECHNIQUE

### — Widex Toujours plus loin avec fashion power



FASHION-POWER est la toute dernière création de WIDEX : un contour traditionnel intégrant la technologie la plus récente (DREAM) et le meilleur du design danois.

Ce contour puissant pallie les surdités moyennes à profondes niveau 1 pour une adaptation réussie. Il remplace avantageusement le modèle 19 de notre gamme mind. Voici quelques-unes de ses fonctionnalités :

#### Un design optimisé

- Design intuitif : bouton de contrôle volume et programme séparé.
- Design amélioré. Le bouton de programme a été redessiné : plus grand, il offre une meilleure sensation tactile lors de la recherche et de la manipulation du bouton. L'ergot de la pile a lui aussi été retravaillé.
- Existe en 14 couleurs.



### Des performances améliorées

- Grande autonomie grâce à sa **pile 13 : 265h, soit jusqu'à 3 semaines\***.
- Large plage d'application pour corriger les pertes moyennes à profondes niveau 1 : de 40dB à 110dB.
- Avec un gain max de 75dB et un niveau de sortie MPO de 138dB SPL, c'est le modèle idéal pour corriger les pertes auditives importante dans les fréquences graves.
- En tant que membre de la famille DREAM, il possède un système de traitement du signal intégré et avancé, le TRUE-TIS, optimal dans les environnements bruyants.
- Disponible dans toute la gamme DREAM du 110 au 440 pour répondre à tous les besoins d'écoute.
- Connectivité aux accessoires DEX pour rendre la vie plus belle aux seniors connectés.



Pour encore plus d'informations sur la gamme d'aide auditive DREAM et son dernier né FASHION POWER, consultez [www.widexpro.fr](http://www.widexpro.fr).

\* Avec une consommation de la pile estimée à 1.01mA, une utilisation quotidienne de 12h par jour et toutes les fonctionnalités actives dans un environnement d'écoute normal

Contact presse :  
WIDEX France - Solène GURRET  
Responsable marketing/communication  
[communication@widex.fr](mailto:communication@widex.fr)

# Actualités du monde de l'audiologie



## ■ Les Distorsions cochléaires Du diagnostic à la prise en charge

**Institut libre Marie Haps  
13/14 Mars 2015**

En ce mois de Mars, le rendez-vous incontournable pour les passionnés d'audiologie, se situait à Bruxelles où Emilie Markessis et Patrick Verheyden avaient réunis un plateau exceptionnel par la qualité et la complémentarité des intervenants, sur le thème des distorsions cochléaires ; morceaux choisis.

## L'audiométrie en son pur : Au-delà de l'Audiogramme

**Paul DELTENRE, Bruxelles**

Paul Deltrenre lance la journée en nous expliquant que le son pur utilisé en audiométrie est bien loin d'illustrer la complexité des tâches réalisées par le système auditif.

L'audiogramme obtenu ainsi, donne des indications pour compenser la perte de sonie, mais, faute d'illustrer les multiples distorsions spécifiques à tel ou tel patient, il ne permettra pas de les traiter dans leur particularisme.

Ces distorsions qui induisent une élévation des seuils et diverses altérations du codage neural au niveau supraliminaire auraient pour origine des molécules défaillantes. Parmi elles, la conexine 26, la stéréociline, la prestine et cacna1d qui affectent chacune à leur manière la qualité du traitement du signal mais sans affecter le seuil liminaire.

De fait nous commençons seulement à découvrir la grande diversité des mécanismes moléculaires à l'origine des pertes auditives neurosensorielles.

Cette diversité produit bien plus de tableaux de surdité que les réponses au seuil peuvent en catégoriser.

Des tests psycho acoustiques et physiologiques à venir devraient contribuer à une meilleure individualisation des types de surdité.

## Le codage neural de la fréquence et de l'intensité

**Brian MOORE, Cambridge**

Brian MOORE enchaîne et reprend posément, par le début, le codage de l'intensité.

Il se fait par la mobilisation de trois types de neurones qui codent pour les niveaux faibles, moyens et forts. Ils ont tous une activité spontanée, un seuil d'activation et une dynamique propre. Leur réponse à l'environnement sonore illustre la compression cochléaire.

En résumé, l'intensité peut être codée partiellement par la famille de neurones mobilisés et partiellement par le taux de décharge... »

Puis il passe au codage de la fréquence matérialisé par les courbes d'accord des fibres du nerf auditif. C'est le seuil de réponse de la fibre au delà de son activité spontanée. Tonotopie des fibres qui répond à la tonotopie de la membrane basilaire. L'acuité de la réponse dépend de l'intégrité des cellules ciliées externes. Ces mêmes CCE dont la dégradation est responsable de la surdité et de la perte de sélectivité fréquentielle.

En résumé, la fréquence peut être partiellement codée par le pattern d'excitation neural.

Enfin le phase locking, cette décharge du nerf correspondant à la phase du signal et renforçant l'information de fréquence, au moins pour les fréquences graves et médiums.

Puis il arrive à la pathologie avec le recrutement « ...lié notamment à la dégradation des CCE et à la perte de sélectivité fréquentielle. Un stimulus entraîne alors un déplacement de la membrane basilaire d'amplitude plus important avec pour consé-

quence la mobilisation d'un plus grand nombre de neurones, ce qui provoque une augmentation inhabituelle de la sensation lorsque ce stimulus s'élève... »

Il prolonge son propos pour évoquer les travaux de recherches sur l'origine du recrutement et pour ce faire il présente différents tests permettant de déterminer pour une fréquence donnée si l'origine du recrutement peut être précisé.

En résumé, les effets de la perte auditive entraîne une discrimination fréquentielle moins grande que normale. Les causes probables seraient la réduction de la sélectivité fréquentielle et la réduction de la capacité à utiliser les indices de verrouillage de phase. »

## Distorsion dans l'échelle des intensités

**Distorsions dans l'échelle  
des intensités ?**

**Naïma DEGGOUJ,  
Daniele DE SIATI, Bruxelles**

Les docteurs De Siaty et Deggouj nous présente ce chapitre en commençant par la résolution en intensité. L'oreille se caractérise par des compétences en terme de détection de la modulation d'amplitude (TMTF) et de la variation de l'intensité.

Lorsque l'on passe de l'intensité à la sonie, les courbes d'iso-sensation nous montrent que la relation entre l'intensité et la fréquence n'est pas une fonction linéaire. La sensibilité de l'oreille est plus faible dans les basses fréquences pour les sons faibles et elle se linéarise lorsque le niveau augmente.

