

# Les Cahiers de l'Audition

LA REVUE  
DU COLLEGE  
NATIONAL  
D'AUDIOPROTHESE

Volume 26 - Mai/Juin 2013 - Numéro 3



## Dossier

Innovations scientifiques,  
technologiques et robotiques  
en audiologie



Notes de lecture



Actualités / Annonces



Interview

Guy Le HER par Arnaud COEZ



Métier et technique

Intelligibilité prédite,  
intelligibilité perçue (1<sup>ère</sup> partie)

Xavier DELERCE



Veille acouphènes

BAHIA : un nouveau questionnaire  
poly-paradigmatique

Philippe LURQUIN, Maud REAL, O. LELEU



Veille implants cochléaires

Les implants cochléaires :  
un passé remarquable et un brillant  
avenir (suite et fin) Emeric KATONA



# Phonak Audéo Q

Petite taille. Grandes performances.

Voici Audéo Q, le tout nouveau membre de la plateforme révolutionnaire Phonak Quest. Dotée de la Technologie Binaurale VoiceStream™ cette nouvelle gamme de RIC offre une qualité sonore et des performances incomparables où cela compte le plus : dans les environnements d'écoute les plus difficiles. Phonak Audéo Q est disponible dans trois nouveaux designs et dans de nouveaux coloris élégants, avec une option bobine d'induction qui permet un port discret et un grand confort d'utilisation. Audéo Q garantit un taux d'adaptation nettement supérieur pour satisfaire davantage les clients qui peuvent utiliser leurs aides auditives dès leur premier rendez-vous. Audéo Q est disponible dans quatre niveaux de performances et chaque modèle propose une option générateur de bruit pour les acouphènes. Audéo Q est l'appareil dont vous et vos patients RIC avez toujours rêvé. Adressez-vous dès aujourd'hui à votre délégué commercial Phonak pour en savoir plus.

Pour en savoir plus sur la science derrière la plateforme Phonak Quest, visitez le site Web [www.phonakpro.com/evidence-fr](http://www.phonakpro.com/evidence-fr)

**PHONAK**  
life is on



## 3 Editorial

Paul AVAN



## 5 Le mot du Président du Collège

Eric BIZAGUET



## 6 Dossier : Innovations scientifiques, technologiques et robotiques en audiologie

**NIRS (Near Infrared Spectroscopy) :**

**Principes généraux de cette nouvelle technique de neuroimagerie et contribution à la recherche aux origines du langage**

Camillia BOUCHON, Nawal ABBOUB, Judit GERVAIN

**Intérêts des potentiels évoqués auditifs corticaux chez l'enfant avec une réhabilitation auditive**

David BAKHOS MD, PhD, Emmanuel LESCANNE MD PhD, Sylvie ROUX, Frédérique BONNET-BRILHAULT MD, PhD, Nicole BRUNEAU PhD

**Robot d'assistance à la microchirurgie otologique**

Mathieu MIROIR, Yann NGUYEN, Guillaume KAZMITCHEFF, Evelyne FERRARY et Olivier STERKERS



## 26 Cas clinique

**Surdité centrale : une prise en charge prothétique atypique**

Francois DEJEAN



## 28 Métier et technique

**Intelligibilité prédite, intelligibilité perçue**

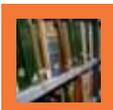
**1<sup>ère</sup> partie : le SII (Speech Intelligibility Index) en audioprothèse**

Xavier DELERCE



## 34 Interview

Guy Le HER Arnaud COEZ



## 38 Notes de lecture

François DEGOVE



## 40 Veille acouphènes

**BAHIA : un nouveau questionnaire poly-paradigmatique.**

**Le nouveau « couteau suisse » de l'audioprothésiste ?**

Philippe LURQUIN, Maud REAL, O. LELEU



## 44 Veille implants cochléaires

**Les implants cochléaires :**

**un passé remarquable et un brillant avenir (suite et fin)**

Emeric KATONA



## 48 Veille technique

ACCEO, BERNAFON, MED-EL, OTICON, PHONAK, SIEMENS, STARKEY, WIDEX



## 64 Actualités et agenda



## 71 Annonces

### Liste des annonceurs

Annuaire Français  
d'Audiophonologie - Bernafon -  
Cabinet Bailly - Med-El -  
Phonak - Siemens -  
Sonic - Starkey - Widex

Les Cahiers de l'Audition  
Mai/Juin 2013 - Vol 26 - N°3

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

## Editeur

Collège National d'Audioprothèse  
Président Eric BIZAGUET  
LCA - 20 rue Thérèse  
75001 Paris  
Tél. 01 42 96 87 77  
eric.bizaguet@lcab.fr

## Directeur de la publication

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

## Co-directeur de la publication et rédacteur

Arnaud COEZ  
LCA - 20 rue Thérèse  
75001 Paris  
Tél. 01 42 96 87 77  
arnaud.coez@lcab.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  
32, rue du Temple  
75004 Paris  
Tél. 01 42 78 68 21  
stephanie.bertet@mbq.fr

## Abonnements, publicités et annonces

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

## Dépot Légal à date de parution

Mai/Juin 2013 Vol. 26 N°3  
Imprimé par Néo-typo - Besançon

# Le Collège National d'Audioprothèse

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



Eric  
BIZAGUET



Frank  
LEFEVRE



Stéphane  
LAURENT



Xavier  
RENARD



Eric  
HANS



Jérôme  
JILLIOT



François  
LE HER



Arnaud  
COEZ

## Membres du Collège National d'Audioprothèse



Kamel  
ADJOUT



Patrick  
ARTHAUD



Jean-Claude  
AUDRY



Bernard  
AZEMA



Jean  
BANCONS



Jean-Paul  
BERAHA



Hervé  
BISCHOFF



Geneviève  
BIZAGUET



Jean-Jacques  
BLANCHET



Daniel  
CHEVILLARD



Christine  
DAGAIN



Ronald  
DE BOCK



Xavier  
DEBRUILLE



François  
DEGÖVE



François  
DEJEAN



Jean-Baptiste  
DELANDE



Xavier  
DELERCE



Matthieu  
DEL RIO



Charles  
ELCABACHE



Robert  
FAGGIANO



Stéphane  
GARNIER



Thierry  
GARNIER



Alexandre  
GAULT



Grégory  
GERBAUD



Céline  
GUEMAS



Bernard  
HUGON



Yves  
LASRY



Maryvonne  
NICOT-  
MASSIAS



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  
DÓDELE



Philippe  
ESTOPPEY



André  
GRAFF



Bruno  
LUCARELLI



Philippe  
LURQUIN



Leonardo  
MAGNELLI



Carlos  
MARTINEZ  
OSORIO



Thierry  
RENGET



Juan Martinez  
SAN JOSE



Christoph  
SCHWOB



Elie EL ZIR  
Membre Correspondant  
étranger associé



**Paul AVAN**

Les trois articles qui constituent le dossier de ce numéro tournent autour d'une même notion clé, celle de cartographie. Ce terme est utilisé dans deux acceptions complémentaires, fonctionnelle et chirurgicale. Dans les deux cas, notre connaissance du traitement intégré des informations auditives, et notre capacité à réhabiliter un déficit périphérique, franchissent un degré de finesse et de précision encore inespéré il y a seulement quelques années.

On peut désormais rêver, à une intervention prothétique sur mesure, à une mise en place robotisée fiable de dispositifs de plus en plus capables de simuler le travail d'une oreille moyenne ou d'une cochlée saine, à des évaluations fonctionnelles périodiques non invasives du développement des fonctions auditives subtiles que l'appareillage aura réussi à restaurer. La marche vers une pratique futuriste de l'audioprothèse, en parfaite complémentarité avec ce que l'ingénierie cellulaire et génétique aura rendu possible, est inéluctable et nous devons nous y préparer.

Certes, l'imagerie fonctionnelle par TEP ou IRM fonctionnelle existe depuis deux décennies, mais certains défauts, l'utilisation d'isotopes radioactifs ou le bruit de l'infrastructure, font obstacle à une utilisation chez certaines populations, notamment pédiatriques. La spectroscopie infrarouge transcrânienne offre une très élégante alternative. Les potentiels évoqués auditifs corticaux remontent aux travaux de Pauline et Hallowell Davis, en 1930, mais leur intérêt est transformé par l'utilisation de méthodes cartographiques et par de belles études développementales qui permettent désormais de disséquer la signification des différentes ondes et de leur attribuer une signification en termes de traitement des messages acoustiques. Enfin l'idée d'utiliser des robots en microchirurgie bénéficie d'une convergence de moyens offerts par la micromécanique et l'informatique, qui coïncident admirablement avec le degré de miniaturisation atteint par les appareils à mettre en place, et avec la hardiesse croissante des chirurgiens ORL, confiants de pouvoir restaurer des fonctionnalités fines.

Ce numéro nous offre une deuxième opportunité, celle de nous faire découvrir ces nouvelles méthodes d'exploration par la plume même de chercheurs de trois laboratoires français de pointe, qui ont contribué à de nombreuses avancées récentes dans les trois domaines couverts par le dossier, et savent combiner imagination et pédagogie : merci à eux. Mais ce qui suscite notre enthousiasme provoque ipso facto quelques interrogations, dérangeantes si elles devaient rester sans réponse... pendant combien de temps pourrons-nous encore décrire une surdité de perception par la simple approche audiométrique tonale, première étape indispensable d'un bilan, mais qui reste parfois -heureusement de moins en moins souvent mais parfois quand même-, la seule étape franchie lorsque l'on consulte un dossier ? et comment devons-nous envisager la formation, quand la prise en charge des déficits neurosensoriels auditifs s'oriente vers un tel degré de sophistication ? Les Cahiers de l'Audition et le Collège National d'Audioprothèse, tout comme l'UNSAF dont la journée scientifique annuelle se fait le relais de ces avancées conceptuelles et techniques, s'inscrivent déjà depuis longtemps au cœur de ces réflexions.

**Paul AVAN**



Les solutions d'implants auditifs  
 MED-EL établissent les standards  
 de performance, de fiabilité et  
 de facilité d'utilisation.

**MED<sup>®</sup>EL**



**MAESTRO<sup>®</sup>**  
 Système d'implant  
 cochléaire



**EAS<sup>®</sup>**  
 Stimulation électrique  
 acoustique combinée



**BONEBRIDGE<sup>™</sup>**  
 Système d'implant  
 à conduction osseuse



**VIBRANT  
 SOUNDBRIDGE<sup>®</sup>**  
 Implant d'oreille moyenne

hearLIFE

HearPeers.com



medel.com



# LE MOT DU PRESIDENT DU COLLEGE



L'annonce officielle de la création de deux nouvelles écoles d'audioprothèse, l'une à Cahors, l'autre à Bordeaux, avec la possibilité de formation de 15 étudiants par an sur chaque site finalisent les rumeurs à ce sujet. Le nombre de centres de formation sera donc de 7 à partir de 2014 et il est logique de penser que 170 étudiants obtiendront leur diplôme chaque année, répondant ainsi aux différentes études réalisées à partir de la pyramide des âges et des besoins de la population.

La couverture des besoins en audioprothésistes diplômés et la connaissance des dérives commerciales d'autres professions, dont le surplus de diplômés par rapport aux besoins réels conduit à augmenter les prix des produits et prestations, devraient conduire les pouvoirs publics à participer à la recherche d'un consensus de régulation concernant notre profession.

Les nouvelles écoles seront universitaires, seront indépendantes de toute attache commerciale et délivreront le diplôme d'Etat d'Audioprothésiste en étant tenues aux mêmes obligations et programmes que les écoles existantes.

Par ailleurs, les statuts du Collège National d'Audioprothèse lui donne la mission de regrouper les Audioprothésistes ayant participé ou aptes à participer à l'enseignement préparatoire au Diplôme d'Etat d'Audioprothésiste, permettant ainsi aux Directeurs des enseignements préparatoires au diplôme d'Etat d'Audioprothésiste de disposer d'un corps professionnel compétent.

La mission du Collège est donc d'accompagner ces nouvelles écoles dont la légalité ne peut être remise en question de façon à respecter la volonté des créateurs de notre profession, à savoir la mise en place d'une formation unique pour une harmonisation des prises en charge.

On retrouve cette volonté dans l'interview de Guy Le Her qui fut un des acteurs de la création de notre profession. Il nous décrit la genèse de la loi régissant toujours et heureusement notre exercice professionnel en nous rappelant qu'à

cette époque s'opposaient deux catégories de professionnels, ceux qui défendaient l'itinérance et ceux qui prônaient une activité encadrée, normalisée et paramédicale.

On voit bien le parallèle en retrouvant actuellement une telle opposition entre ceux qui souhaitent faire évoluer le circuit de distribution vers une simple activité commerciale où la publicité, mensongère ou non, est utilisée dans un but de drainer la clientèle et ceux qui considèrent la prothèse auditive comme un dispositif médical dont la principale qualité est de s'intégrer dans une notion de prestation de service indissociable de l'aide auditive.

Cette opposition s'intègre dans un contexte beaucoup plus large où les OCAM aimeraient jouer un rôle d'arbitre en modifiant les rapports normaux de confiance et de libre choix entre les patients et les professionnels. Leur fonctionnement les conduit actuellement à imposer des critères d'intégration dans leur réseau sans qu'une discussion ait été engagée avec les instances représentatives de notre profession, créant ainsi un ultimatum et surtout l'impossibilité d'une harmonisation de la prise en charge des patients. Le fatalisme ne doit cependant pas nous conduire à l'immobilisme comme le montre les différentes publications indiquant que ces OCAM doivent elles aussi respecter les décisions légales et attendre que les textes aient été votés pour pouvoir les appliquer. Ce qui nous conduit actuellement à nous interroger sur les futures actions à mener pour permettre à notre profession de pouvoir continuer à exercer son art en conservant son indépendance de choix et prise en charge.

De nombreux travaux devront donc être lancés à la rentrée en coopération avec l'UNSAF pour rechercher un consensus acceptable par les pouvoirs publics et l'ensemble de notre profession au niveau de sujets aussi différents que ceux de la formation initiale, de l'entrée de notre profession dans le LMD, de la formation continue devenue depuis Janvier 2013 obligatoire, de l'éthique et de l'utilisation de la publicité et pour finir des différentes possibilités de prise en charge des aides auditives par les organismes sociaux.

**Eric BIZAGUET**  
Audioprothésiste D.E.  
Président du Collège  
National  
d'Audioprothèse  
LCA - 20 rue Thérèse  
75001 Paris  
[eric.bizaguet@lcab.fr](mailto:eric.bizaguet@lcab.fr)

# > Dossier

## Innovations scientifiques, technologiques et robotiques en audiologie

- 7 NIRS (Near Infrared Spectroscopy) : Principes généraux de cette nouvelle technique de neuroimagerie et contribution à la recherche aux origines du langage**  
Camillia BOUCHON, Nawal ABOUB, Judit GERVAIN
- 16 Intérêts des potentiels évoqués auditifs corticaux chez l'enfant avec une réhabilitation auditive**  
David BAKHOS MD, PhD, Emmanuel LESCANNE MD, PhD,  
Sylvie ROUX, Frédérique BONNET-BRILHAULT MD, PhD,  
Nicole BRUNEAU, PhD
- 24 Robot d'assistance à la microchirurgie otologique**  
Mathieu MIROIR, Yann NGUYEN, Guillaume KAZMITCHEFF,  
Evelyne FERRARY et Olivier STERKERS

# Dossier

## NIRS (Near Infrared Spectroscopy) : Principes généraux de cette nouvelle technique de neuroimagerie et contribution à la recherche aux origines du langage



Ces dernières années ont été marquées par un avancement remarquable des diverses techniques d'imagerie cérébrale, notamment l'Electroencéphalogramme (EEG), l'Imagerie par résonance magnétique (IRM), la Tomographie par émission de position (PET), la Magnétoencéphalographie (MEG) ou encore l'imagerie optique, ou spectroscopie proche infrarouge (*near-infrared spectroscopy*, NIRS). Ces techniques ont permis d'approcher de plus près de l'organisation cérébrale tant au point de vue anatomique que fonctionnel. Néanmoins, de nombreuses techniques restent difficilement applicables pour des études développementales, en particulier, aux plus jeunes nourrissons, car elles présentent des contraintes (immobilité, usage de radio traceur) et des inconvénients (bruits) rendant leur usage courant peu pratique chez ces participants vulnérables. En revanche la NIRS présente plusieurs avantages pratiques, notamment son utilisation silencieuse ainsi que des contraintes de mouvement beaucoup moins strictes que l'EEG notamment.