Mais la sonie est aussi dépendante de la durée du son et de son spectre. Et si l'écoute est mono ou binaurale, la dynamique change encore. Elle varie aussi en fonction de facteurs psychologiques ; l'humeur, l'épuisement émotionnel... peuvent également la modifier. Elle peut être

**Bernard HUGON**  
Laboratoire Entendre -  
AUDITION LAENNEC  
81 rue de Sèvres  
75006 PARIS  
Tél. : 01.45.48.77.85



améliorée par la stimulation, l'entraînement (musicien) mais elle peut aussi diminuer par la privation (déficient auditif).

L'oreille du normo-entendant peut traiter des intensités allant de 0 à 100 dB SPL. En présence d'une perte auditive, l'audiogramme montre une réduction de cette dynamique par un abaissement du seuil de détection. Il s'accompagne du phénomène de recrutement qui se caractérise par une sonie qui croît plus rapidement que la normale lorsque l'intensité s'élève.

En présence d'acouphènes il y a également une réduction de la dynamique auditive chez le normo-entendant comme chez le déficient auditif. Avec l'hyperacousie c'est une réduction de la dynamique auditive mais par les niveaux forts cette fois.

Subjectivement on peut catégoriser la sonie par la méthode CLS (Categorical Loudness Scaling). Et en comparant les réponses d'un déficient auditif à celle d'un normo-entendant on peut en déduire l'amplification nécessaire en fonction de l'intensité d'entrée.

L'utilisation de mesure objective comme les courbes ABR (Auditory Brain Curve), permet de voir le temps d'adaptation à l'intensité sonore. Les otoémissions et les produits de distorsion peuvent également aider à prédire l'augmentation de sonie.

Le Tone Decay Test permet aussi de mettre en évidence un dysfonctionnement de la sonie.

## Evaluation de la carte tonotopique

### Evaluation de la carte tonotopique et ses distorsions possibles

**Fabrice GIRAUDET, Clermont Ferrand**

Avec une coupe de la cochlée Fabrice Giraudet nous reprecise les différents acteurs en présence. La membrane basilaire qui reproduit l'oscillation des liquides intra labyrinthiques ensuite la strie vasculaire qui fournit l'énergie, les cellules ciliées internes et externes qui convertissent le mouvement de la MB en signal électrique.

Il poursuit avec les dysfonctionnements et en particulier la sélectivité fréquentielle qui est altérée par l'atteinte des cellules ciliées externes et par la présence de zone morte. Ces atteintes des CCE vont également impacter le fonctionnement de la membrane tectoriale et induire des effets de masque basse fréquence.

Une absence de détection de fréquence à l'apex peut suggérer à tort des seuils optimaux en haute fréquence, même si les CCE de la base ne fonctionnent pas.

Ces distorsions tonotopiques de la carte cochléaire seraient liées à la dégradation des CCE, pas des CCI ni des neurones.

## L'audiogramme en son pur et les distorsions de la carte cochléaire

**Paul AVAN, Clermont Ferrand**

Paul Avan revient sur les limites de l'audiométrie et sa passation en son pur alors que l'oreille est faite pour percevoir de la parole et pour analyser des scènes auditives.

Il explique que les distorsions supraliminaires qui vont perturber la réalisation de ces tâches particulièrement complexes semblent avoir leur origine dans la défaillance de plusieurs molécules indépendantes et génétiquement déterminées.

Comme Paul Deltrenne en début de journée il cite la connexine 26, la stéréociline, la prestine, la Cacna1d, comme des molécules effectivement impliquées dans les mécanismes de codage neural au seuil et au niveau supra liminaire.

Les recherches à l'origine de ces découvertes n'en sont qu'à leur début mais elles vont permettre de préciser la diversité des distorsions induites par les désordres de fonctionnement de ces molécules.

Responsables d'innombrables profils de surdité, il sera nécessaire de tester les fonctions dans lesquelles ces molécules interviennent afin de mieux différencier les profils individuels de surdité.

## Mise en évidence de déficit auditif supra liminaire

**Christian LORENZI, Paris**

Pour le Pr LORENZI également, il semble de plus en plus évident qu'une perception auditive anormale peut exister malgré des seuils auditifs normaux.

Il commence par nous rappeler que l'audiogramme est une mesure de détection au seuil qui indique la sensibilité. Elle ne garantit pas la discrimination qui correspond à la fidélité de l'encodage du son. Mais si le son est détecté, les informations de variations des données spectrales et temporelles ne sont pas forcément préservées.

Il nous présente plusieurs études qui tendent à démontrer l'existence d'un déficit supra liminaire dans des régions où la sensibilité auditive est normale chez des patients atteints de surdité neuro sensorielle ?

Dans une première étude on teste l'identification d'indices de parole dans les graves (<1,5 kHz). On trouve des scores inférieurs à ceux d'un groupe de NE. Si l'on sépare la modulation d'amplitude et la structure fine on constate que la première est bien utilisée mais pas la seconde.

Dans une seconde étude on explore l'identification d'indice de parole dans les régions graves et médiums (1 à 3 kHz), dans le calme et dans le bruit. Dans les graves comme dans les médiums on observe que les scores sont légèrement moins bons que chez un normo-entendant et nettement moins bons que normal en présence de bruit stationnaire ou modulé.

Dans une troisième étude on teste la contribution simultanée des graves et des médiums. On observe alors une importante dégradation des scores d'identification d'indices de parole dans le calme et dans le bruit stationnaire notamment pour un sous-groupe plus âgé.

Dans une quatrième étude on observe l'identification d'indice de parole dans les graves simultanément à un bruit vocal basse fréquence. On observe un léger déficit de score dans la séparation de la parole mais sans corrélation avec le déficit d'identification d'indice de parole dans le bruit.

La cinquième étude on utilise une modélisation informatique de déficit de perception de la parole dans les graves et dans les médiums avec une sensibilité normale (Auditory-periphery model of Zilany 2009). Avec cette approche, le déficit d'identification de la parole peut s'expliquer par la dégradation des CCE et des CCI ainsi que par la perte de fibre du nerf auditif (LS et HS).

Ces différentes observations mettent en évidence l'existence d'un déficit supra liminaire chez les patients atteints de surdité neurosensorielle y compris dans les régions où les seuils audiométriques sont normaux. Les déficits d'identification de la parole sont causés par des déficits supraliminaires comme la réduction de la sélectivité fréquentielle et à un codage temporel anormal.

Ces études mettent en évidence le besoin d'outils bien adaptés pour évaluer les performances de discrimination et d'identification lors du processus d'audition.



## Le profil auditif d'une bonne et d'une mauvaise audition : Auditeurs humains et modèle informatique

Wendy LECLLUYSE, Essex

Wendy Lecluyse et son équipe sont également parti du constat que la sensibilité au seuil ne reflétait pas toutes les dégradations de l'audition. Elle nous présente le concept de « profil auditif » qu'ils ont développé et dans lequel sont explorés plusieurs critères contribuant au processus d'audition. Ce profil auditif comprend donc le seuil liminaire mais également les courbes de compression cochléaire et les courbes de sélectivité fréquentielle.

Avec son groupe elle a automatisé une procédure d'exploration des trois critères et obtient les profils auditifs des patients. En les comparant avec le profil auditif du normo entendant elle fait apparaître des dysfonctionnements particuliers. Et lorsque des profils auditifs ont une sensibilité au seuil identique et des courbes de compressions cochléaire ou de sélectivité fréquentielle différente elle met en évidence les limites diagnostiques du seuil audiométrique.

Dans un deuxième temps, Wendy Lecluyse et son équipe ont créé un modèle informatique de profil auditif idéal en supposant l'intégrité parfaite des mécanismes cochléaires concernés. Ils en déduisent les profils pathologiques particuliers correspondant à la défaillance isolée d'un des mécanismes.

En comparant le modèle idéal avec les profils auditifs d'authentiques patients, il est possible de diagnostiquer précisément une défaillance des CCE ou des CCI ou l'existence d'une S-Zone morte. La lisibilité est parfois difficile car les dysfonctionnements se cumulent et interagissent.

Néanmoins, avec ces travaux, l'insuffisance de la seule courbe audiométrique est à nouveau clairement mise en évidence.

Même si, en l'état, le concept de profil auditif ne réponds pas à toutes les questions, on peut imaginer qu'en affinant la démarche, selon WL « ...l'utilisation du profil auditif peut permettre de diagnostiquer des pathologie sous-jacentes et d'identifier les marqueurs spécifiques d'une perte auditive ».

## Le traitement des informations d'intensité dans la réhabilitation auditive

Christian RENARD, Lille

Christian Renard nous présente les contraintes de l'amplification d'un signal qui doit rentrer dans la dynamique résiduelle tout en respectant les indices de la parole et malgré la présence de bruit ambiant.

Sachant que la sonie des patients varie en fonction du recrutement, alors, il faut gérer l'intensité avec les paramètres de gain et de compression en choisissant la bonne méthodologie.

Pourtant il n'existe pas de règle unique, et une compression trop importante ou mise en œuvre trop rapidement peut dégrader les indices de la parole. De même qu'une mauvaise gestion des gains va également nuire à la préservation de ces indices.

La parole a des caractéristiques dynamiques qui varient de 65 dB dans le grave à 35 dB dans les aigus quand le bruit peut couvrir tout l'espace des intensités c'est à dire de 0 à 100 dB SPL et plus et sur l'ensemble du spectre.

Avec une bonne maîtrise de l'intensité des sources en présence, on obtiendra la meilleure efficacité possible. Si l'on se trouve dans un environnement de bruit stationnaire, c'est la modulation d'amplitude de la parole qui sera exploitée pour la compréhension alors que dans un bruit fluctuant type cocktail party, ce sera l'information utile et audible dans les courts passages de calme.

D'où l'importance, pour bien amplifier, de bien connaître les différentes caractéristiques dynamiques des signaux ; ce qui est constant et ce qui est fluctuant dans la parole et dans le bruit.

## Les limites et les performances du codage dans les implants cochléaires

Jan WOUTERS, Leuven

### Est-ce que les dommages cochléaires peuvent être compensés par les dernières générations de traitement de signal ?

Dan GNANSIA, Nice

Messieurs Wouters et Gnansia ont présenté les performances et les limites actuelles de l'implant cochléaire mais évoquent également les perspectives d'améliorations à venir. Pour les sourds c'est d'abord un outil extraordinaire. La prouesse c'est d'être arrivé à coder le spectre et la dynamique du signal audible avec quelques électrodes et une dynamique électrique réduite. La compréhension de la parole dans le bruit reste difficile mais on obtient de bons scores d'intelligibilité en milieu calme et les mélomanes porteurs d'implant cochléaire sont capables de distinguer le demi ton. De nouvelles stratégies de traitement de signal, notamment dans la dimension temporelle ainsi que des techniques de renforcement d'enveloppes, semblent prometteuses pour améliorer à l'avenir les performances de l'implant cochléaire. L'utilisation de microphones directionnels similaires à ceux utilisés dans les aides auditives conventionnelles permettront une meilleure localisation et ainsi, de meilleur score de compréhension en environnement bruyant. L'appareillage bimodal, avec un IC d'un côté et une aide auditive conventionnelle de l'autre, du fait du traitement interaurale qu'il induit, permet également de meilleures performances dans les situations bruyantes.

Les principaux fabricants avaient envoyés leur représentant pour présenter leur positionnement et leurs stratégies propres pour prendre en charge les surdités et les distorsions sous jacentes.

## Réhabilitation auditive

Mikael MÉNARD

« La réhabilitation auditive d'un patient a pour but de compenser les phénomènes liés à sa perte auditive. Deux étapes distinctes dans les aides auditives Siemens jouent ce rôle. La première « L'adaptation au patient » a pour but d'amplifier les sons afin de palier l'élévation des seuils auditifs et la modification de la croissance de sonie liée à la perte de cellules ciliées. Cette étape est réalisée par l'amplification et la compression des appareils.

La seconde « Le Traitement du signal » se met en place avant l'amplification et a pour but de compenser certaines distorsions cochléaires comme l'élargissement des filtres cochléaires et la perte de sélectivité fréquentielle liés à la perte des cellules ciliées externes. Cette étape est mise en œuvre grâce aux débriteurs et aux modes microphoniques.



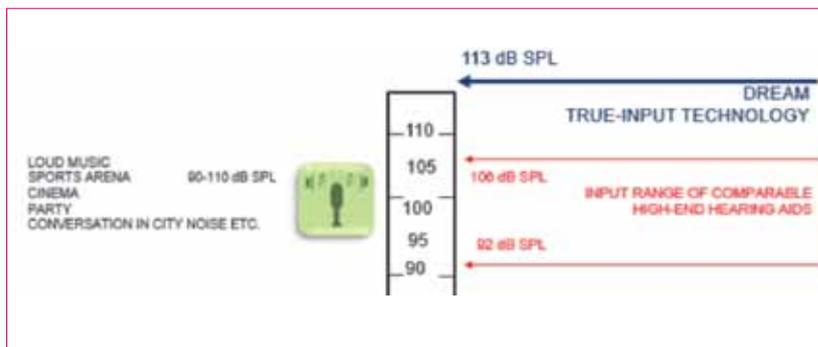
La dernière génération d'aides auditives Siemens vise également à compenser un phénomène essentiel à l'écoute dans le bruit, détérioré avec la baisse de l'audition, l'écoute binaurale. Ces mécanismes se basent sur la capacité du système auditif à bénéficier de deux points d'écoute d'une même scène auditive (nos 2 oreilles). Les différences de temps et d'intensité inhérentes à ces 2 sources permettent au système auditif de filtrer et focaliser sur certains sons. Les algorithmes développés pour la plateforme binax visent à reproduire et compenser ces mécanismes.