Depuis son introduction dans la recherche neurocognitive développementale il y a 15 ans (Meek et al. 1998), la NIRS a déjà apporté de nombreux éléments à nos connaissances du cerveau en développement. Elle nous a permis de clarifier, notamment les origines de la latéralisation dans le traitement cérébral des sons langagiers. En effet, des études ont révélé une latéralisation précoce à gauche pour la langue maternelle (Peña et al., 2003), ainsi qu'une préparation de l'hémisphère gauche dans le traitement des stimuli auditifs de durée comprise entre 25 et 160 ms (environ à la longueur d'une syllabe) (Telkemeyer, et al. 2009). Pour une propriété acoustique en isolation, la latéralisation demanderait un certain temps pour se développer (quelques mois d'expérience de la langue maternelle) (Minagawai 2007 et Sato, 2009). D'autres domaines de recherche ont également utilisé cette technique, notamment l'étude du développement de la perception des visages. En effet certaines études ont montré qu'à 4 mois, les nourrissons répondent différemment aux visages par rapport à d'autres stimuli visuels. Entre 5 et 8 mois, on observe une augmentation d'activation cérébrale dans les aires temporales droites pour les visages à l'endroit par rapport à ces visages inversés, indiquant une spécialisation presque semblable à celle observée chez l'adulte. Le traitement multi-sensoriel a également été étudié à l'aide de la NIRS, notamment les effets spécifiques de la modalité, lors de la présentation simultanée de stimuli auditifs et visuels chez les nourrissons. La NIRS s'est montré également très utile pour comprendre le développement du cerveau pathologique. En effet, les complications périnatales affectent souvent le débit sanguin ainsi que l'oxygénation du cerveau.

L'équipe de Fabrice Wallois à l'Université de Picardie a exploré le cerveau des nouveau-nés prématurés et des nourrissons victimes d'hypoxie à la naissance, et a testé leur capacité de discrimination de sons de parole (phonème et voix). Les nouveau-nés prématurés, victimes d'hémorra-

gies intra ventriculaire (HIV) provoquant une faible oxygénation artérielle et un débit sanguin anormal ont révélé un réseau précoce langagier structuré. De plus, contrairement aux nouveau-nés prématurés sains, les nouveau-nés atteints de HIV présentaient une réponse hémodynamique altérée, démontrant ainsi une perturbation du couplage neuro-vasculaire.

Ainsi la NIRS a largement contribué à faire avancer la compréhension des traumatismes précoces et l'impact sur le développement cognitif.

1

### Les principes généraux de l'imagerie optique

De même que l'IRM, l'imagerie optique est une mesure métabolique, donc indirecte, de l'activité neuronale. En effet, l'activité neuronale entraîne une augmentation de l'oxygénation du sang dans le cerveau, ce qui peut être détecté par la lumière proche infrarouge. Elle permet de détecter des changements relatifs des concentrations en oxy-hémoglobine (oxyHb) et déoxy-hémoglobine (déoxyHb). (Dans cet article, nous n'abordons pas la technique de la NIRS « rapide », qui, elle, mesure les changements transitoires dans les propriétés optiques des neurones eux-mêmes lors de leur décharge.)

La méthode la plus courante dans la recherche en développement est l'utilisation d'une onde continue (continuous wave, CW). Une lumière monochromatique proche infrarouge (near infrared, NIR) est utilisée afin de mesurer « in vivo » les changements en concentrations de certains chromophores présents dans les tissus biologiques relatifs à l'activité neuronale, comme l'oxyHb, déoxyHb ou encore la cytochrome c-oxydase. Les chromophores sont des groupes d'atomes permettant l'absorption de la lumière incidente. Ils sont responsables de l'aspect coloré des molécules. Quand cette lumière monochromatique traverse un milieu biologique, une partie est absorbée, une deuxième est dispersée et une troisième partie traverse le milieu sans l'affecter. Les proportions exactes de la lumière absorbée (A), dispersée ou transmise dépendent des propriétés physico-chimiques du milieu (coefficient d'absorption ( $\epsilon_\lambda$ ), concentration (c), etc.), de la longueur d'onde utilisé ( $\lambda$ ) et de la distance parcourue (L). Dans le cas idéal, la réflexion est négligeable, la majorité est absorbée ou transmise suivant la loi de Beer-Lambert (avec I l'intensité de lumière transmise après avoir traversé le milieu, I<sub>0</sub> l'intensité de lumière incidente) :

$$A = -\log\left(\frac{I}{I_0}\right) = c \times \epsilon_\lambda \times l \quad (1)$$

Le cerveau n'étant pas un milieu homogène, il est indispensable de prendre en compte la complexité des différents tissus que la lumière doit traverser. En effet, les tissus

**Camillia BOUCHON,  
Nawal ABOUB,  
Judith GERVAIN <sup>1</sup>**

Laboratoire Psychologie de la Perception (UMR8158) CNRS et Université Paris Descartes, Sorbonne Paris Cité  
judith.gervain@parisdescartes.fr

1. Les auteurs ont contribué de façon égale à la rédaction de cet article

biologiques comme la peau, le crâne et le cerveau étant des milieux où la dispersion de la lumière est importante, cette loi ne pourra s'appliquer stricto-sensu et doit être modifiée afin de tenir compte de la dispersion ( $G$ ) ainsi que du trajet non linéaire de la lumière dans ces milieux biologiques ( $DPF$ ):

$$-\log\left(\frac{I}{I_0}\right) = (c \times \epsilon_\lambda \times l \times DPF) + G \quad (2)$$

Les estimations assez précises de la dispersion et du trajet non-linéaire de la lumière à travers ces milieux permettent donc de calculer les valeurs relatives (et non absolues) de concentrations en oxy- et déoxy-hémoglobines, et ainsi d'évaluer les changements d'oxygénation du sang. (**Figure 1**)

En utilisant plusieurs capteurs optiques (optodes) deux techniques différentes ont été développées : la topographie optique et la tomographie optique. La première recueille un échantillonnage à deux dimensions à partir de la surface du cortex, alors que la deuxième technique permet une reconstruction 3D de la réponse hémodynamique cérébrale. Dans les systèmes de topographie, les optodes placées à une certaine distance les unes des autres forment ainsi les canaux, tandis que dans les systèmes de tomographie, une matrice dense de sources et de détecteurs sont placés sur la surface entière du scalp dans le but de générer des coupes transversales, et des reconstructions 3D du cerveau en utilisant des algorithmes mathématiques puissants et complexes. Cette dernière technique est utilisée le plus souvent avec des nouveau-nés et dans un but clinique.

## I. 1. Paramètres physiques

### I. 1. a. Distance de séparation source-détecteur

La NIRS repose sur le couplage d'un émetteur (source) et d'un détecteur de lumière, placés à distance constante, et chaque paire forme ainsi un canal. La distance entre sources et détecteurs a un impact considérable sur la profondeur de pénétration de la lumière dans le cortex. Plus un détecteur est éloigné de la source, plus la lumière qu'il recueillera aura traversé une grande distance dans le cortex, sondant ainsi des couches corticales plus profondes. Plus de pénétration signifie que la réponse neuronale mesurée contribue plus au signal (et moins aux variations de flux sanguin dans la peau etc.) et que les structures explorées sont plus éloignées de la surface du cortex. Une séparation source-détecteur assez grande est donc nécessaire pour assurer une pénétration suffisante qui

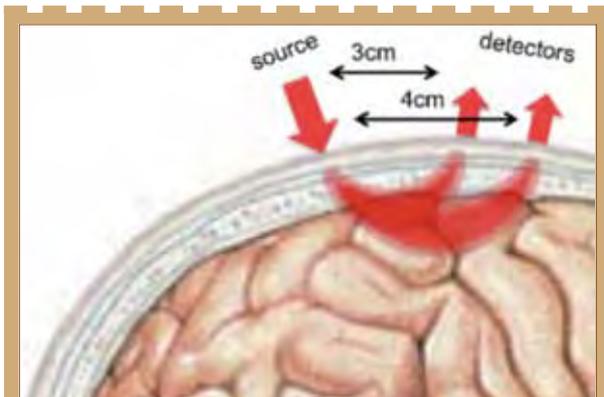


Figure 1 : Trajectoire de la lumière proche infra-rouge dans le cerveau humain à différentes distances de séparation source-détecteur en imagerie optique NIRS.

permet d'assurer une mesure corticale et non des tissus de surface. Cependant l'augmentation de cette distance a pour effet de diminuer la résolution spatiale de la mesure, d'une part car moins de canaux peuvent être placés sur la tête, d'autre part car cela diminue le ratio signal/bruit et peut masquer l'effet de la stimulation expérimentale. Il faut ajouter que la distance optimale de séparation peut varier selon l'intensité des sources lumineuses, l'âge de l'enfant et l'aire corticale investiguée. Effectivement chez les nouveau-nés dont les tissus de surface sont fins une séparation source-détecteur de 3cm permet à la lumière proche infrarouge de pénétrer de 10 à 15mm dans le cortex, et de seulement 3 à 5 mm chez les adultes.

Il est donc nécessaire de faire un compromis entre profondeur de pénétration et résolution spatiale afin de déterminer la séparation optimale, en fonction de facteurs d'âge de population, d'aires étudiées, etc.

### I. 1. b. Longueurs d'ondes

La longueur d'onde proche infra-rouge utilisée contribue également à la qualité du signal NIRS. Une paire de longueurs d'onde doit être choisie afin d'estimer au mieux les signaux oxyHb et deoxyHb.

Dans ce but, différentes valeurs de longueurs d'ondes ont été testées par plusieurs laboratoires, notamment à 770 et 850 nm, ou bien à 690 et 830 nm. Les deux longueurs d'ondes doivent se trouver de part et d'autre du point isobestique, c'est-à-dire de l'intervalle de longueur d'onde pour lequel les spectres d'absorption des deux chromophores, oxyHb et deoxyHb, ont le même coefficient d'extinction (**Figure 2**). Ainsi on s'assure qu'une des deux longueurs d'onde est plus sensible à la deoxyHb et l'autre à oxyHb.

### I. 1. c. Puissance du laser

La puissance du laser est également un paramètre important pour le ratio signal-sur-bruit des mesures NIRS. L'intensité lumineuse de sécurité se situe entre 2 et 5 mW (jusqu'à 10 mW chez les adultes). Il est tentant d'augmenter la puissance pour obtenir un signal plus fort, cependant le bruit augmente aussi avec l'intensité lumineuse. Le meilleur rapport signal-sur-bruit résulte alors d'un compromis entre l'augmentation de la force du signal et du bruit à différentes intensités lumineuses. Dans le cas des nourrissons dont les tissus

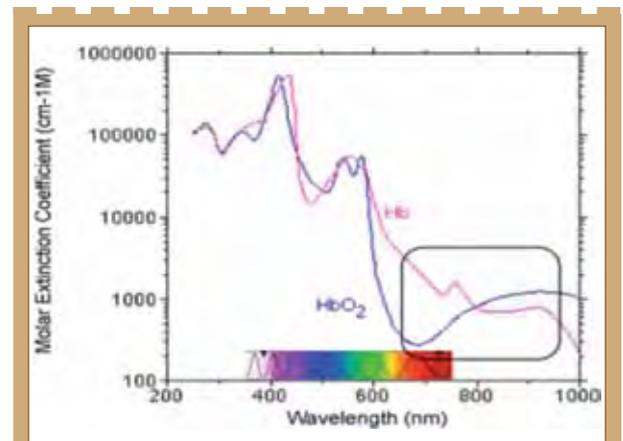


Figure 2 : Coefficient d'extinction molaire de l'oxyHb et deoxyHb en fonction de la longueur d'onde. Le carré noir qui entoure le spectre proche de l'infrarouge indique la région du spectre intéressant pour la NIRS avec les points isobestiques de l'oxyHb et de la deoxyHb.



sont fins, une bonne qualité de signal est atteinte avec de faibles intensités (la plupart des études citées utilisent une puissance de laser entre 0.5 mW et 1.5 mW) afin d'assurer des conditions de sécurité maximales pour les plus jeunes nourrissons.

## I. 2. Paramètres physiologiques

Les systèmes d'onde continue (CW) utilisent les changements d'oxyHb et de déoxyHb comme une mesure indirecte de l'activité cérébrale. L'augmentation d'activité cérébrale requière des besoins métaboliques adaptés à celle-ci, notamment en oxygène et en glucose. Ces changements s'accompagnent d'une vasodilatation locale, qui augmente le débit sanguin et donc l'oxygénation des tissus. Ce couplage neuro-vasculaire permet lors d'une activité cérébrale, en réponse à un stimulus, l'apparition d'une augmentation cruciale du débit sanguin avec un apport d'oxygène en excès, mais qui reste transitoire. Ce phénomène métabolique est appelé réponse hémodynamique (**Figure 3**). Elle apparaît plusieurs secondes après la stimulation. Les mécanismes exacts sous-tendant cette réponse ne sont pas encore parfaitement compris, et d'autant plus dans le cerveau en développement. Les études s'accordent sur le fait que cette réponse serait plus lente chez les nourrissons. De plus il est possible que les réponses hémodynamiques relativement atypiques que l'on observe chez ces derniers soient liées à l'immaturité de la vascularisation, donc du couplage neuro-vasculaire. Cette hypothèse doit être explorée afin de comprendre la signification physiologique de ces réponses atypiques.

Les mesures de concentrations relatives d'oxyHb et de déoxyHb sont généralement suffisamment informatives en recherche, mais pour la pratique clinique, les concentrations absolues s'avèrent plus nécessaires. Elles peuvent être calculées à l'aide d'autres méthodes que la CW, par l'estimation précise de la longueur du chemin parcouru par la lumière et sa dispersion. L'imagerie optique à fréquence déterminée (Frequency-resolved) permet en modulant l'intensité de la lumière à une certaine fréquence de connaître ces concentrations. Lorsque la lumière traverse les tissus, elle est atténuée et la phase de la modulation est également changée par la dispersion. De même en envoyant de la lumière, non plus continue, mais pulsée (Time-resolved), le temps que la lumière met à traverser les tissus avant d'être détectée est évaluée. L'acquisition de données avec ces méthodes est très lente donc peu adaptée à la recherche en développement.

## I. 3. Avantages et inconvénients de la NIRS par rapport aux autres techniques

### I. 3. a. Avantages

Aucun champ magnétique, ni onde radiofréquence ne sont utilisés, ni aucune injection de traceur ou de substance radioactive dans le sang, ce qui en fait un outil sans risque. La réponse hémodynamique est mesurée à la surface du crâne de façon totalement non-invasive et silencieuse, par la simple émission de lumière traversant différentes couches de tissus biologiques (peau, crâne, liquide céphalo-rachidien, etc.) avant d'atteindre le cortex.