Des études ont montrées qu'un groupe de patient mal entendant appareillé avec la dernière technologie binax avait de meilleurs scores d'intelligibilité qu'un groupe de normo-entendant du même âge. »

## Facteurs cognitifs du bénéfice de l'appareillage auditif

**Christophe MICHEYL, PhD**  
**Starkey Hearing Research Center,**  
**Berkeley, California**

Le succès prothétique de l'appareillage auditif dépend de nombreux facteurs. L'un des objectifs des travaux de recherches effectués au Starkey Hearing Research Center de Berkeley est de mieux cerner ces différents facteurs, afin de guider la conception et le réglage des aides auditives. Nous nous intéressons en particulier au rôle des facteurs cognitifs dans la performance et le comportement des individus malentendants dans des situations d'écoutes difficiles, représentatives de la vie quotidienne moderne. Ainsi, dans une des expérimentations réalisées au centre, des participants avaient pour tâche de détecter, puis de suivre, un locuteur cible parmi plusieurs locuteurs. Les résultats révèlent que la performance dans cette tâche est significativement corrélée avec la performance des mêmes sujets dans un test cognitif de « pistage » (trail-making test) utilisé pour mesurer la fonction exécutive reliée au contrôle attentionnel. D'autres études mesurent l'influence de l'amplification sonore sur les performances de décodage phonétique et de décodage sémantique. Les résultats montrent une plus grande variabilité inter-individuelle dans l'effet de l'amplification prothétique sur le décodage sémantique (négligé dans les tests traditionnels d'intelligibilité vocale) que sur le décodage phonétique.



## « D'une distorsion à l'autre »

**Arnaud MAILLOT, audioprothésiste**  
**WIDEX FRANCE**

Dans quelle mesure la prise en charge des distorsions cochléaires par des aides auditives, ne risque-t-elle pas d'ajouter des distorsions aux distorsions ?

Parmi les éléments qui composent une aide auditive, seul le convertisseur analogique/numérique ne permettait pas d'atteindre la limite naturelle de l'oreille de 115dB. Les meilleurs plafonnant à 106 dB.

C'est chose faite depuis l'arrivée de WIDEX DREAM, qui permet une intégration linéaire jusqu'à 113dB.

(Voir visuel au dessus)

Innovation d'autant plus importante que la personne malentendante s'appareille pour mieux entendre et comprendre dans les situations où le signal de parole est le plus dégradé : dans le bruit (fêtes de familles, restaurant...).

Intégration linéaire signifie qu'il n'y a aucune déformation apportée au signal entrant avant 113 dB.

Le processeur numérique peut ainsi extraire et amplifier la parole forte et réduire le bruit fort, grâce au maintien des fonctions de réduction du bruit :

Double-microphone directionnel adaptatif et réducteurs de bruits numériques.

Dès qu'un signal est écrêté, ou comprimé par un AGCI lors de son intégration, il n'est plus possible de l'exploiter.

Les études menées récemment nous le confirment :

AudiologyOnline, Une évaluation clinique de la qualité sonore des aides auditives. 20 octobre 2014. Susan Rawls, AuD, Jamie Weiner, AuD, Rui Nunes, Odilia MacDonald, M.Sc., Aud. (C)

## Les distorsions cochléaires

**Jean-Baptiste LEMASSON,**  
**audioprothésiste D.E.**

**GN ReSound France, responsable**  
**formation et support audiologie.**

Du point de vue du fabricant, lorsque nous parlons de distorsions, l'objectif principal est principalement de ne pas en ajouter à une cochlée qui en crée. Pour cette présentation à l'institut libre Marie Haps, nous focalisons notre attention le maintien de la tonotopie cochléaire, des transitions formantiques et des différences interaurales dans la localisation au travers du Surround Sound by ReSound.

### 1. Warp Technologie

Ce procédé assure un découpage fréquentielle identique à la tonotopie cochléaire. L'équipe de GN ReSound a choisie de proposer des bandes de compression et des bandes de réglage de gain en fonction de l'échelle des Bark afin de préserver le pouvoir masquant des fréquences basses sur les aigues et la résolution fréquentielle naturelle.

### 2. Le point de flexion fréquentiel

L'évolution des directivités permet aux malentendants de percevoir un interlocuteur dans le plan frontal en minimisant l'impact du bruit. Cependant les lois de physique acoustique nous imposent quelques contraintes. Un faisceau directionnel permet de capter les fréquences aigues mais supprime les basses fréquences, la directivité « crée un filtre passe haut ». Le son devient alors métallique et le malentendant peut subir un effet tunnel. Pour y remédier nous proposons une compensation des basses fréquences comme la plupart de nos confrères. Nous proposons un autre système, le point de flexion fréquentiel.



Ainsi nous combinons un mode omnidirectionnel pour les basses fréquences, avant le point de flexion, et un mode directionnel, quand il s'impose, après le point de flexion. Ce procédé nous permet de préserver les transitions formantiques situées dans les basses fréquences et d'optimiser les fréquences aiguës incluses dans le faisceau directionnel de votre choix.

### 3. La compression binaurale

La mise en commun des 4 microphones a permis de résoudre le problème des différences interaurales induites par une compression de type WDRC. Si deux microphones de la même aide auditive permettent de créer un faisceau directionnel, les deux microphones avant, ou arrière, des deux aides auditives permettent de préserver l'ombre acoustique. En mesurant la provenance des sources sonores et leur atténuation entre les deux oreilles nous pouvons adapter une stratégie d'amplification différente pour maintenir les différences de niveau entre les deux oreilles et donc la localisation. Pour revenir aux distorsions, ce procédé permet de maintenir l'attention focalisée et l'effet meilleure oreille en délivrant une bonne localisation et donc une possible extraction du signal utile par les aides auditives supérieures.

### Conclusion

Ce congrès a été l'occasion de faire un large panorama des connaissances et des recherches en cours sur les pathologies du système auditif : les distorsions cochléaires. Plusieurs orateurs ont souligné les limites de l'audiométrie tonale et d'autres ont présenté des pistes pour affiner le diagnostic par l'exploration de la compression cochléaire et de la sélectivité fréquentielle. Des expériences ont montré que des seuils normaux peuvent dissimuler des altérations du codage de la parole. Et les chercheurs en génétique retrouvent les même molécules : conexine 26, prestine... à l'origine des surdités de naissance et intervenant dans certaines altérations du codage cochléaire.

Les audioprothésistes qui font des tests de confort, connaissent depuis longtemps ces dysfonctionnements supraliminaires et croisent au quotidien ces neuropathies auditives.

Alors quels enseignements pour l'appareillage ?

Christian Renard a montré l'importance d'une bonne maîtrise des sources sonores pour mieux restituer la parole au travers de l'aide auditive. Une bonne connaissance des capacités de décodage par des tests vocaux y compris dans les régions à seuils normaux semble également indispensable. Cela permettra d'abord de pronostiquer l'efficacité de l'appareillage, cela aidera ensuite à sélectionner une aide auditive et un traitement de signal pertinent et enfin cela orientera la personnalisation des réglages pour compenser au mieux l'ensemble des distorsions cochléaires en présence.

**ASSURANCES**  
aides auditives

**Cabinet**  
**BAILLY**

Fondé en 1907 - 52600 HORTES

Des garanties complètes :

- PERTE (toutes causes)
- VOL
- CASSE
- PANNE

Des durées au choix :

1 an ou 4 ans

Appareils assurés pendant le prêt

A partir de 25€/an  
CONTRAT  
PARTENAIRES\*

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

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

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

SARL au capital de 1.000.000 € RCS Châssaint 451 620 298  
N° ORIAS : 07013032 <http://www.orias.fr>



## Oticon BrainHearing Un concept exclusif qui n'en a pas fini de faire parler de lui !

### L'oreille écoute.... mais le cerveau comprend !

Tel est le postulat de l'**approche audiologique exclusive d'Oticon, plaçant le cerveau au coeur de la démarche d'appareillage.**



L'audition est un sens bien trop développé et complexe pour résumer la perte d'audition à un audiogramme et ainsi tenter de

la résoudre par une «simple» amplification des sons. En revanche, appréhender la perte auditive comme une gêne globale affectant le cerveau dans des processus cognitifs, permet de prendre en considération davantage de pistes de traitement.

A l'heure où de plus en plus d'études scientifiques démontrent **l'importance de l'appareillage auditif dans la préservation cognitive des seniors**, Oticon a souhaité resserrer le lien de ces résultats avec notre approche audiologique exclusive, **l'approche BrainHearing.**

Dans cette optique, Oticon a invité **Hélène Amieva - Professeur de Psychogérontologie et Chercheur à l'INSERM**

**U897 de Bordeaux** - à venir partager son expérience et les résultats de son étude, sur leur stand au Congrès UNSAF 2015, suite à sa conférence intitulée : « Perte d'audition et déclin cognitif chez le sujet âgé : étude épidémiologique ». Pour voir ou revoir cet événement inédit, rendez-vous sur la page Oticon France sur YouTube !



## « Surdité chez l'adulte : du diagnostic à la réhabilitation auditive » Mercredi 20 Mai 2015 - au Mövenpick Hôtel Paris Neuilly



**L'équipe du Département Otologie, Implants Auditifs et Chirurgie de la Base du Crâne du Groupe Hospitalier de la PITIE-SALPETRI RE, sous l'égide du Pr Olivier Sterkers, a organisé le 20 mai 2015 une soirée d'informations et d'échanges, qui a réuni plus de 80 personnes autour de la thématique de la prise en charge de la surdité chez l'adulte : du diagnostic à la réhabilitation.**

Dans une salle comble, le **Dr Isabelle Mosnier** a accueilli médecins ORL, audioprothésistes, mais aussi médecins généralistes de la région Ile-de-France, venus nombreux pour assister aux conférences, puis prolonger les discussions et partager leurs expériences autour d'un cocktail dînatoire.

Dans son introduction, le Dr Isabelle Mosnier a réaffirmé l'importance **de sensibiliser l'ensemble des professionnels de santé** impliqués en vue d'une meilleure prise en charge des patients, qui passe non seulement par le diagnostic

mais aussi par une bonne orientation en fonction des indications vers la solution la mieux adaptée.

Le **Dr Didier Bouccara** a donc naturellement ouvert les communications avec **l'évaluation et l'orientation thérapeutique des surdités de l'adulte.**

Puis, **M. Eric Bougerolles**, audioprothésiste et responsable Audiologie, Pédiatrie et FM pour la société Oticon, a animé une présentation sur le rôle essentiel de l'aide auditive chez le sujet presbyacousique âgé, lui permettant, avec moins de fatigue cognitive, de « mieux comprendre », et par conséquence de « mieux vivre ».

Dans les cas de surdité de transmission, mixte ou totale unilatérale, les prothèses auditives à ancrage osseux peuvent être indiqués. Le **Dr Yann Nguyen** en a exposé le principe et les indications, et présenté la technique chirurgicale requise.

Lorsque l'appareillage conventionnel n'apporte plus suffisamment de bénéfice au patient et dans les cas de surdité bilatérale sévère à profonde, **l'implant cochléaire** peut alors être préconisé, selon les indications exposées par le **Dr Isabelle Mosnier.**

L'implantation cochléaire est aujourd'hui une solution reconnue et éprouvée, qui permet d'améliorer la qualité de vie des





patients. Chez les adultes, il n'y a pas de limite d'âge supérieure à l'implantation cochléaire, à partir du moment où leur état général de santé et leur évaluation psychocognitive le permettent.

Tout comme les séances de réglages, le **rôle de la rééducation orthophonique** est essentiel pour pouvoir bénéficier des meilleurs résultats de l'implant cochléaire, comme l'a exposé **Mme Emmanuelle Ambert-Dahan**.

En conclusion, le **Pr Olivier Sterkers** a rappelé les liens et les échanges collaboratifs fondamentaux entre les équipes du CHU, les audioprothésistes et les médecins ORL, qui permettent aux patients la meilleure prise en charge possible pour leur proposer la solution la plus adaptée à leur situation.

## Les 5 points clés à retenir :

**1 Le diagnostic** : des outils simples d'utilisation et efficaces sont aujourd'hui accessibles pour dépister le plus précocement possible la surdité, y compris aux médecins généralistes. Le dépistage, aujourd'hui réalisé dès la naissance, et la bonne orientation des patients, sont déterminants dans la réussite de leur prise en charge. Même dans les cas de surdités majeures, des solutions existent. Les aides auditives modernes ne se limitent plus à la

simple correction de la perte périphérique. Leurs traitements de signaux sont désormais conçus pour s'adresser directement aux fonctions cognitives. Les sujets âgés bénéficient tout particulièrement de ces technologies qui améliorent la compréhension tout en réduisant la charge cognitive.

**2** Les progrès, tant au niveau des technologies utilisées par les fabricants que de la chirurgie, permettent de proposer des **systèmes d'implants auditifs** efficaces et fiables aux patients, en fonction des types et des degrés de surdité:

- **Implants cochléaires** : pour les surdités de perception bilatérales sévères à profondes.