Un autre avantage réside dans la mesure conjointe des changements de concentrations d'oxyHb et de deoxyHb qui a l'avantage de fournir des données physiologiquement pertinentes sur les corrélats métaboliques de l'activité cérébrale, puisque la somme d'oxyHb et de deoxyHb correspond au volume sanguin régional cérébral (rCBV). Rappelons que le signal BOLD mesuré par l'IRM reflète exclusivement la déoxyHb (en perdant ses molécules d'oxygène, l'hémoglo-

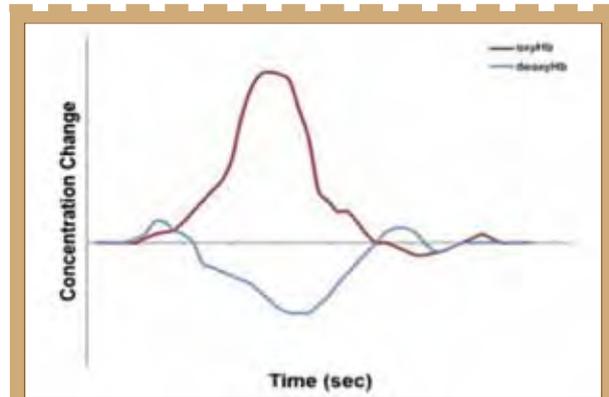


Figure 3 : Une réponse Hémodynamique typique (HRF) chez l'adulte. La stimulation est délivrée à  $t=0$ . La réponse commence souvent avec une légère augmentation en déoxyHb, suivit par une augmentation d'oxyHb puis par une diminution de concentration en déoxyHb (mesurée ici en unité arbitraire). Le pic du signal apparaît quelques secondes après le début du stimulus, puis revient à la normale (baseline).

bine devient paramagnétique et donc sensible au champ magnétique), ce qui peut conduire à des confusions dans l'évaluation du débit sanguin global.

Par rapport à l'EEG, la résolution spatiale de la NIRS est bien supérieure. En effet l'EEG enregistre les courants électriques du cerveau (mesure de différence de potentiel électrique) et le problème inverse associé à la localisation des sources des potentiels électriques provenant du crâne ne permet pas une localisation précise.

De plus lorsqu'on compare la NIRS à d'autres techniques d'imagerie cérébrale, on constate qu'elle présente des avantages spécifiques à l'investigation de populations développementales.

Les nouveau-nés ainsi que les nourrissons ont une peau plus fine ainsi qu'un crâne moins épais, la lumière atteint donc des régions plus profondes (10-15 mm chez le nouveau-né pour 3-5mm chez l'adulte avec une distance de séparation source-détecteur typique de 3cm). Les jeunes enfants ont aussi moins de cheveux ce qui améliore le contact entre la tête et les optodes, et réduit les artefacts et le taux de signal réfléchi.

Contrairement à l'IRM qui utilise des bobines de gradient, induisant un bruit très important, la NIRS est totalement silencieuse, ce qui permet de présenter des stimuli auditifs, précieux avantage pour des études acoustiques et pour l'étude de la perception précoces de la parole.

La NIRS est également moins sensible aux mouvements par rapport à l'IRM ou EEG, il n'est donc pas nécessaire de maintenir la tête et/ou le corps du sujet dans une rigidité totale, autre avantage crucial avec les nourrissons.

Enfin, le coût de la machine NIRS est nettement moins élevé que pour l'IRM, proche du coût d'un appareillage EEG.

### I. 3. b. Limites

La limitation majeure de la NIRS est qu'elle permet exclusivement l'investigation des couches superficielles du cerveau, ce qui inclut les aires corticales cruciales pour l'étude du langage de l'audition, de la vision entre autre, mais exclut des structures plus internes qui sous-tendent certaines fonctions cognitives pour lesquels la NIRS ne constitue donc pas un outil de choix (émotions, etc.)

La résolution temporelle de la NIRS est certes meilleure qu'en IRMf, mais moins bonne qu'en EEG. En effet la fréquence d'échantillonnage qui se situe autour de 10 Hz pour la majorité des machines CW (0,5 Hz pour l'EEG). Une amélioration de cette résolution temporelle est attendue grâce aux progrès des algorithmes d'analyses (réponse HRF, etc.).

En résumé, La NIRS est une technique particulièrement adaptée à l'identification des mécanismes cérébraux impliqués dans les processus cognitifs et sociaux de jeunes populations, non seulement parce que le crâne fin chez l'enfant assure une investigation des aires corticales impliquées, mais aussi par son utilisation silencieuse, non invasive et sa tolérance aux mouvements. Ce système est par ailleurs constamment amélioré afin de recueillir des signaux de plus en plus informatifs à la fois sur la localisation et la temporalité des mécanismes cérébraux. De plus la NIRS offre la possibilité de co-enregistrements avec la EEG ou l'IRM permettant d'associer les spécificités de plusieurs techniques d'imagerie.

2

### Une étude de neuro-imagerie NIRS chez les nouveau-nés : Dès la naissance le cerveau détecte les régularités structurelles propres à la parole

Pour déchiffrer le code de leur langue maternelle, les jeunes enfants doivent extraire de la parole deux informations cruciales : les relations entre les unités linguistiques et leur position dans la séquence. Ensuite ces informations doivent être intégrées de façon cohérente à une représentation structurelle du langage. Les réseaux cérébraux responsables de ces opérations sont connus pour l'adulte, mais pas pour les bébés. Les trois études d'imagerie optique (Gervain, Berent, & Werker, 2012) dont les résultats sont présentés ici montrent que cette architecture neuronale sous-jacente est opérationnelle dès la naissance.

#### Introduction : Les régularités structurelles dans la parole

Les langues humaines sont d'abord des suites de sons, constituant un flux continu, la parole. Afin de saisir son sens l'auditeur doit en extraire simultanément différents types d'informations. Les unités linguistiques pertinentes doivent être identifiées, ainsi que leur position dans la séquence, puis leurs relations doivent être perçues en fonction de leur place dans l'organisation structurelle du langage. Les capacités d'acquisition et de traitement des propriétés structurelles du langage sont remarquables chez les adultes aussi bien que chez les nourrissons (Gervain & Mehler, 2010 ; Friederici, 2002 ; Marcus et al., 1999 ; Saffran et al., 1996). Dans un article fondateur, Marcus et al. (1999) ont montré qu'à 7 mois les enfants distinguaient déjà des mots dont les trois syllabes suivaient une structure de type ABB (ex : « wo fe fe »), par rapport aux structures AAB et ABA. Cela montre qu'à 7 mois les enfants peuvent extraire et généraliser des régularités structurelles simples basées sur la relation d'identité. Cette capacité est cruciale pour l'acquisition du langage car la position dans la séquence est une propriété essentielle du langage. Par exemple l'ordre distingue celui qui effectue l'action dans une phrase « Katie a vu John » vs. « John a vu Katie », une phrase interrogative d'une phrase déclarative ('est-il grand ?' vs. « Il est grand »), les mots « panne » vs. « nappe » et ainsi de suite. L'organisation du

langage est telle que la position d'une unité linguistique détermine en partie son rôle (Bybee, et al, 1990; Cutler, et al., 1985).

Des capacités de traitement de régularités structurelles simples de parole ont également été observées chez les nouveau-nés. En effet ils sont capables de discriminer des structures simples basées sur les répétitions immédiates de syllabes à l'identique (ABB : « mubaba ») de séquences contrôles sans répétitions (ABC : « mubage »), comme l'indique une réponse cérébrale augmentée pour les séquences ABB par rapport aux séquences ABC, dans des régions temporales et frontales bilatérales, et avec prédominance de l'hémisphère gauche (Gervain, et al., 2008). Or cette capacité à distinguer structures ABB et ABC peut être imputée à deux mécanismes différents : d'une part un mécanisme qui permettrait l'encodage et l'intégration simultanés de multiples caractéristiques des séquences linguistiques - au moins leur relation d'identité et leurs positions ; ou d'autre part un simple détecteur de répétition (et non de position). Afin de déterminer laquelle de ces deux explications est la bonne, trois expériences en spectroscopie optique NIRS ont donc été conduites chez les nouveau-nés dans un but de déterminer dès la naissance leur sensibilité aux positions dans la séquence, ainsi que la capacité d'intégrer ces informations à d'autres patterns structurels. Ces études consistent à mesurer la réponse du cerveau des nouveau-nés à différents stimuli de structures artificielles basées sur la répétition de syllabes (AAB ou ABB), et de stimuli contrôles (ABC). Dans l'Expérience 1, on a présenté aux nouveau-nés des séquences avec répétition initiale (AAB) et des séquences contrôles (ABC) pour savoir si leur capacité à détecter les relations d'identité (Gervain et al. 2008) pouvait se généraliser à la position initiale dans la séquence. Dans l'Expérience 2, nous leur avons présenté des séquences ABB et AAB afin de tester leur capacité de discrimination entre répétition initiale et finale. Dans l'Expérience 3, on a contrasté la saillance des deux positions, pour tester une éventuelle préférence pour l'une ou l'autre position de la répétition.

Les participants sont tous testés à l'âge de 0 à 3 jours, nés à terme, en bonne santé (Apgar  $\geq$  8) dans la région de Vancouver (Canada). Leurs parents ont donné leur consentement éclairé avant la participation. Les commissions d'éthique de l'université de British Columbia et de BC Women's Hospital où avaient lieu les expérimentations, ont accordé leurs autorisations.

#### Expérience 1

L'expérience 1 teste la capacité des nouveau-nés à discriminer les séquences avec répétition initiale (AAB : « babamu ») des séquences contrôles (ABC : « mubage »), afin de permettre ensuite la comparaison entre séquences avec répétition initiale et répétition finale.

#### Méthode

##### Matériel

Les deux structures AAB et ABC sont implémentées dans des séquences de trois syllabes, formées à partir du même répertoire de 20 syllabes consonne-voyelle (« ba, », « bi, », « du, », « ge, », « pe, », « pi, », « ta, », « to, », « ko, », « ku, », « lo, », « lu, », « mu, », « na, », « fi, », « fe, », « sha, », « sho, », « ze, » and « zi »). Le matériel est construit de façon à ce que chaque syllabe apparaisse avec la même fréquence dans chaque position. De plus, chaque bloc est composé de différentes combinaisons de syllabes A et B. Afin de maximiser la perceptibilité de la différence, les syllabes A et B couplées ne peuvent pas contenir la même voyelle. Par conséquent en observant ces règles pour chaque syllabe initiale 7 mots différents sont formés,



produisant en tout 140 mots. Ainsi pour chaque condition la composition des 14 blocs de 10 mots épuise toutes les combinaisons possibles, tout en évitant de répéter les mêmes mots. Les mots ABC découlent des mots avec répétition en remaniant au hasard la 3ème syllabe répétée des mots dans un bloc.

Les mots sont synthétisés avec une voix féminine (voix synthétique française « fr4 », MBROLA). Les syllabes durent 270ms (consonne : 120ms ; voyelle : 150ms) avec une hauteur monotone de 200Hz.

Les grammaires avec et sans répétition sont identiques quant à (1) la fréquence d'apparition globale de chaque syllabe, (2) la fréquence de chaque syllabe dans chaque position de la séquence, et (3) toutes les caractéristiques phonologiques et prosodiques. De plus la distribution des probabilités transitionnelles (PTs) est égalisée entre syllabes BC et entre syllabes répétées BB. A l'intérieur des blocs les mots sont séparés par des silences de 0,5 - 1,5s, chaque bloc dure environ 18s (Figure 4A). Ils sont espacés par des intervalles de durées variables (25-35s). Les 28 blocs alternent blocs AAB et ABC, dans un ordre pseudo-randomisé et contrebalancé entre participants (Figure 4A) avec un maximum de deux blocs consécutifs de la même condition.

### Participants de l'Expérience 1

22 nouveau-nés (9 filles ; âge moyen = 1.14 jours) ont participé à l'Expérience 1. Les données de 13 bébés supplémentaires ont été exclues de l'analyse (11 enfants pour agitation ou pleurs ; 2 enfants

pour données de mauvaises qualités à cause d'artefacts dus aux mouvements ou à l'épaisseur des cheveux).

### Procédure de l'Expérience 1

Les enfants ont été testés avec une machine NIRS HITACHI ETG-4000 (séparation source-détecteur : 3 cm ; 2 longueurs d'ondes continues : 695 et 830nm) dans une pièce faiblement éclairée, où le son est atténué, allongés dans leur berceau pendant les 22-25 minutes de session expérimentale, en présence d'au moins l'un parent. Les enfants sont testés à l'état de repos ou sommeil en présence d'au moins l'un des parents. Les optodes NIRS sont placées sur la tête de l'enfant (12 canaux/hémisphère ; Figure 4C), avec tragus, vertex et oreilles comme repères superficiels (Gervain et al., 2008 ; Peña et al., 2003). Les stimuli sonores sont présentés par 2 haut-parleurs, à 1.5m de la tête de l'enfant, à un angle de 30°, et à la même

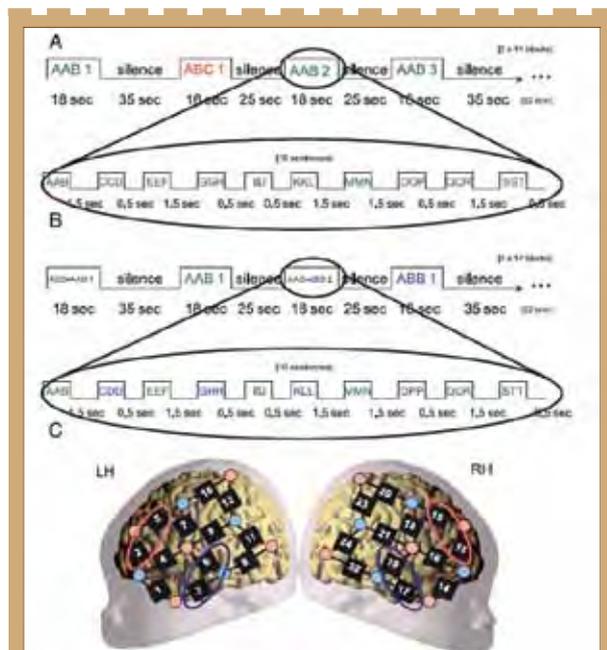


Figure 4 : Dessins expérimentaux et placement des sondes pour les expériences 1 à 3.

(A) Les expériences 1 et 3 présentent un simple dessin expérimental par bloc. En haut le déroulement temporel de l'expérience ; en bas l'organisation des 10 séquences à l'intérieur d'un bloc pour une condition donnée (ici AAB). (B) L'expérience 2 présente un dessin expérimental avec alternance de blocs homogènes (AAB ou ABB) et de blocs hétérogènes (ABB-AAB). En haut, le déroulement temporel de l'expérience ; en bas l'organisation d'un seul bloc hétérogène. (C) Placement des optodes sur le cerveau d'un nouveau-né et régions d'intérêt (ROI). En rouge la ROI frontale est entourée (HG : canaux 2 et 5 ; HD : canaux 13 et 15). En bleu la ROI temporale (HG : canaux 3 et 6 ; HD : canaux 17 et 19).

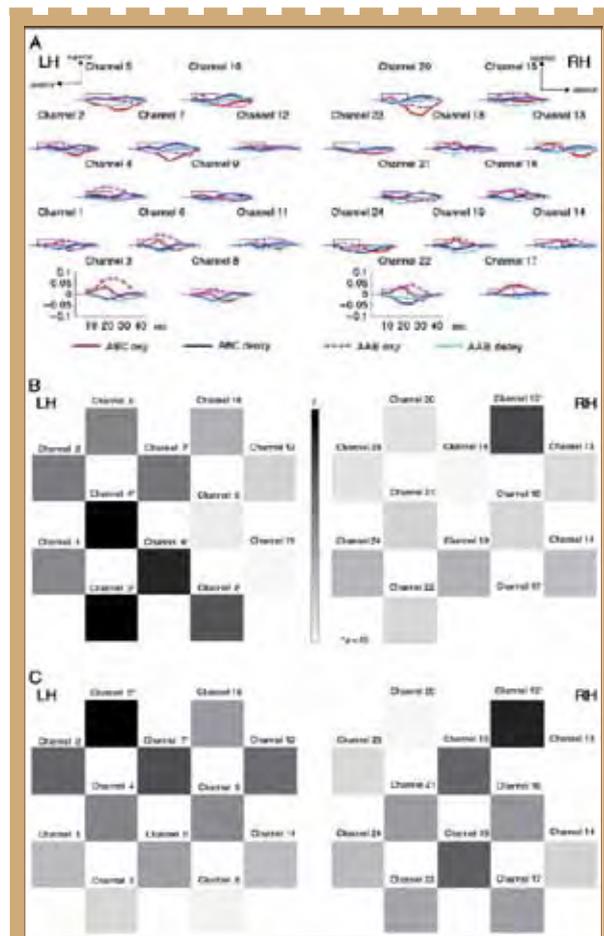


Figure 5 : Les résultats de l'expérience 1.

(A) Moyennes des réponses hémodynamiques. Canaux représentés selon le placement des sondes (cf. Figure 4C). L'axe x représente le temps en secondes ; l'axe y, la concentration en mmol×mm. Le rectangle le long de l'axe x indique la durée de la stimulation pour une séquence. En trait plein rouge et bleu respectivement : variations de concentrations d'oxyHb et deoxyHb en réponse à la structure ABC. Trait pointillé en magenta et cyan respectivement : variations de concentrations d'OxyHb et deoxyHb en réponse à la structure AAB. (B, C) Cartes tests-t canal-par-canal comparant entre AAB et ABC, pour oxyHb (B) et deoxyHb (C). Les valeurs de t pour chaque canal sont codées en couleur selon la barre des couleurs. Les niveaux de significativité sont indiqués pour chaque canal (\*p < .05).



hauteur que le berceau. Un ordinateur portable Macintosh présente les stimuli et fait fonctionner la machine NIRS, avec le logiciel expérimental PsyScope. La machine NIRS utilise un laser de puissance 0.7mW. (Figure 4)

## ■ Résultats de l'Expérience 1

Deux régions d'intérêt sont définies (cf. Figure 4C) : une aire temporelle supérieure connue pour être responsable de traitement auditif linguistique et non linguistique chez adultes et enfants (Dehaene-Lambertz et al., 2008; Peña et al., 2003; Dehaene-Lambertz et al., 2002; Friederici et al., 2002), et une aire frontale inférieure, impliquée dans l'extraction de pattern, le traitement linguistique de haut niveau, et l'encodage en mémoire verbale chez adultes et enfants (Dehaene-Lambertz et al., 2002, 2006; Friederici et al., 2003; Friederici 2002; Dehaene-Lambertz, 2000).

En première analyse, des tests-t comparent pour chaque canal, les variations de concentrations d'oxyHb et deoxyHb pour les deux conditions (Figure 5B et C). En seconde analyse, des ANOVAs à mesures répétées ont été calculées avec les facteurs Condition (AAB/ABC), Hémisphère (HG/HD), and ROI (temporale/frontale) (Figure 4C), avec l'oxyHb puis la deoxyHb en variable dépendante.

Ces analyses montrent une plus grande activation des aires temporelles et frontales en réponse à la structure AAB qu'en réponse à la structure ABC, aussi bien qu'une plus forte implication de l'HG seulement pour les séquences AAB.

## ■ Discussion

Ces résultats suggèrent que tout chose égale par ailleurs, le cerveau du nouveau-né distingue les séquences avec répétition initiale des séquences sans répétition, et que cela implique plus les aires temporelles gauches, confirmant ainsi la latéralisation hémisphérique du langage chez les adultes (Kimura, 1967) et les enfants (Telkemeyer et al., 2009 ; Peña et al., 2003 ; Dehaene-Lambertz et al., 2002). Les nouveau-nés sont donc capables de discriminer les structures sans et avec répétition lorsque la répétition est finale (Gervain et al., 2008) mais aussi lorsqu'elle est initiale.

Reste à savoir cependant comment est perçue et encodée la position de la répétition. (Figure 5)

## ■ Expérience 2

L'expérience 2 explore la capacité des nouveau-nés à discriminer entre séquences avec répétition initiale (AAB) et finale (ABB).

## ■ Méthode

### Matériel

Les séquences AAB sont les mêmes que dans l'Expérience 1. Les séquences ABB sont construites à partir des séquences AAB de façon à être similaires pour toute propriété autre que la position de la syllabe répétée.

Cette fois-ci le dessin expérimental est une alternance de blocs homogènes et hétérogènes (Figure 4B), basé sur le principe suivant : si les sujets discriminent deux stimuli, alors on observera des réponses différentes selon que les blocs sont composés de ces deux stimuli présentés en alternance (blocs hétérogènes) ou bien que les blocs soient composés d'un seul de ces stimuli (blocs homogènes). L'ordre des blocs est randomisé et contrebalancé entre participants.

Ce type de présentation est souvent utilisé pour tester la discrimination fine chez les nourrissons, dans des études comportementales (Maye et al., 2002; Best & Jones, 1998) et NIRS (Sato et al., 2010).

## Participants

Un nouveau groupe de 20 nouveau-nés (15 filles ; âge moyen = 1,05 jours) ont participé à l'expérience 2. Les données de 11 bébés supplémentaires ont été récoltées mais exclues de l'analyse, (6 enfants pour agitation ou pleurs; 5 enfants pour mauvaise qualité des données à cause d'artefacts dû aux mouvements ou à l'épaisseur des cheveux).

## Procédure

Même procédure qu'à l'expérience 1.

## ■ Résultats de l'Expérience 2

Les tests-t (Figure 6B et C) et les ANOVAs à mesures répétées avec les facteurs Condition (blocs hétérogènes/homogènes), Hémisphère (HG/HD), and ROI (temporal/frontal) (Figure 4C), avec l'oxyHb en variable dépendante, montrent que la réponse neurale aux blocs homogènes est plus forte que pour les blocs hétérogènes. Ces résultats indiquent que les deux conditions sont bilatéralement discriminées dans les deux ROIs, et ce dans plus de canaux frontaux que de canaux temporeux.

## ■ Discussion

Ces résultats montrent une plus forte activité cérébrale dans la condition où les blocs contiennent l'alternance des deux types de séquences AAB et ABB, par rapport aux blocs homogènes. Cela suggère que les nouveau-nés peuvent discriminer les patterns AAB et ABB, et qu'ils font la distinction entre séquences avec répétition initiale (AAB) donc finale (ABB).

Or cette capacité de discrimination de deux patterns portant une répétition et ne différant que sur la position de la répétition nécessite forcément l'extraction et l'intégration d'au moins deux caractéristiques: la position et la relation.

De plus dans l'expérience 2 l'activation frontale est plus forte que dans l'expérience 1, ce qui est également une indication qu'un mécanisme intégratif est impliqué car les canaux inféro-frontaux comprennent notamment l'aire de Broca connue pour son rôle dans l'apprentissage séquentiel (Dehaene-Lambertz et al., 2006).

Reste donc à tester si le traitement d'une des positions extrêmes est favorisé par rapport à l'autre dès la naissance. (Figure 6)

## ■ Expérience 3

L'expérience 3 explore l'hypothèse que le traitement des structures avec répétition finale soit favorisé par rapport aux séquences avec répétition initiale dès la naissance.

## ■ Méthode

### Matériel

Les mêmes structures ABB et AAB que dans l'expérience 2 ont été utilisées, sauf que les blocs AAB et ABB ont été présentés dans des blocs homogènes, comme dans l'expérience 1 (Figure 4A).



## Participants

Un nouveau groupe de 24 nouveau-nés nés (14 filles ; âge moyen = 1,5 jours) ont participé à l'expérience 3. Les données de 11 bébés supplémentaires ont été exclues de l'analyse (8 enfants pour agitation ou pleurs ; 3 enfants pour données de mauvaises qualités à cause d'artefacts dû aux mouvements ou à l'épaisseur des cheveux). Mêmes conditions de passation que pour les expériences 1 et 2.

Les groupes de nouveau-nés des Expériences 1 à 3 ne différaient pas en âge.

## Procédure

Identique à celles de l'expérience 1 et 2.

## Résultats

Les tests t (Figure 7B et C) révèlent une activation plus forte en réponse à AAB par rapport à ABB pour certains canaux (pour l'oxyHb dans le canal 8 et pour la deoxyHb dans les canaux 2, 5, et 19), ce qui suggère qu'il y a un léger avantage pour la position initiale. Les ANOVA à mesures répétées avec les facteurs Condition (AAB/ABB), Hémisphère (HG/HD), et ROI (temporal/frontal) révèlent que les aires temporales sont plus actives que les aires frontales (marginal pour l'oxyHb ; significatif pour la deoxyHb).

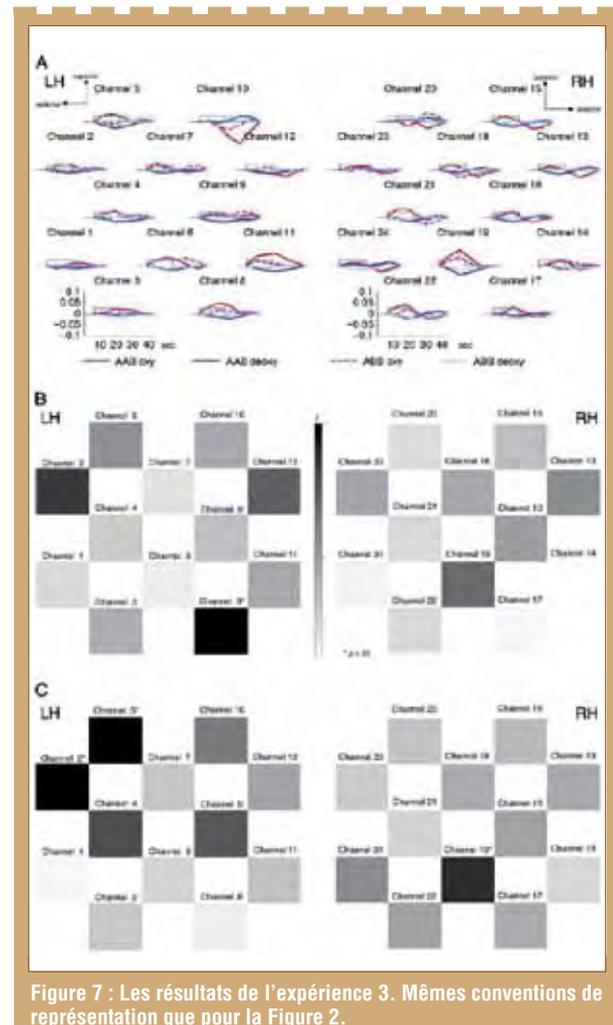
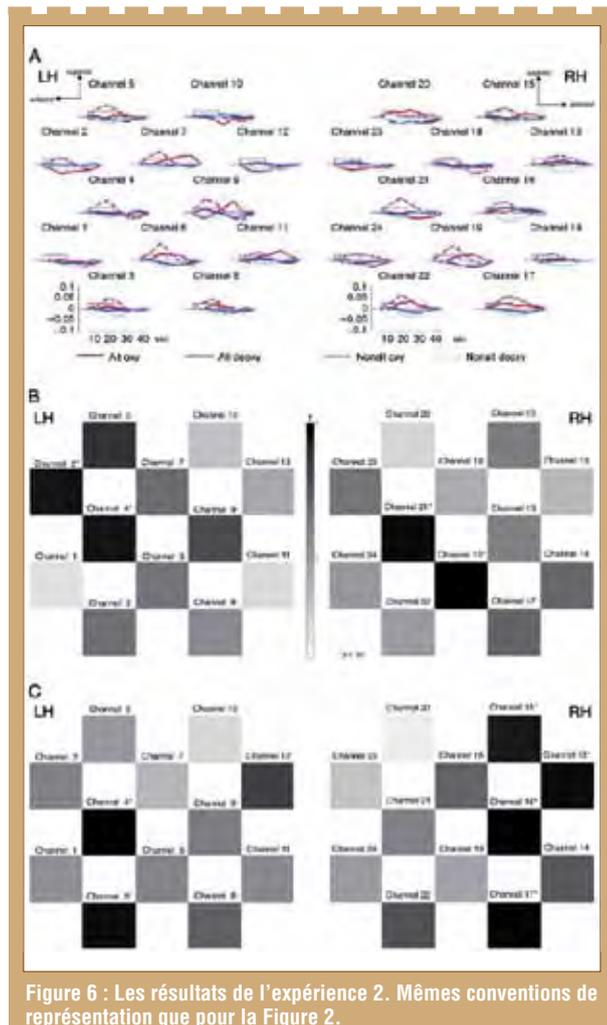
De plus l'absence d'effet de condition suggère une absence de différence de coût de traitement entre les deux structures.

Dans le but de mieux comparer ces coûts de traitement pour chaque type de structure, la même ANOVA a été conduite sur les blocs homogènes de l'Expérience 2 (Figure 8). Ces derniers sont identiques aux blocs de l'Expérience 3, sauf qu'ils sont moitié moins nombreux et alternent avec des blocs hétérogènes. Les tests t n'ont révélé de différence significative entre les 2 conditions que pour un canal temporal avec la deoxyHb (canal 8, plus forte baisse de concentration pour AAB). La triple ANOVA a révélé une activation temporelle légèrement plus forte que l'activation frontale.

## Discussion

Les résultats de l'Expérience 3 et des blocs homogènes de l'Expérience 2 montrent un léger avantage pour la structure avec répétition initiale, ainsi qu'une plus forte implication temporelle que frontale. Cela démontre que les stimuli ont été traités, mais qu'aucune des deux structures n'est privilégiée.

Ce résultat suggère que dans la perception et le traitement du langage les deux positions, initiale et finale, sont susceptibles de jouer des rôles significatifs quoique différents, ce qui est cohérent avec le fait que les processus linguistiques ciblent plus les positions extrêmes qu'intermédiaires (Dryer, 1992).



Le fait que des contraintes mémorielles s'appliquent à l'apprentissage séquentiel peut expliquer ce phénomène. En effet il a été observé de longue date que les éléments initiaux et finaux des séquences sont mieux traités et encodés que les éléments intermédiaires, dans le langage (Endress et al., 2009) ainsi que dans d'autres domaines (Ng & Maybery, 2002). (Figure 7)

## Discussion générale

Ces trois expériences NIRS montrent la capacité des nouveau-nés à encoder deux aspects fondamentaux de la structure du langage : l'information relationnelle et l'information séquentielle. En effet leur cerveau encode avec succès ces deux types d'information, et les intègre dans un pattern structurel cohérent (Expériences 1 et 2). Peu de différences de coût de traitement ont été mise en évidence entre positions initiale et finale (Expérience 3). Ces expériences ont identifié des réponses distribuées différemment dans l'espace et correspondant à des aspects linguistiques distincts. Ces résultats concordent avec un certain nombre d'études ayant montré des corrélats cérébraux du traitement de la parole dans le cerveau en développement, par exemple une activité cérébrale latéralisée à gauche en réponse à des stimuli de parole, particulièrement dans les régions temporales supérieures (Dehaene-Lambertz et al., 2002, 2006; Peña et al., 2003), ou bien l'activation du gyrus inférieur frontal (y compris l'aire de Broca) associé à l'intégration des unités de parole ainsi qu'à la mémorisation de phrases répétées chez des enfants de 3 mois (Dehaene-Lambertz et al., 2006).

Ici, les résultats contribuent à montrer l'implication d'aires frontales et temporales à un réseau fonctionnel de traitement de la parole dès la naissance. Il est important de souligner que ces expériences utilisaient uniquement des stimuli de parole, on ne peut donc pas prononcer de conclusion quant à la spécificité des mécanismes cérébraux identifiés pour le langage.