- **Prothèses auditives à ancrage osseux**:

- Pour les surdités de transmission ou mixtes, pour lesquelles la moyenne des seuils en conduction osseuse doit être inférieure ou égale à 55 dBHL.

- Pour les surdités totales unilatérales, pour lesquelles la moyenne des seuils en conduction aérienne de l'oreille entendante doit être inférieure ou égale à 20 dBHL.

**3 Les indications d'implantation cochléaire:**

**Chez l'adulte :**

- Pas de limite d'âge supérieure, mais évaluation psychocognitive préalable du sujet âgé.

- Discrimination inférieure ou égale à 50% lors de tests d'audiométrie vocale (liste de Fournier ou équivalent) pratiqués à 60dB, en champ libre, avec prothèses bien adaptées.

**4** Le **centre d'implantation** est organisé autour d'une équipe multidisciplinaire, réunissant les compétences suivantes : **chirurgien** (expérimenté en chirurgie otologique), **médecin ORL audiologiste, orthophoniste, psychologue, audioprothésiste, radiologue** spécialisé en imagerie otologique.

Son rôle consiste à assurer le bilan et l'évaluation préopératoire, l'implantation chirurgicale, les bilans orthophoniques et le suivi à long terme, ainsi que les réglages.

**5** Le **rôle de l'orthophoniste** est essentiel et souvent oublié dans la prise en charge des surdités modérées à sévères (surtout chez le sujet âgé). Son rôle est également majeur lors d'une implantation cochléaire : à la fois pour le bilan pré-implantation, mais surtout pour la réhabilitation.

*Des outils de réhabilitation ont été développés par la société Oticon Medical.*

*Ces supports sont dédiés à l'accompagnement des orthophonistes dans leur travail de rééducation, et sont disponibles sur simple demande.*

*Avec la participation des sociétés :*



## Oticon Summer Camp

Du 19 au 23 août 2015

Pour la **10<sup>ème</sup> année consécutive**, Oticon organise son **Summer Camp au Danemark du 19 au 23 août**.

Ce sont plus de **50 étudiants du monde entier en audioprothèse** qui se retrouveront au **centre de Recherche et Développement d'Eriksholm**, au Danemark, pour une conférence éducative sponsorisée par la Fondation Oticon.

Durant ces 4 jours, les étudiants participeront à un programme complet de séminaires, discussions et autres ateliers, couvrant une grande variété de sujets, d'outils et de techniques contribuant au succès de l'expérience auditive des patients.

Contact : Géraldine Defour  
Responsable Marketing & Communication Oticon France  
Tel : 01 41 88 01 59 - Email : gd@oticon.fr



Rencontrer, partager, découvrir, apprendre...  
Et si cette année vous y étiez ?



## Formations

### 122<sup>ème</sup> édition du congrès de la SFORL

10, 11 et 12 octobre 2015



Le congrès de la Société Française d'ORL est un événement incontournable au sein de notre spécialité. Son secrétaire général, Frédéric Chabolle, a su fédérer toutes les énergies avec efficacité, relayé maintenant par Dominique Chevalier.

Depuis qu'il se déroule au Palais des Congrès Porte Maillot, chaque année est l'occasion de le rendre encore plus attractif. Indispensable aux ORL pour rencontrer les partenaires commerciaux et industriels, voir et essayer de nouveaux matériels, il s'est enrichi au fil des années de sessions faisant partie intégrante de l'organisation du congrès.

Ce furent les ateliers de perfectionnement, puis les ateliers DPC.

Ce sont surtout les tables rondes qui recueillent l'intérêt le plus grand des spécialistes ORL. Les miniséminaires ont pour objectif de traiter un thème en 2 heures par un groupe d'experts sous la direction du Collège Français d'ORL et de la Société Française d'ORL. Les séminaires du Collège Français d'ORL et chirurgie de la face et du cou permettent de faire des cours de chirurgie plastique et d'audiophonologie aux internes inscrits au DES. Ils s'adressent aussi aux ORL en exercice qui souhaitent faire le point sur des questions relevant de la formation initiale. A un même niveau, les jeunes universitaires font un cours sur la question de niveau 2<sup>o</sup> ou 3<sup>o</sup> cycle proposée par le Conseil National des Universités (CNU).

#### Renseignements

<http://www.congres-sforl.fr>

### Formations ACFOS



#### Retard d'évolution linguistique après implant cochléaire : quel bilan, quelles solutions ? 15, 16 octobre 2015

##### Objectif

- Définir les retards d'évolution linguistiques,
- Améliorer le dépistage des troubles associés chez l'enfant implanté et proposer un algorithme diagnostic,
- Répondre aux interrogations des professionnels concernant la prise en charge pratique des enfants implantés ayant des troubles linguistiques spécifiques.

##### Contenu

- Facteurs de risque et contexte médical/ bilan médical/bilan psychométrique,
- Eléments cliniques et orthophoniques,
- Evaluation orthophonique et neurolinguistique,
- Quels aménagements de prise en charge ?
- Cas cliniques.

##### Modalités

Exposés théoriques  
Vidéos  
Discussions

##### Intervenants

Chantal Descourtieux, Orthophoniste  
Dr Marine Parodi, ORL  
Isabelle Prang, Orthophoniste  
Caroline Rebichon, Psychologue

##### Renseignements

**Acfos**  
11 rue de Clichy 75009 Paris  
Tél. 09 50 24 27 87  
Fax. 01 48 74 14 01  
contact@acfos.org  
Site : www.acfos.org

### Diplôme d'université d'audiophonologie et otologie de l'enfant

Année 2015 - 2016

Service d'ORL Pédiatrique et de Chirurgie Cervico-faciale  
Hôpital Universitaire Necker  
Enfants-Malades  
Université Paris V,  
Faculté de Médecine Paris-Descartes

##### Directeur d'enseignement :

Pr E.N. Garabédian

##### Responsables de l'enseignement d'Audiophonologie :

Dr N. Loundon, Pr V Couloigner

##### Responsables de l'enseignement d'Otologie :

Pr F. Denoyelle, Dr N. Leboulanger

Ouvert aux médecins ORL, phoniatres, médecins de centres spécialisés, orthophonistes, audioprothésistes, psychologues, professeurs de sourds, instituteurs spécialisés.

Comportant un tronc commun obligatoire d'audiophonologie et une option otologie réservée aux médecins ORL.

Organisation de l'enseignement sur 9 vendredis et un jeudi entre novembre 2015 et juin 2016 (cours théoriques et cours pratiques) avec clôture du diplôme par examen écrit.