## 3

## Conclusion

Pour conclure les nouveau-nés possèdent déjà certaines des capacités perceptives et combinatoires nécessaires à l'acquisition du langage, notamment intégrer l'information positionnelle avec l'information relationnelle et discriminer les positions dans une séquence, prérequis dans l'acquisition à la fois lexicale et morphosyntaxique de la langue native. La NIRS est une technique idéale pour l'étude des fonctions cognitives de cette population développementale.

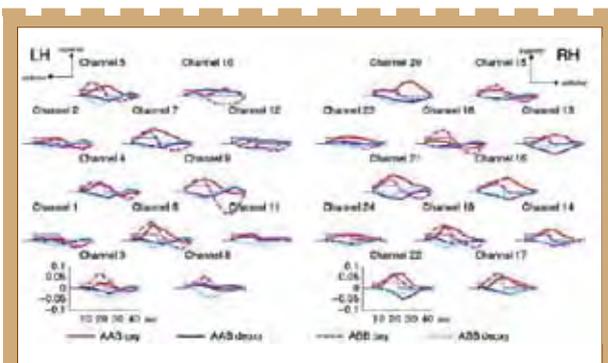


Figure 8 : Moyennes des réponses hémodynamiques pour les blocs homogènes de l'expérience 2. Mêmes conventions de représentation que pour la Figure 2.

## 4

## Bibliographie

- Best, C. T., & Jones, C. (1998). Stimulus-alternation preference procedure to test infant speech discrimination. *Infant Behavior & Development*, 21, 295.
- Bybee, J. L., Pagliuca, W., & Perkins, R. D. (1990). On the asymmetries in the affixation of grammatical material. In W. Croft, K. Denning, & S. Kemmer (Eds.), *Studies in typology and diachrony: Papers presented to Joseph H. Greenberg on his 75th birthday* (pp. 1–42). Amsterdam: John Benjamins.
- Cutler, A., Hawkins, J. A., & Gilligan, G. (1985). The suffixing preference: A processing explanation. *Linguistics*, 23, 723–758.
- Dehaene-Lambertz, G., Dehaene, S., & Hertz-Pannier, L. (2002). Functional neuroimaging of speech perception in infants. *Science*, 298, 2013–2015.
- Dehaene-Lambertz, G., Hertz-Pannier, L., Dubois, J., & Dehaene, S. (2008). How does early brain organization promote language acquisition in humans? *European Review*, 16, 399–411.
- Dehaene-Lambertz, G., Hertz-Pannier, L., Dubois, J., Meriaux, S., Roche, A., Sigman, M., et al. (2006). Functional organization of perisylvian activation during presentation of sentences in preverbal infants. *Proceedings of the National Academy of Sciences, U.S.A.*, 103, 14240–14245.
- Dryer, M. S. (1992). The Greenbergian word order correlations. *Language*, 68, 81–138.
- Endress, A. D., Nespors, M., & Mehler, J. (2009). Perceptual and memory constraints on language acquisition. *Trends in Cognitive Sciences*, 13, 348–353.
- Friederici, A. D. (2002). Towards a neural basis of auditory sentence processing. *Trends in Cognitive Sciences*, 6, 78–84.
- Friederici, A. D., Ruschmeyer, S. A., Hahne, A., & Fiebach, C. J. (2003). The role of left inferior frontal and superior temporal cortex in sentence comprehension: Localizing syntactic and semantic processes. *Cerebral Cortex*, 13, 170.
- Friederici, A. D., Steinhauer, K., & Pfeifer, E. (2002). Brain signatures of artificial language processing: Evidence challenging the critical period hypothesis. *Proceedings of the National Academy of Sciences, U.S.A.*, 99, 529–534.
- Gervain, J., Macagno, F., Cogoi, S., Pena, M., & Mehler, J. (2008). The neonate brain detects speech structure. *Proceedings of the National Academy of Sciences, U.S.A.*, 105, 14222–14227.
- Gervain, J., & Mehler, J. (2010). Speech perception and language acquisition in the first year of life. *Annual Review of Psychology*, 61, 191–218.
- Gervain, J., Berent, I., & Werker, J. (2012). Binding at Birth: The Newborn Brain Detects Identity Relations and Sequential Position in Speech. *Journal of Cognitive Neuroscience*, 24:3, 564–574.
- Kimura, D. (1967). Functional asymmetry of the brain in dichotic listening. *Cortex*, 3, 163–178.
- Marcus, G. F., Vijayan, S., Rao, S. B., & Vishton, P. M. (1999). Rule learning by seven-month-old infants. *Science*, 283, 77–80.
- Maye, J., Werker, J. F., & Gerken, L. (2002). Infant sensitivity to distributional information can affect phonetic discrimination. *Cognition*, 82, B101–B111.
- Meeck, J.H., Firbank, M., Elwell, C.E., Atkinson, J., Braddick, O., Wyatt, J.S., (1998). Regional hemodynamic responses to visual stimulation in awake infants. *Pediatric Research* 43 (6), 840–843.
- Minagawa-Kawai, Y., Mori, K., Naoi, N., Kojima, S., 2007. Neural attunement processes in infants during the acquisition of a language-specific phonemic contrast. *Journal of Neuroscience* 27 (2), 315–321.
- Ng, H. L. H., & Maybery, M. T. (2002). Temporal grouping effects in short-term memory: An evaluation of time-dependent models. *Quarterly Journal of Experimental Psychology*, 55, 391–424.
- Peña, M., Maki, A., Kovacic, D., Dehaene-Lambertz, G., Koizumi, H., Bouquet, F., et al. (2003). Sounds and silence: An optical topography study of language recognition at birth. *Proceedings of the National Academy of Sciences, U.S.A.*, 100, 11702–11705.
- Saffran, J. R., Aslin, R. N., & Newport, E. L. (1996). Statistical learning by 8-month-old infants. *Science*, 274, 1926–1928.
- Sato, Y., Sogabe, Y., & Mazuka, R. (2009). Development of hemispheric specialization for lexical pitch-accent in Japanese infants. *Journal of Cognitive Neuroscience*. 22:11, 2503–2513.
- Telkemeyer, S., Rossi, S., Koch, S. P., Nierhaus, T., Steinbrink, J., Poeppel, D., et al. (2009). Sensitivity of newborn auditory cortex to the temporal structure of sounds. *Journal of Neuroscience*, 29, 14726–14733.



## Focus sur les moments privilégiés avec la Frequency Composition™

Restituer des sons aigus à haute fréquence, inaudibles mais essentiels pour le malentendant, est un véritable défi. Avec Acriva, nous le relevons avec succès et sans en compromettre la qualité sonore, grâce à l'unique fonctionnalité d'abaissement fréquentiel appelée Frequency Composition™, qui se focalise sur l'audibilité de ces sons à haute fréquence, en conservant intact le signal d'origine. Contactez-nous dès maintenant pour accéder à un nouveau monde de technologie avec Acriva de Bernafon.



# DOSSIER

## Intérêts des potentiels évoqués auditifs corticaux chez l'enfant avec une réhabilitation auditive

**David BAKHOS** <sup>1,2,3</sup>  
**MD, PhD,**  
**Emmanuel**  
**LESCANNE** <sup>1,2,3</sup>  
**MD PhD,**  
**Sylvie ROUX** <sup>1,2</sup>,  
**Frédérique**  
**BONNET-**  
**BRILHAULT** <sup>1,2,4</sup>  
**MD, PhD, Nicole**  
**BRUNEAU PhD** <sup>1,2</sup>.

1. INSERM, U930, Tours, France

2. Université François-Rabelais de Tours, CHRU de Tours, UMR-S930, Tours, France

3. CHRU de Tours, service ORL et Chirurgie Cervico-Faciale, boulevard Tonnellé, 37044 Tours, France

4. CHRU de Tours, service de pédopsychiatrie, boulevard Tonnellé, 37044 Tours, France

### Introduction

À la naissance, la cochlée est fonctionnelle contrairement au système auditif central (voies auditives centrales et cortex auditif) qui va mettre plusieurs années pour achever sa maturation (Tucci et al., 1987).

Le développement du langage oral, au cours des 3 premières années, est conditionné par l'arrivée d'informations auditives de qualité au niveau du cortex et par les interactions avec l'environnement (Kuhl P et Rivera-gaxiola M, 2008). En cas de surdité congénitale, la maturation du système auditif central ne pourra pas se faire normalement car à la naissance la cochlée n'est pas fonctionnelle. Cette privation sensorielle va influencer négativement sur la maturation synaptique corticale et l'évolution des dendrites au niveau du cortex auditif. En l'absence de réhabilitation auditive, cette absence de maturation du cortex auditif aura un impact non seulement sur les performances auditives mais aussi sur l'acquisition des capacités langagières en cas de surdité congénitale.

Les programmes de dépistage néonatal de la surdité, qui s'organisent dans les maternités, favorisent un diagnostic précoce et une réhabilitation auditive précoce (Langagne et al., 2010). Les aides auditives permettent, en cas de surdité congénitale, d'améliorer la qualité des informations auditives arrivant au cortex et par conséquent le développement du langage oral. La réhabilitation se fera par des audioprothèses ou un implant cochléaire (IC) selon le degré de la surdité. La réhabilitation audioprothétique permet l'amplification, dans le conduit auditif externe, des sons environnants et de la voix humaine afin de restaurer l'audition. L'IC va lui transformer les informations acoustiques en informations électriques et stimuler directement le nerf cochléaire. Dans ces 2 cas, le système auditif central va être amené à traiter ces nouvelles informations auditives. Si l'audiométrie tonale et vocale permettent d'apprécier la qualité de la stimulation cochléaire, elles n'évaluent pas l'intégration auditive corticale. Le développement du langage oral chez ces enfants n'est alors qu'un témoin tardif de la qualité de la réhabilitation auditive.

Malgré le dépistage et la réhabilitation auditive précoce auxquels s'ajoutent les progrès technologiques des aides auditives, il persiste des situations décevantes tant au niveau des performances auditives qu'au niveau du développement du langage chez l'enfant sourd. Cette variabilité inter-individuelle est constatée par tous les acteurs qui s'occupent de la surdité (Peterson et al., 2010). De multiples facteurs semblent influencer le résultat sur l'acquisition du langage oral d'un enfant sourd congénital réhabilité : âge au diagnostic, précocité et qualité de la rééducation orthophonique, implication familiale, existence d'une fibrose ou malformation cochléaire ou encore d'un handicap associé. Parmi ces facteurs, c'est la durée de privation auditive qui conditionne le plus la qualité

du développement ultérieur du langage oral (O'Donoghue et al., 2000). D'autres facteurs périphériques ont été mis en évidence comme la position intracochléaire du porte électrode (Finley et al., 2008) ou la trophicité nerveuse périphérique (Nadol et al., 2006). Ces facteurs périphériques sont importants à prendre en compte mais n'expliquent pas à eux seuls la variabilité des résultats.

L'influence des phénomènes de plasticité cérébrale et de réorganisation du cortex auditif semble tout aussi primordiale que celle des facteurs périphériques (Moore et Shannon, 2009).

L'exploration de ces facteurs corticaux, chez les patients avec une réhabilitation auditive, ne peut pas se faire par IRMf compte tenu des champs magnétiques mis en jeu. Dans une population de sourds avec réhabilitation auditive, l'étude des modifications anatomiques et fonctionnelles du cortex auditif fait donc appel à d'autres techniques d'imagerie, principalement la TEP-scanner et les PEAc. La TEP-scanner est une technique qui permet l'étude du cortex auditif et des équipes l'ont utilisé pour étudier le cortex auditif chez des patients implantés à l'âge adulte pour une surdité post linguale (Coez et al., 2008) ou chez des enfants implantés (Lee et al., 2001). Cependant, cette technique peut être source d'irradiation et des études récentes ont montré la morbidité que pouvait induire ces examens surtout s'ils sont réalisés au plus jeune âge (Brenner and Hall, 2007). La MEG permet aussi l'exploration du cortex auditif, cependant elle nécessite un plateau technique conséquent et contraignant. De plus, le champ magnétique limite son utilisation en cas de patients avec un implant pour l'enregistrement satisfaisant des réponses corticales. Seule une étude, incluant 2 adultes implantés a été publiée (Pantev et al., 2006). Pour ces raisons, la MEG est difficilement applicable chez l'enfant. Ainsi, les potentiels évoqués auditifs corticaux (PEAc) sont une technique de choix pour le patient sourd avec une réhabilitation auditive. Ils pourraient permettre l'étude de marqueurs objectifs corticaux électrophysiologiques en lien avec les performances auditives et/ou le développement du langage oral. Après un rappel succinct de la technique des PEAc, nous décrivons les travaux effectués pour suivre la maturation du cortex auditif de l'enfant normo-entendant et de l'enfant avec une réhabilitation auditive.

1

**Les potentiels évoqués auditifs corticaux : principe, bases électrophysiologiques et analyse**

Il existe 3 types de PEA. Leur classification est basée sur les latences des réponses (Davis, 1976). On distingue les PEA du tronc cérébral survenant dans les 10 premières millisecondes après la stimulation auditive. Ils explorent



les voies auditives de la partie proximale du nerf cochléaire au lemnieux latéral. Les PEA de latence moyenne dont la latence est comprise entre 20 et 50 ms, permettent d'étudier le traitement de l'information du thalamus jusqu'au cortex auditif primaire. Les PEA corticaux (PEAc), dont la latence est comprise entre 50 et 500 ms, permettent l'étude du traitement cortical de l'information sonore.

L'électroencéphalogramme (EEG) reflète l'activité neuronale globale spontanée dans les différentes aires corticales. Les potentiels évoqués auditifs corticaux (PEAc) sont définis comme des modifications transitoires de l'électroencéphalogramme consécutives à une stimulation auditive. Les PEA sont de très faible amplitude de l'ordre de quelques dixièmes à quelques dizaines de microvolts, alors que l'amplitude de l'EEG peut atteindre 100 à 200  $\mu$ V. Il faut donc extraire les PEA de l'EEG pour étudier les réponses auditives ce qui est possible en ayant recours aux techniques de moyennage (Dawson et al., 1954). Le stimulus auditif est répété et les segments d'EEG sont moyennés en synchronisation avec le stimulus. Ainsi, l'EEG qui survient de manière aléatoire tend à s'annuler alors que les réponses auditives synchronisées à la stimulation et reproductibles s'ajoutent. Les PEAc fournissent une information temporelle fine du déroulement de l'activité neuronale associée au traitement de l'information auditive. De façon arbitraire, les ondes négatives sont représentées vers le haut et les ondes positives vers le bas, le chiffre associé indiquant la latence de l'onde : N100 ou N1 à 100 ms, P200 ou P2 à 150-200 ms, N250 ou N2 à 250-300 ms. Les différentes ondes ont été décrites dans 2 numéros précédents de la revue auxquels le lecteur peut se référer (Jutras et al., 2010 ; Bruneau et al., 2011).

2

## Maturation des PEAc au cours du développement normal

Avant de décrire en détails l'évolution des réponses auditives avec l'âge chez l'enfant, nous ferons une description des réponses auditives corticales de l'adulte, ce qui aidera à mentionner par la suite l'âge auquel les différentes réponses atteignent le pattern adulte. Aussi bien chez l'enfant que chez l'adulte, on dissocie classiquement les réponses fronto-centrales des réponses temporales.

### 2.1. Chez l'adulte

#### 2.1.1. Réponses fronto-centrales

La réponse sensorielle de l'adulte est principalement caractérisée par l'onde N100 ou N1 qui a fait l'objet de nombreux travaux. Cette réponse est également appelée N1b dans la terminologie de Mc Callum et Curry (1980). Cette onde culmine vers 100 ms au niveau des électrodes fronto-centrales. Elle constitue, chez l'adulte, la négativité la

plus ample de la réponse évoquée entre 80 et 200 ms. Elle refléterait l'activation de générateurs situés dans le cortex auditif supratemporal, comme l'ont proposé différents auteurs après avoir observé une inversion de la polarité au niveau de la scissure de Sylvius (Vaughan et Ritter, 1970 ; Peronnet et al., 1974). Ceci a ensuite été confirmé par les enregistrements neuromagnétiques, les techniques de modélisation dipolaire, et les études lésionnelles (voir revue dans Näätänen et Picton, 1987). Outre ces deux composantes temporelles, l'onde N1b comporte une composante frontale, mise en évidence à partir des cartes de densité de courant (Giard et al., 1994). Ces auteurs font l'hypothèse qu'elle pourrait être générée au niveau du cortex moteur, de l'aire motrice supplémentaire et/ou du gyrus cingulaire.

L'onde N1b est suivie d'une onde positive P2 qui culmine entre 150 et 250 ms après la stimulation, et qui a été beaucoup moins étudiée que l'onde N1b. Les deux réponses N1b et P2 reflètent des processus auditifs indépendants. En effet, elles n'ont pas la même sensibilité aux caractéristiques physiques de la stimulation (intensité des tones, cadence de stimulation) ni aux tâches mises en jeu comme l'attention. L'augmentation de l'attention vers une stimulation auditive entraîne une augmentation d'amplitude l'onde N1b et une diminution de celle de P2. Les générateurs sous-tendants l'onde P2 ne sont pas aussi bien définis que ceux de l'onde N1b. L'onde P2 comporterait plusieurs composantes, l'une générée dans le cortex temporal au niveau du planum temporal et l'autre serait la conséquence de l'activation du système réticulaire mésencéphalique (voir revue dans Crowley and Colrain, 2004).

L'onde négative tardive N250 qui suit les ondes N1b-P2 est en général de faible amplitude. Elle a été très peu étudiée chez l'adulte. Elle est pourtant enregistrée même si aucune tâche n'est demandée au sujet. Sa latence et son amplitude sont également dépendantes des caractéristiques physiques de la stimulation (Vidal et al., 2005). Cette onde est sous-tendue par des générateurs dans le plan supra-temporal du cortex auditif dans la mesure où la distribution de potentiel de l'onde N250 montre une inversion de polarité sur les régions temporo-mastoïdiennes (Vidal et al., 2005).

#### 2.1.2. Réponses temporales

Ces réponses temporales ont été initialement décrites sous le nom de « complexe T » (Wolpaw and Penry, 1975) cependant la terminologie N1a et N1c de Mc Callum et Curry (1980) est le plus souvent utilisée pour dénommer les 2 ondes négatives successives enregistrées sur les régions temporales.

L'onde N1a est enregistrée de façon maximale au niveau des régions temporales, environ 70 ms après la stimulation. Elle est en général plus ample du côté gauche. Très peu étudiés chez l'adulte, ses générateurs neuronaux sont mal connus.

L'onde N1c culmine au niveau des électrodes temporales, vers 130 ms et correspond à la composante Tb du complexe T initialement décrit par Wolpaw et Penry (1975). Elle est généralement enregistrée de façon maximale sur l'hémisphère droit (Wolpaw et Penry, 1977). Elle refléterait l'activation de générateurs situés dans la partie latérale du gyrus temporal supérieur, comme cela a pu être montré par les enregistrements corticaux, par les techniques de modélisation dipolaire (Scherg et Von Cramon, 1985, 1986), et par les enregistrements obtenus sur des patients présentant des lésions cérébrales (Woods et al., 1993).

Ces 2 négativités sont séparées par une onde positive qui culmine environ 100 ms après la stimulation.

Remarque : la terminologie N1a, N1b, N1c est couramment utilisée bien que ces réponses ne présentent aucun caractère commun si ce n'est leur culminance dans la période de latence proche de 100 ms (75-100-130 ms respectivement). Elles correspondent à la mise en jeu de régions anatomiques différentes et traduisent des rôles fonctionnels différents.

## 2.2. Chez l'enfant

La morphologie des réponses fronto-centrales de l'enfant est très différente de celle de l'adulte alors que celle des réponses temporales est similaire à celle observée chez l'adulte. En temporal, seules la latence et l'amplitude des ondes sont fonction de l'âge.

### 2.2.1. Réponses fronto-centrales

Elles sont constituées d'une succession de réponses dénommées P100, N250, N450 en fonction de leur polarité et de leur latence (Ceponiene et al., 1998 ; Korpilathi et al., 1994 ; Ponton et al., 2000). A la naissance, l'onde positive P150 culmine vers 300 ms suivie de l'onde négative N250 de faible amplitude dont le pic culmine à une latence de 300-350 ms (Kurtzberg et al., 1984). Le pic de l'onde P150 va augmenter en amplitude jusqu'à l'âge de 3 mois puis rester stable jusqu'à l'âge d'un an, la latence de cette onde va diminuer pendant cette période (Kushnerenko et al., 2002). Si les réponses fronto-centrales des nouveau-nés sont dominées par cette positivité P150, elles vont par la suite être dominées par la large négativité de l'onde N250 qui va augmenter en amplitude pendant les premières années de la vie. L'augmentation de l'amplitude des ondes et la diminution de leur latence sont habituellement attribuées à la myélinisation, à la densité et à l'efficacité de l'organisation synaptique dans la couche III du cortex auditif (Eggermont, 2007). Il faut cependant aussi prendre en compte que ces ondes enregistrées à la surface proviennent de générateurs corticaux multiples qui ont des maturations différentes. Ainsi de la naissance à l'âge de 10-12 ans, une évolution des PEAc va avoir lieu en termes

de morphologie, de latence et d'amplitude notamment avec l'apparition de l'onde N1b. Après l'âge de 10-12 ans, le complexe P100, N1, P2, N250 est stable.

La latence de l'onde P1 va atteindre une latence aux alentours de 50 ms au fur et à mesure de la maturation du cortex auditif. L'amplitude de cette onde va aussi diminuer avec l'âge. Sa topographie est fronto-centrale. Ses générateurs sont le cortex auditif primaire (gyrus d'Heschl), le planum temporal, les régions temporales latérales et peut être des régions sous-corticales (voir revue dans Martin et al., 2008). L'onde N250 encore appelée N2 est une large déflexion négative dont la latence se situe aux alentours de 250-300 ms. L'amplitude de cette onde semble évoluer jusqu'à l'âge de 16 ans pour ensuite diminuer et devenir quasiment absente à l'âge adulte (Wunderlich et Cone-Besson, 2006).

Tout comme l'onde P100, l'étude topographique de l'onde N250 montre une inversion de polarité au niveau de la scissure de Sylvius indiquant des générateurs dans le plan supra-temporal du cortex auditif. Cependant les études de modélisation montrent que les générateurs de l'onde N250 ont une localisation plus antérieure que ceux de l'onde N1b (Bruneau et Gomot, 1998; Ceponiene et al., 1998).

L'onde N1b fronto-centrale de l'adulte n'émerge que vers l'âge de 8-10 ans (Pang et Taylor, 2000, Wunderlich et Cone-Besson, 2006). Elle est générée dans les couches superficielles du cortex auditif supra-temporal et frontal (Ponton et al., 2002). Elle présente une morphologie proche de celle de l'adulte et son amplitude augmente avec l'âge (Ceponiene et al., 1998 ; Sussman et al., 2008 ; Tonniquist-Ulhen, 1996). Certains auteurs l'ont décrite dès l'âge de 3 ans (Paetau et al., 1995), émergeant sur les régions pariétales. Plusieurs hypothèses ont été avancées pour expliquer l'absence de cette onde chez le jeune enfant. Pour certains auteurs, la période réfractaire de cette onde est plus longue pendant l'enfance qu'à l'âge adulte (Sussman et al., 2008). Pour d'autres, l'apparition de cette onde négative pourrait être liée à la fonctionnalité des couches plus superficielles du cortex auditif (Picton et Taylor, 2007 ; Shahin et al., 2004) alors que l'activité des couches corticales plus profondes serait représentée par une large positivité chez l'enfant.

L'onde P2 émerge en même temps que l'onde N1b aux alentours de 8 ans et sa latence varie peu avec l'âge jusqu'à l'âge adulte.

### 2.2.2. Réponses temporales

Les réponses temporales de l'enfant sont dominées par les deux négativités successives N1a et N1c. Globalement ces réponses correspondent à celles enregistrées chez l'adulte. Cependant les latences sont plus tardives et les amplitudes plus amples chez l'enfant que chez l'adulte. Elles culminent à environ 90 et 170 ms

Auteurs (enfants)	N	Stimulus	Électrode	Ondes	Conclusion
Ponton et al., 1996a	6	Click	Cz	Latence de P1	Absence du complexe N1/P2 Relation entre la durée de surdité et l'âge auquel la latence de P1 revient à la normale
Ponton et al., 1996b	18	Click	Cz	Latence de P1	Maturation de l'onde P1 retardée mais évolution normale
Eggermont et al., 1997	12	Click	Cz	Latence de P1	Maturation plus rapide si IC précoce mais il existe une maturation y compris en cas d'implantation tardive
Sharma et al., 2002a	107	/ba/	Cz	Latence de P1	3 périodes de maturation (<3,5 ans ; 3,5-7 ans ; >7 ans)
Sharma et al., 2002b	22	/ba/	Cz	Latence de P1	Retour de la latence de P1 à la normale après 6 mois d'expérience avec l'IC

Tableau 1: Principales études portant sur la maturation du cortex auditif chez des enfants implantés, âgés de 2 à 12 ans, en utilisant les PEAc (à l'exception de l'étude de Sharma et al., 2002a qui a inclus des patients de 2 à 35 ans).



respectivement chez l'enfant de 4-8 ans (Bruneau et al., 1997). Les amplitudes et latences diminuent avec l'âge (Tonquist-Uhlen et al., 2003). Le fait que l'os temporal soit d'épaisseur plus faible chez l'enfant que chez l'adulte peut être un facteur permettant d'expliquer la plus grande amplitude des réponses enregistrées chez les enfants. Les générateurs peuvent aussi avoir une orientation différente dans les deux groupes de sujets.

3

### Maturation des PEAc chez l'enfant sourd réhabilité

Les principaux travaux portant sur la maturation du cortex auditif des enfants avec une réhabilitation auditive ont étudié les réponses fronto-centrales. Un résumé de ces travaux est présenté sur le **tableau 1**. Pour l'ensemble de ces travaux seules les réponses fronto-centrales ont été enregistrées à l'aide d'une électrode au vertex (Cz).

La latence de l'onde P1 suite à l'activation d'un IC ou suite à la mise en place d'une audioprothèse, est plus élevée comparée à celle des enfants normo-entendants de même âge. De plus, cette latence retardée de l'onde P1 est en lien avec la durée de privation auditive (Ponton et al., 1996a, 1999).

Ces premières données ont été confortées sur un plus grand nombre d'enfants implantés (Sharma et al., 2002a). La latence du pic de l'onde P1 a été comparée chez des enfants implantés en fonction de l'âge d'implantation. La latence de l'onde P1 des enfants implantés avant 3 ans 1/2 était comparable à celle des enfants normo-entendants. Tandis que la latence des enfants implantés après l'âge de 7 ans était retardée.

Après implantation cochléaire, il a été observé dans des études longitudinales que même si la latence de l'onde P1 est retardée, elle va au fur et à mesure diminuer avec le port de l'aide auditive (Ponton et al., 1996b), cela suggère que l'IC a permis la maturation du cortex auditif. En effet, les latences de l'onde P1 diminuent rapidement à partir de l'activation de l'implant et atteignent, dans les 6 mois après activation de l'implant, des latences correspondant à celle des enfants normo-entendants de même âge dans le cas d'implantation précoce (avant 3 ans 1/2) (Sharma et al., 2002b, 2002c,

2005a). Pour les enfants implantés entre 3,5 et 6,5 ans, les latences sont significativement plus élevées que celles des enfants normo-entendants de même âge. Pour les implantés après l'âge de 7 ans, les latences sont très retardées quelle que soit la durée du port d'implant (Sharma et al., 2005a). Toutefois, même en cas d'implantation tardive (après 7 ans), des auteurs notent un raccourcissement de la latence de l'onde P1 (Eggermont et al., 1997 ; Sharma et al., 2005a). Cette évolution est le témoin montrant d'une plasticité cérébrale mais cette décroissance de la latence de l'onde P1 se fait moins rapidement (Sharma et al., 2005a). Ainsi, ces études électrophysiologiques suggèrent que la période de plasticité du cortex auditif est maximale jusqu'à 3 ans et demi.

En résumé, la latence de l'onde P1 permet de suivre la maturation du cortex auditif suite à une restauration de l'audition par une aide auditive. Cette mesure peut être utile pour définir le moment où la maturation du cortex auditif ne se fait plus ce qui se traduit par un arrêt de la diminution de la latence de cette onde. Dans cette situation, chez un enfant appareillé avec des audioprothèses, cet arrêt d'évolution de la latence de l'onde P1 pourrait être un marqueur cortical pour aider à l'indication de la pose d'un IC comme cela a été proposé par certains auteurs (Sharma et al., 2005b).

Ces études chez l'enfant avec une réhabilitation auditive se sont principalement intéressées aux réponses fronto-centrales. Cependant, plusieurs études électrophysiologiques ont montré une relation entre les réponses temporales (plus particulièrement de l'onde N1c) et l'acquisition des capacités langagières dans différentes populations d'enfants. La diminution d'amplitude et l'allongement de latence de l'onde N1c ont été mis en lien avec de mauvaises performances du langage chez des enfants atteints d'autisme (Bruneau et al., 2003), de trisomie 21 (Groen et al., 2008) ou troubles spécifiques du langage (Shaffer et al., 2011). De plus des études récentes ont montré qu'à l'adolescence il existait des différences de niveau de langage chez ces enfants avec une réhabilitation audiprothétique (Stelmachowicz et al., 2004; Delage et Tuller, 2007). L'hypothèse d'un dysfonctionnement du système auditif central consécutif à la surdité pourrait expliquer ces différences.

Nous avons effectué une étude électrophysiologique préliminaire chez des enfants avec une réhabilitation audiprothétique et des niveaux de langage différents. Nos premiers résultats semblent confirmer des anomalies de l'onde temporelle N1c (Absence de

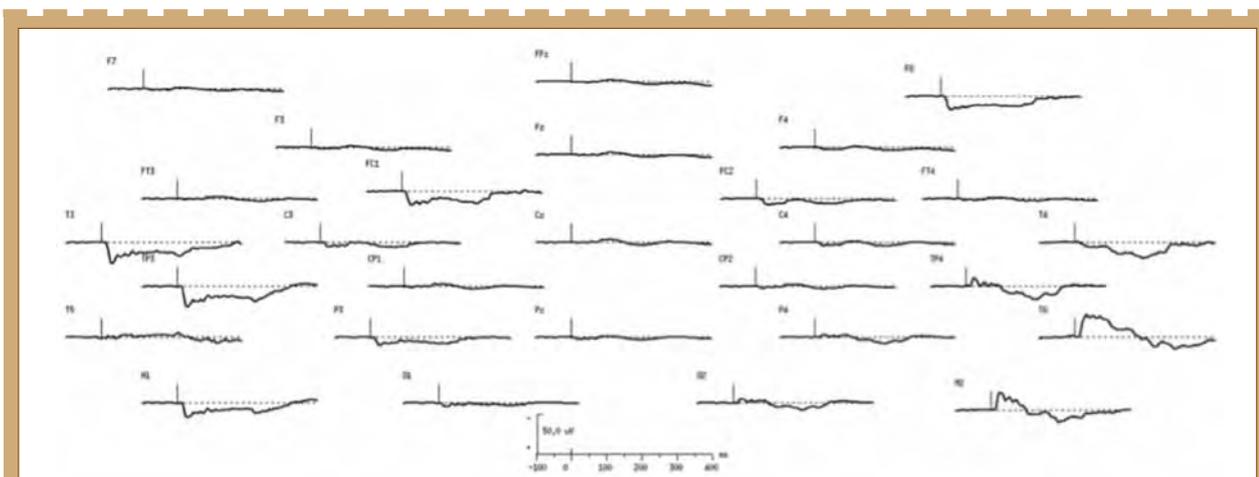


Figure 1: Enregistrement des PEAc chez 6 patients adultes IC (4 IC droit et 2 IC gauche) dans le cadre d'une surdité post linguale. On note un artefact de grande amplitude en régions temporales (T3-T4) et mastoïdiennes (M1-M2) de grande amplitude et durant le temps de stimulus auditif (200 ms dans cette étude).

l'onde, diminution d'amplitude) chez les enfants avec une mauvaise acquisition des capacités langagières. Cependant, en l'état actuel des connaissances, il apparaît difficile de savoir si l'onde N1c est un marqueur prédictif d'acquisition du langage (du fait d'un découplage entre les aires auditives et celles du langage suite à la surdité) ou si elle reflète une signature corticale du défaut d'acquisition du langage oral.