##### Frais d'inscription

884 euros  
(Internes et formation initiale 428 euros).  
Agrément Formation Médicale Continue  
Agrément Formation Permanente

##### Renseignements

###### Secrétariat

Tél : 01 71 39 67 84  
Fax : 01 71 39 67 00

##### Clôture des inscriptions

13 novembre 2015

##### Recommandé par le Comité

**Français du Bureau International d'Audiophonologie.**



## ■ Audioprothèses implantables chez l'adulte

Année 2015 - 2016

### Avertissement

Cette formation diplômante peut entrer dans le cadre de la :

- Formation Initiale (FI) : étudiants (internes, licence, master...), chefs de clinique inscrits en DESC.
- Formation Continue Individuelle (FCI) : libéraux, salariés et individuels non pris en charge.
- Formation Continue Employeur (FCE) : demandeurs d'emploi et salariés avec prise en charge financière.

### Responsables

Pr. Bernard Meyer  
Pr. Olivier Sterkers

### Public et prérequis

Titulaires du diplôme d'État de docteur en médecine, internes nommés aux concours et inscrits au DES d'O.R.L., titulaires du diplôme d'un pays étranger permettant d'exercer la médecine dans ce pays et pouvant justifier d'une compétence en O.R.L., titulaires d'un diplôme d'orthophoniste ou étudiants en orthophonie, titulaires d'un diplôme d'audioprothésiste ou étudiants audioprothésistes, titulaires d'un diplôme de psychologie et étudiant en psychologie, les étudiants d'un diplôme d'IUT, d'électronique ou informatique, les étudiants élèves d'Écoles d'Ingénieurs.

### Objectifs

**Objectif principal** : principes, indications et modalités de prise en charge des différentes prothèses auditives implantables chez l'adulte.

**Objectifs secondaires** : connaissance des bases anatomo-physiologiques de l'audition - diagnostic et évaluation de la surdité chez l'adulte - connaissance pour chaque implant auditif de ses principes de fonctionnement, indications et modalités de mise en place, de réglage et de suivi - connaissance des principes chirurgicaux pour les prothèses implantables - première approche des réglages des implants cochléaires et des prothèses implantables - actualisation des connaissances à partir des études récentes pour chaque dispositif - connaissance des données médico-économiques rattachées aux implants auditifs

### Contenus

- **Cours théoriques** : Physiologie de l'audition - Bilan et prise en charge des surdités - Présentation des prothèses auditives traditionnelles et des différents dispositifs implantables (implant d'oreille moyenne, prothèse à ancrage osseux, implant cochléaire) : principe du traitement du signal, indications, technique chirurgicale, principe généraux des réglages, complications, suivi.
- **Travaux dirigés** : suivi de réglages et de bilans de patients implantés cochléaires dans le Centre Référent pour l'implant cochléaire chez l'adulte en Ile de France (Pitié-Salpêtrière) - ateliers pour une première approche des réglages pour les 4 fabricants - en fonction des demandes et en alternative, il pourra être proposé un atelier pratique de dissection des rochers.

### Organisation

Formation en 3 modules de 2 jours ½ et un module de TD de 2 jours avec ateliers de réglages.

- enseignement théorique : 40 heures.
  - enseignements dirigés : 30 heures.
- Session supplémentaire de deux jours de travaux dirigés : soit un atelier de réglage des implants, soit un cours de chirurgie du rocher

### Calendrier

Jeudi 3, Vendredi 4 et Samedi 5 décembre 2015

Jeudi 14, Vendredi 15 et samedi 16 Janvier 2016

Jeudi 10, vendredi 11 et samedi 12 Mars 2016.

Le samedi, les cours auront lieu uniquement le matin.

Session pratique les jeudi 21 et vendredi 22 Avril 2015.

Le jeudi et vendredi, de 9 heures à 17 heures.

Examen le vendredi 10 Juin au matin.

### Clôture des inscriptions pédagogiques

31 Octobre 2015.

### Contrôle des connaissances

Epreuve écrite

### Validation

Diplôme d'Université.

### Tarif

Droits universitaires : 261,10 euros

Droits d'enseignement :

F. Initiale : 152 euros

F.C Employeur : 1 000 euros

### Inscription Pédagogique

Autorisation d'inscription pédagogique préalable à l'inscription administrative et renseignements pédagogiques

Mme Fontaine - Dr. I. Mosnier

GH Pitié-Salpêtrière Unité d'Otologie, Implants Auditifs et Chirurgie de la Base du Crâne

Bâtiment Castaigne  
47-83 Boulevard de l'Hôpital  
75651 Paris Cedex 13

Tel : 01 42 16 26 03

Fax : 01 42 16 26 05

email : labo-audio.ori@psl.aphp.fr ou

isabelle.mosnier@psl.aphp.fr

### Inscription administrative

**Faculté de Médecine Pierre et Marie Curie (Code 04E8)**

« Les Cordeliers »

15, rue de l'école de médecine

Esc. H - RDC

75006 Paris

Tél. : 01 44.27.45.76/82 ou 94

Email : scolmed3@upmc.fr

### Renseignements,

**tarifs et dossier téléchargeables :**

www.fmpmc.upmc.fr

(Formations, inscriptions)

### Inscription préalable pour prise en charge par un financeur : (FCE)

**UPMC - Formation Continue**

www.fc.upmc.fr (Code D137)

Tél : 01.44.27.82.87/46/47/49/45

Fax 01.44.27.82.95

fcmedecine@upmc.fr



# > AGENDA

## JUILLET 2015

### 17<sup>ème</sup> Congrès de la Fédération mondiale des sourds

Mise en place d'un dépistage généralisé à l'échelle régionale : organisation de la maternité au diagnostic.

Du Mardi 28 Juillet 2015 au dimanche 02 Août 2015 - Istanbul (Turquie)

Info : <http://wfdeaf.org/>

## NOVEMBRE 2015

### Rencontres de la Société Française de Réflexion Sensori-Cognitive (SOFRESC)

Colloque

28 novembre 2015 - Centre Luxembourg, 103, boulevard, Saint Michel, Paris 5

[www.sofresc.com](http://www.sofresc.com)

## OCTOBRE 2015

### ACFOS Formation professionnelle

Retard d'évolution linguistique après implant cochléaire : quel bilan, quelles solutions ?

Les 15 et 16 octobre 2015 à Paris

Info : [contact@acfos.org](mailto:contact@acfos.org)

### 35<sup>èmes</sup> Journées Annuelles de la Société Française de Gériatrie et Gérontologie

Du 21 au 23 Octobre au centre de conférence Paris Marriott Rive Gauche.

Adapter la société au vieillissement démographique, innover par la silver économie... la question du vieillissement est plus que jamais au premier plan des préoccupations de notre société. La SFGG par ses journées annuelles va permettre aux experts gériatres et gérontologues de débattre des questions d'actualités et d'échanger autour des nouveaux questionnements de recherche en matière de vieillissement.