Chez le patient implanté cochléaire, l'étude des réponses temporelles est rendue plus complexe compte tenu de la présence d'un artefact sur les tracés des PEAc. Cet artefact de grande amplitude, synchronisé à la stimulation auditive et localisé du côté de l'IC, est dû à l'artefact de stimulation de l'IC. Il est nécessaire de le réduire afin de pouvoir étudier les réponses temporelles mais aussi pour pouvoir effectuer des études en cartographie. Pour le réduire, nous avons utilisé une méthode statistique appelé l'analyse en composantes indépendantes (ACI) qui permet de décomposer le signal en un ensemble de sources indépendantes et ainsi réduire l'artefact de stimulation dû à l'IC. L'identification de ces composantes dues à l'IC est primordiale pour l'analyse ultérieure des PEAc. Nous avons utilisé la méthode de l'ACI afin de réduire l'artefact chez 6 patients adultes implantés. Avant réalisation de l'ACI, l'artefact de l'IC était localisé de manière ipsilatérale à l'IC en région temporal sur le tracé EEG. Cet artefact avait un pic de grande amplitude en moyenne  $98 \pm 57 \mu\text{V}$  à  $31 \pm 4 \text{ ms}$ , synchronisé à la stimulation auditive. Il débutait à  $14 \pm 3 \text{ ms}$  et se finissait à  $264 \pm 20 \text{ ms}$ . La **figure 1** montre l'artefact de stimulation de l'IC. Après réalisation de l'ACI, les différentes composantes formant le signal étaient identifiées (**Figure 2**). Les composantes correspondant à l'IC étaient identifiées. Il s'agissait de composantes localisées ipsilatéralement à l'IC, de grande amplitude et synchrones à la stimulation. La **figure 3** illustre les PEAc moyennés des 6 patients adultes après soustraction des composantes dues à l'IC la technique de l'ACI a été appliquée. Les réponses fronto-centrales montrent la présence du complexe N1-P2-N2. Le pic de l'onde N1 avait une latence de  $116 \pm 12 \text{ ms}$  et une amplitude de  $-2,2 \pm 2 \mu\text{V}$ . Le pic de l'onde P2 avait une latence de  $205 \pm 19 \text{ ms}$  et une amplitude de  $2,7 \pm 1,9 \mu\text{V}$ . Le pic de l'onde N2 avait une latence de  $269 \pm 12 \text{ ms}$  et une amplitude de  $-1,1 \pm 2 \mu\text{V}$ . On observait également une inversion de la polarité en région mastoïdienne (M1 et M2). Des cartographies de champs de potentiel ont pu être

effectuée suite à la réduction de l'artefact de l'IC. On observe pour l'onde N1 une négativité avec distribution fronto-centrale (Figure 4). La carte de densité de courant montrait la présence de générateurs temporeux bilatéraux (**Figure 4**). Cette étude préliminaire chez des adultes implantés nous a permis par la suite de réaliser ce protocole chez de jeunes enfants implantés (Bakhos et al., 2012).

Cette technique du rejet d'artefact a été étudiée chez l'adulte (Debener et al., 2008) mais aussi chez de jeunes enfants implantés (Gilley et al., 2006 ; Bakhos et al., 2012). Ainsi, le rejet de l'artefact est une étape primordiale pour utiliser l'étude du cortex auditif à l'aide des PEAc chez les patients implantés afin d'utiliser des paradigmes plus complexes et rechercher des marqueurs objectifs en lien avec les performances auditives et/ou le développement du langage oral.

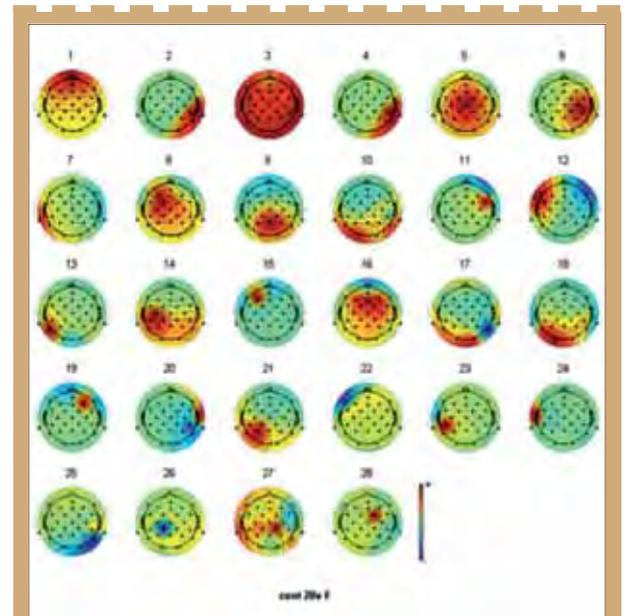


Figure 2 : Identification de 28 composantes indépendantes après réalisation de l'ACI sur le tracé d'un patient implanté cochléaire droit.

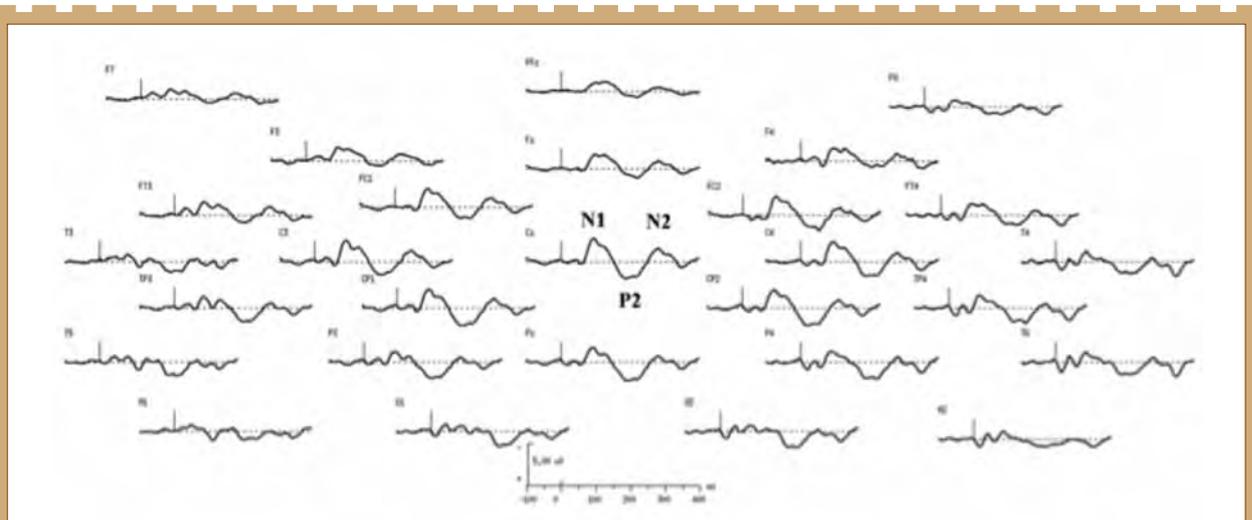


Figure 3 : Enregistrement des PEAc chez 6 patients adultes IC (4 IC droit et 2 IC gauche) dans le cadre d'une surdité post linguale après rejet des composantes de l'artefact de l'implant cochléaire en utilisant la méthode de l'ACI. On note le complexe N1-P2-N2 en région fronto-centrale (Cz) et une inversion de polarité en région mastoïdienne (M1 et M2).



Ces difficultés méthodologiques liées à l'IC expliquent probablement le manque de travaux d'électrophysiologie dans cette population. Aussi, c'est sans doute la raison pour laquelle les équipes nord-américaines ne rapportent que leurs données enregistrées au niveau du vertex (Cz) (Sharma et al., 2002a ; Gordon et al., 2011). Dans la littérature, peu de travaux électrophysiologiques ont exploré l'enfant implanté cochléaire, avec un nombre d'électrodes supérieur à 16 (Tableau 2). Tous ces travaux ont utilisé la technique de l'ACI pour la réduction de l'artefact sauf Gordon et al. (2008) qui envoient les stimulations directement via l'IC.

## Conclusion

Les enfants sourds congénitaux ne peuvent pas acquérir le langage oral. L'acquisition du langage après réhabilitation montre des différences individuelles qui peuvent être liées à la réorganisation corticale consécutive à la surdité. Le fonctionnement auditif cortical peut être exploré par les méthodes électrophysiologiques.

L'identification de tels marqueurs objectifs corticaux permettra de définir des facteurs pronostics et de mieux repérer les enfants nécessitant une adaptation précoce de la rééducation.

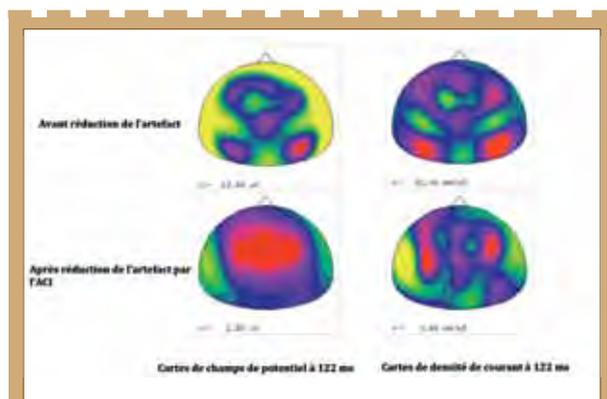


Figure 4: Carte de champs de potentiel (à gauche) et de densité de courants (à droite) réalisées à la latence de l'onde N1 pour les 6 patients implantés cochléaires. Avant rejet de l'artefact de l'IC, l'analyse de la distribution de l'onde N1 n'était pas possible compte tenu de la présence de l'artefact de l'IC sur la carte de champs de potentiel. Après réduction de l'artefact, on observe une négativité fronto-centrale et l'inversion de polarité en région mastoïdienne. Sur les cartes de densité de courant, avant rejet de l'artefact, on met en évidence après réduction de l'artefact de l'IC, la mise en jeu de générateurs temporaux à l'origine de cette onde N1. Avant le rejet de l'artefact de l'IC, seuls les générateurs de l'artefact étaient observés.

## Références

- Bakhos D, Roux S, Robier A, Bonnet-Brilhaut F, Lescanne E, Bruneau N (2012) Minimization of cochlear implant artifact in cortical auditory evoked potentials in children. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol.*76(11):1627-32.
- Brenner DJ, Hall EJ (2007) Computed tomography--an increasing source of radiation exposure. *N Engl J Med.* 29;357(22):2277-84.
- Bruneau N, Gomot M (1998) Auditory evoked potentials (N1 wave) as indices of cortical development. In: Garreau, B. (Ed.), *Neuroimaging in Child Neuropsychiatric Disorders.* Springer-Verlag, New-York, pp. 113-124.
- Bruneau N, Bonnet-Brilhaut F, Gomot M, Adrien JL, Barthélémy C (2003) Cortical auditory processing and communication in children with autism: electrophysiological/behavioral relations. *Int J Psychophysiol.* 51(1):17-25.
- Bruneau N, Gomot M, Bonnet-Brilhaut F, Barthélémy C (2011) Troubles centraux de l'audition dans l'autisme. *Les cahiers de l'audition.* 1 : 22-5.
- Bruneau N, Roux S, Guérin P, Barthélémy C, Lelord G (1997) Temporal prominence of auditory evoked potentials (N1 wave) in 4-8-year-old children. *Psychophysiology.*;34(1):32-8.
- Ceponiene R, Cheour M, Näätänen R (1998) Interstimulus interval and auditory event-related potentials in children: evidence for multiple generators. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol.* 108(4):345-54.
- Coez A, Zilbovicius M, Ferrary E, Bouccara D, Mosnier I, Ambert-Dahan E, Bizaguet E, Syrota A, Samson Y, Sterkers O. (2008) Cochlear implant benefits in deafness rehabilitation: PET study of temporal voice activations. *J Nucl Med.* 49(1):60-7.
- Crowley KE, Colrain IM (2004) A review of the evidence for P2 being an independent component process: age, sleep and modality. *Clin Neurophysiol.*115:732-44.
- Davis H (1976) Principles of electric response audiometry. *Ann Otol Rhinol Laryngol.* 85 SUPPL 28(3 Pt3):1-96.
- Dawson GD (1954) A summation technique for the detection of small evoked potentials. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol.* 6 (1):65-84.
- Debener S, Hine J, Bleck S, Eyles J (2008) Source localization of auditory evoked potentials after cochlear implantation. *Psychophysiology.* 45(1): 20-4.
- Delage H, Tuller L (2007) Language development and mild-to-moderate hearing loss: does language normalize with age? *J Speech Lang Hear Res.* 50, 1300-1313.
- Delorme A, Makeig S (2004) EEGLAB: an open source toolbox for analysis of single-trial EEG dynamics including independent component analysis. *J Neurosci Methods.* 134: 9-21.
- Eggermont, J. (2007) Electric and magnetic field of synchronous neural activity: peripheral and central origins of auditory evoked potentials. *Auditory evoked potentials: Basic principles and clinical application.* Burkard RF, Don M, Eggermont JJ. 731 pages.
- Eggermont, J., Ponton, C., Don, M., Waring, M., Kwong, B (1997) Maturation delays in cortical evoked potentials in cochlear implant users. *Acta Otolaryngologica.* 117, 161-163.
- Giard MH, Perrin F, Echallier JF, Thévenet M, Froment JC, Pernier J (1994) Dissociation of temporal and frontal components in the human auditory N1 wave: a scalp current density and dipole model analysis. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol.* 92(3):238-52.