Info : <http://www.jasfgg2015.com/>



## DÉCEMBRE 2015

### Enseignement Post-Universitaire

Les les 4 et 5 décembre 2015

Info : <http://www.college-nat-audio.fr/>



**La Mutualité Française Aude recherche pour ses centres AUDITION MUTUALISTE**

**un(e) audioprothésiste  
(Diplôme d'Etat d'Audioprothésiste)  
en CDI.**

- Temps plein
- Poste à pourvoir immédiatement
- Avantages sociaux (mutuelle, chèques déjeuners, CE...)
- Rémunération fixe + variable

**Adresser votre candidature :**

MUTUALITE FRANCAISE AUDE  
Mlle Virginie ZIMOCH, Directrice Générale  
63, rue Antoine Marty - 11000 CARCASSONNE  
contact@mutualite-11.com



*L'audition pour passion*

**DYAPASON recherche des audioprothésistes DE pour différents membres adhérents à son réseau.**

**Merci de faire parvenir votre candidature en précisant la région souhaitée à :  
Philippe Delbort 06 98 20 64 46  
philippe.delbort@gmail.com**

Audition Conseil  
**RECRUTE**



Nouveau spot TV Audition Conseil

**Audioprothésistes D.E.**  
postes à pourvoir toutes régions

Merci de nous faire parvenir votre candidature en précisant la région souhaitée :  
o.delatour@auditionconseil.fr

330 centres indépendants en France

■ [www.auditionconseil.fr](http://www.auditionconseil.fr)  

Les Cahiers de  
**l'Audition** LA REVUE  
DU COLLEGE  
NATIONAL  
D'AUDIOPROTHESE

**Offres d'emplois  
Ventes et achats de matériel  
Cessions et recherches  
de fonds de commerce**

**Déposez vos petites annonces !**

*Pour tout renseignement :*

**Collège National d'Audioprothèse**  
cna.paris@orange.fr  
03.21.77.91.24





Première mondiale !

Innovation Siemens.

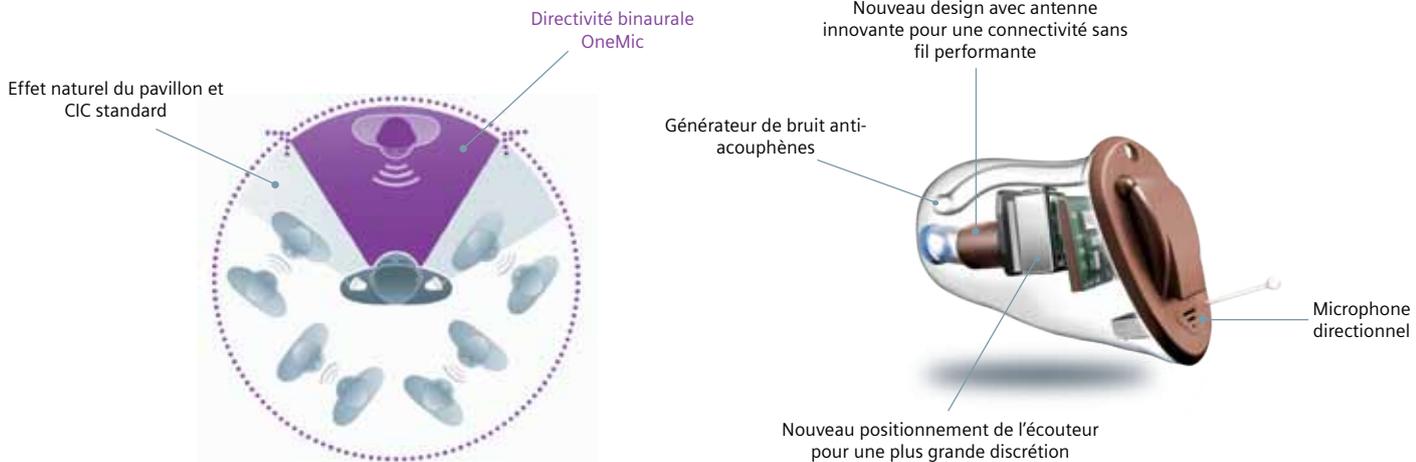
[www.bestsound-technology.fr](http://www.bestsound-technology.fr)

## Le nouvel Insio et la directivité binaurale OneMic. Même pour les petits intra-auriculaires CICs.

Une première mondiale : la directivité binaurale OneMic.  
Pour une écoute directionnelle naturelle optimisée - même en CIC.

Insio binax™ propose une première mondiale incroyable : maintenant même les aides auditives équipées d'un seul microphone, comme les petits CICs, peuvent offrir une véritable directivité. Positionnés dans le conduit auditif, les CICs standards bénéficient des effets directionnels du pavillon. Maintenant grâce à la directivité binaurale OneMic, les CICs Insio binax peuvent même améliorer cet effet directionnel. Un tel résultat ne pourrait pas être atteint sans la technologie binaurale supérieure binax !

► Avec la directivité binaurale OneMic, les microphones focalisent vers l'avant pour une meilleure compréhension directionnelle de la parole, notamment dans les situations bruyantes - même en CICs.



Les nouveaux modèles Insio binax (en fonction du modèle) sont compatibles avec les nouveaux accessoires binax : la télécommande easyTek™ et son application easyTek App™, mais également la nouvelle application touchControl App™, sans aucun relais nécessaire - même les plus petits IICs !



Life sounds brilliant.\*



# MIEUX ENTENDRE MIEUX SE CONNECTER

## Les sans-fil dans l'air du temps

# 900<sup>sync</sup>

La gamme **Z Series** repose sur la technologie **900sync**, notre nouveau système sans-fil qui offre des performances constantes, même dans les environnements les plus difficiles, grâce à une nouvelle radio peu énergivore, la première en son genre dans le secteur de la santé auditive.

La technologie 900sync offre des performances sans-fil optimales en toutes circonstances.

Grâce à un savant mélange, à savoir la technologie 900sync et des nouvelles fonctions telles que Streaming spatial et Stream Boost, vos patients profitent d'une expérience auditive naturelle et qualitative, et tout cela sans recourir à un accessoire relais.

Améliorer son audition  
et son bien-être, c'est  
possible avec  
la Z Series



## MIEUX ENTENDRE MIEUX VIVRE

## Z series

Starkey France 23 rue Claude Nicolas Ledoux - Europarc  
94046 CRETEIL CEDEX - N° vert 0800 06 29 53

[www.starkeyfrancepro.com](http://www.starkeyfrancepro.com)  
[www.starkey.fr](http://www.starkey.fr)



L'audition est notre mission™