Auteurs	N	Age	Nombre d'électrodes	Stimulus auditif	ConclusionS
Gilley et al., 2008	18	9,5-14	64	/ba/	Générateurs de l'onde P1 localisés en pariéto-temporale en cas d'implantation tardive
Gordon et al., 2008	15	11-18	28	Tone via l'IC	Morphologie des PEAc anormale ou immature chez les enfants avec un PBK<50%
Castaneda-villa et al.,2012	5	4-10	19	Tone	Asymétries interhémisphériques de la topographie de l'onde P1
Torppa et al., 2012	22	4,1-9,2	64	Instruments musicaux	Moins de sensibilité corticale à la musique chez les enfants avec un IC

Tableau 2 : Séries d'au moins 5 enfants IC utilisant les PEAc avec plusieurs électrodes

- Gilley PM, Sharma A, Dorman M, Finley CC, Panch AS, Martin K (2006) Minimization of cochlear implant stimulus artifact in cortical auditory evoked potentials. *Clin Neurophysiol.* 117(8):1772-82.
- Groen MA, Alku P, Bishop DV. (2008). Lateralisation of auditory processing in Down syndrome: a study of T-complex peaks Ta and Tb. *Biol Psychol.* 79, 148-157.
- Finley CC, Holden TA, Holden LK, Whiting BR, Chole RA, Neely GJ, Hullar TE, Skinner MW (2008) Role of electrode placement as a contributor to variability in cochlear implant outcomes. *Otol Neurotol.* 29(7):920-8.
- Jutras B., Koravand A., Leroux T (2010) Les potentiels évoqués auditifs et le trouble de traitement auditif. *Les cahiers de l'audition.* : 37-43.
- Kuhl P, Rivera-Gaxiola M (2008) Neural substrates of language acquisition. *Annu Rev Neurosci.* 31:511-34.
- Korpilahti P, Lang HA (1994) Auditory ERP components and mismatch negativity in dysphasic children. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol.* 91:256-64.
- Kurtzberg D, Hilpert PL, Kreuzer JA, Vaughan HG Jr (1984) Differential maturation of cortical auditory evoked potentials to speech sounds in normal fullterm and very low-birthweight infants. *Dev Med Child Neurol.* 26(4):466-75.
- Kushnerenko E, Ceponiene R, Balan P, Fellman V, Näätänen R (2002) Maturation of the auditory change detection response in infants: a longitudinal ERP study. *Neuroreport.* 28;13(15):1843-8.
- Langagne T, Lévêque M, Schmidt P, Chays A (2010) Universal newborn hearing screening in the Champagne-Ardenne region: a 4-year follow-up after early diagnosis of hearing impairment. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol.* 74(10):1164-70.
- Lee DS, Lee JS, Oh SH, Kim SK, Kim JW, Chung JK, Lee MC, Kim CS (2001) Cross-modal plasticity and cochlear implants. *Nature.* 409(6817):149-50.
- McCallum WC, Curry SH (1980) The form and distribution of auditory evoked potentials and CNVs when stimuli and responses are lateralized. *Prog Brain Res.* 54:767-75.
- Martin BA, Tremblay KL, Korczak P (2008) Speech evoked potentials: from the laboratory to the clinic. *Ear Hear.* 29(3):285-313.
- Näätänen R, Picton T (1987) The N1 wave of the human electric and magnetic response to sound: a review and an analysis of the component structure. *Psychophysiology.* 24(4):375-425.
- Nadol JB Jr, Eddington DK (2006) Histopathology of the inner ear relevant to cochlear implantation. *Adv Otorhinolaryngol.* 64:31-49.
- O'Donoghue GM, Nikolopoulos TP, Archbold SM (2000) Determinants of speech perception in children after cochlear implantation. *Lancet.* 5;356(9228):466-8.
- Pang EW, Taylor MJ (2000) Tracking the development of the N1 from age 3 to adulthood: an examination of speech and non-speech stimuli. *Clin Neurophysiol.* 111: 388-97.
- Paetou R, Ahonen A, Salonen O, Sams M (1995) Auditory evoked magnetic fields to tones and pseudowords in healthy children and adults. *J Clin Neurophysiol.* 12(2):177-85.
- Pantev C, Dinnesen A, Ross B, Wollbrink A, Knief A (2006) Dynamics of auditory plasticity after cochlear implantation: a longitudinal study. *Cereb Cortex.* 16(1):31-6.
- Perrin F, Bertrand O, Pernier J (1987) Scalp current density mapping: value and estimation from potential data. *IEEE Trans Biomed Eng.* 34(4):283-8.
- Perrin F, Pernier J, Bertrand O, Echallier JF (1989) Spherical splines for scalp potential and current density mapping. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol.* 72(2):184-7.
- Peronnet F, Michel F, Echallier JF, Girod J (1974). Coronal topography of human auditory evoked responses. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol.* 37:225-30.
- Peterson NR, Pisoni DB, Miyamoto RT. (2010) Cochlear implants and spoken language processing abilities: review and assessment of the literature. *Restor Neurol Neurosci.* 28(2):237-50.
- Picton TW, Taylor MJ (2007) Electrophysiological evaluation of human brain development. *Dev Neuropsychol.* 31(3):249-78.
- Ponton C, Eggermont JJ, Khosla D, Kwong B, Don M (2002) Maturation of human central auditory system activity: separating auditory evoked potentials by dipole source modeling. *Clin Neurophysiol.* 113:407-20.
- Ponton C., Don M., Eggermont J., Waring M., Masuda, A (1996a) Maturation of human cortical auditory function: differences between normal hearing children and children with cochlear implants. *Ear & Hearing,* 17 (5), 430-437.
- Ponton CW, Don M, Eggermont JJ, Waring MD, Kwong B, Masuda A (1996b) Auditory system plasticity in children after long periods of complete deafness. *Neuroreport.* 20; 8(1): 61-5.
- Ponton CW, Moore JK, Eggermont JJ (1999) Prolonged deafness limits auditory system developmental plasticity: evidence from an evoked potentials study in children with cochlear implants. *Scand Audiol Suppl.* 51:13-22.
- Ponton CW, Eggermont JJ, Kwong B, Don M (2000) Maturation of human central auditory system activity: evidence from multi-channel evoked potentials. *Clin Neurophysiol.* 111(2):220-36.
- Scherg M, Von Cramon D (1985) Two bilateral sources of the late AEP as identified by a spatio-temporal dipole model. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol.* 62(1):32-44.
- Shahin A, Roberts LE, Trainor LJ (2004) Enhancement of auditory cortical development by musical experience in children. *Neuroreport.* 26;15(12):1917-21.
- Shafer VL, Schwartz RG, Martin B (2011) Evidence of deficient central speech processing in children with specific language impairment: the T-complex *Clin Neurophysiol.* 122(6):1137-55.
- Sharma A, Dorman MF, Spahr AJ (2002a) A sensitive period for the development of the central auditory system in children with cochlear implants: implications for age of implantation. *Ear Hear.* 23(6):532-9.
- Sharma A, Dorman M, Spahr A, Todd NW (2002b) Early cochlear implantation in children allows normal development of central auditory pathways. *Ann Otol Rhinol Laryngol Suppl.* 189: 38-41.
- Sharma A, Dorman MF, Spahr AJ (2002c) Rapid development of cortical auditory evoked potentials after early cochlear implantation. *Neuroreport.* 19; 13(10): 1365-8.
- Sharma A, Dorman MF, Kral A (2005a) The influence of a sensitive period on central auditory development in children with unilateral and bilateral cochlear implants. *Hear Res.* 203(1-2):134-43.
- Sharma A, Martin K, Roland P, Bauer P, Sweeney MH, Gilley P, Dorman M (2005b) P1 latency as a biomarker for central auditory development in children with hearing impairment. *J Am Acad Audiol.* 16(8):564-73.
- Sussman E, Steinschneider M, Gumenyuk V, Grushko J, Lawson K (2008) The maturation of human evoked brain potentials to sounds presented at different stimulus rates. *Hear Res.* 236 : 61-79.
- Stelmachowicz PG, Pittman AL, Hoover BM, Lewis DE. (2004) Novel-word learning in children with normal hearing and hearing loss. *Ear Hear.* 25:47-56.
- Tonnquist-Uhlen I, Ponton CW, Eggermont JJ, Kwong B, Don M (2003) Maturation of human central auditory system activity: the T-complex. *Clin Neurophysiol.* 114(4):685-701.
- Tonnquist-Uhlén I (1996) Topography of auditory evoked long-latency potentials in children with severe language impairment: the T complex. *Acta Otolaryngol.* 116(5):680-9.
- Torppa R, Salo E, Makkonen T, Loimo H, Pykäläinen J, Lipsanen J, Faulkner A, Huotilainen M (2012) Cortical processing of musical sounds in children with Cochlear Implants. *Clin Neurophysiol.* 123:1966-79.
- Tucci DL, Born DE, Rubel EW (1987) Changes in spontaneous activity and CNS morphology associated with conductive and sensorineural hearing loss in chickens. *Ann Otol Rhinol Laryngol.* 96(3 Pt 1):343-50.
- Vaughan HG Jr, Ritter W (1970) The sources of auditory evoked responses recorded from the human scalp. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol.* 28:360-7.
- Vidal J, Bonnet-Brilhault F, Roux S, Bruneau N. Auditory evoked potentials to tones and syllables in adults: evidence of specific influence on N250 wave. *Neurosci Lett.* 2005 Apr 22;378(3):145-9.
- Wunderlich JL, Cone-Wesson BK (2006) Maturation of CAEP in infants and children : a review. *Hear Res.* 212 : 212-23.
- Wood CC, Wolpaw JR (1982) Scalp distribution of human auditory evoked potentials. II. Evidence for overlapping sources and involvement of auditory cortex. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol.* 54, 25-38.
- Wolpaw JR, Penry JK. (1975) A temporal component of the auditory evoked response. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol.* 39:609-20.
- Woods DL, Knight RT, Scabini D (1993) Anatomical substrates of auditory selective attention: behavioral and electrophysiological effects of posterior association cortex lesions. *Brain Res Cogn Brain Res.* 1:227-40.

SONIC | bliss.

Le bonheur  
commence comme ça.



bliss

4 ans  
garantie fabricant

Bliss redonne le sourire à vos patients - et à vous-même ! Grâce à sa technologie exclusive Speech Variable Processing, Bliss offre une qualité sonore naturelle qui fait la réputation de notre marque dans le monde entier. Le nouvel algorithme Speech Priority Noise Reduction garantit quant à lui des performances inédites en matière de compréhension de la parole dans le bruit. Enfin, les miniBTE communiquent sans fil grâce à l'interface SoundGate (Bluetooth). N'attendez plus pour découvrir Bliss et partager des expériences positives avec vos patients. **En savoir plus sur [www.sonici.com](http://www.sonici.com)**



[www.sonici.com](http://www.sonici.com)

Parc des Barbannières - 3 Allée des Barbannières - CS4006  
92635 Genevilliers Cedex - Tél. +33 1 41 86 00 86

 **SONIC**  
Everyday Sounds Better



# Dossier

## Robot d'assistance à la microchirurgie otologique

**Mathieu MIROIR,  
Yann NGUYEN,  
Guillaume  
KAZMITCHEFF,  
Evelyne FERRARY  
et Olivier  
STERKERS**

Chirurgie otologique  
mini-invasive  
robotisée,  
UMR-S 867 Inserm-  
Université Paris Diderot  
Unité d'Otologie,  
implants auditifs et  
chirurgie de la base  
du crâne  
Hôpital  
Pitié-Salpêtrière,  
AP-HP, Paris

La microchirurgie otologique est une chirurgie fonctionnelle pour laquelle les patients sont de plus en plus exigeants en termes de résultats. Or ces résultats sont très dépendants des circonstances opératoires et de l'expertise des praticiens.

En effet, cette microchirurgie, pratiquée sous microscope, par des voies d'abord très étroites, avec des outils longs, nécessite une gestuelle précise, sûre et délicate. La difficulté des interventions est également liée à l'anatomie des patients.

Afin d'améliorer la prise en charge des affections de l'oreille moyenne et interne, le Pr Olivier Sterkers (directeur du laboratoire UMR-S 867) a lancé il y a maintenant sept ans, un projet ayant pour objectif d'amener dans les prochaines années un système d'assistance robotisé au bloc opératoire.

En comparaison avec d'autres spécialités comme l'orthopédie ou la neurochirurgie, les robots chirurgicaux sont d'utilisation récente en ORL. Un retard qui s'explique en partie par le fait qu'il n'existe pas de robot dédié à notre spécialité. L'utilisation du système Da Vinci de la société américaine Intuitive, seul robot bénéficiant d'un réel succès commercial, est possible mais dans les indications très précises que sont la chirurgie trans-orale (résection de cancers des voies aérodigestives supérieures, par exemple) et la thyroïdectomie par voie trans-axillaire. Cela représente un nombre restreint de patients dans notre activité. En revanche, il n'existe pas, aujourd'hui, de robot commercialisé pouvant être utilisé pour la chirurgie de l'oreille moyenne ou interne. Nous avons fait le choix, ainsi que quatre équipes de recherche à l'échelle mondiale, de développer notre propre outil afin de répondre à ce besoin

### 1 Robotisation de la chirurgie otologique

Des robots anthropomorphiques industriels modifiés (Kuka ou Staubli) sont utilisés dans d'autres laboratoires de recherche pour automatiser le fraisage de l'os mastoïdien, permettant d'accéder à la cochlée lors de l'implantation cochléaire. Des tests sur des pièces anatomiques ont montré qu'un contrôle en effort permettait de respecter la dure-mère<sup>1</sup>. L'utilisation d'un robot aussi puissant dans des régions proches du cerveau a cependant soulevé des questions amenant au développement d'un système dédié à la chirurgie de la base latérale du crâne. Des approches minimalement invasives ont été réalisées manuellement sous le contrôle d'un système de navigation<sup>2</sup> démontrant qu'un robot couplé à un système de navigation pourrait être très bénéfique pour cette indication. En effet, le fraisage d'une voie d'abord étroite tel qu'un tunnel est un geste technique simple mais il nécessite une grande précision que les systèmes robotisés peuvent apporter<sup>3</sup>. La précision actuelle est aujourd'hui limitée par celle des systèmes d'imagerie

et est inférieure à 0,5 mm<sup>3,4</sup>. Le fraisage robotisé est non seulement plus précis, plus rapide et plus régulier mais il entraîne également moins d'échauffement des structures osseuses<sup>5</sup>. Brett et coll. (Université de Birmingham) ont développé un instrument de fraisage robotisé capable de mesurer en temps réel les efforts et le couple appliqués par la fraise ce qui permet d'anticiper le passage de la structure osseuse au tissu mou. Ce système permet donc de respecter l'endoste lors de la cochléostomie et de contrôler précisément la stapédotomie en empêchant une échappée de la fraise dans le vestibule<sup>6</sup>.

Les autres applications de la robotique en otologie concernent l'insertion du porte-électrodes de l'implant. Il est communément accepté par la communauté que la préservation de l'audition résiduelle des patients améliore leurs résultats fonctionnels.

Des recherches sont donc menées dans le but de diminuer les forces de friction lors de l'insertion et donc le traumatisme des structures de l'oreille interne<sup>7</sup>.

2

### RobOtol, le robot dédié à l'oreille moyenne

Les robots chirurgicaux existants ne sont pas adaptés à la chirurgie de l'oreille moyenne.

Leur encombrement notamment ne permet pas leur utilisation sous microscope. Pour cette raison, l'UMR-S 867 en collaboration avec l'Institut des Systèmes Intelligents et de Robotique et avec le soutien de la société Collin a mis au point un robot chirurgical d'assistance<sup>8</sup>.

Ce développement a nécessité la mise en commun de compétences pluridisciplinaires ainsi que des partenaires financiers et industriels. Les chirurgiens ont décrit les besoins et les objectifs et ont validé les choix technologiques, les roboticiens ont défini la structure géométrique et cinématique du robot, les informaticiens ont implémenté la commande.

Ce système optimal a initialement été conçu pour réaliser la pose de piston dans le cadre de la chirurgie de l'otospongiose car c'est le temps opératoire qui est le plus répétable d'un patient à l'autre et dont le résultat fonctionnel post-opératoire dépend directement de la précision du geste du chirurgien.

Ce robot porte-instruments a été conçu afin de s'intégrer à l'environnement du bloc opératoire, de préserver le champ de vision au travers du microscope du chirurgien et d'augmenter la précision de la gestuelle chirurgicale. Le système complet sera composé de deux bras robotisés afin de pouvoir utiliser deux outils chirurgicaux simultanément. Par ailleurs, des contraintes économiques ont été intégrées dès le début du projet afin que les coûts de développement, fabrication et entretien soient compatibles à une future commercialisation.



Le cahier des charges a été défini en commençant par la modélisation des éléments du bloc opératoire tel que le microscope, la distance focale, le champ de vision et la position relative du microscope avec le patient (espace extracorporel). Ensuite, l'espace de travail (espace intracorporel) a été défini par la mesure des volumes d'un spéculum, du conduit auditif externe et de la caisse du tympan, ces derniers ayant été définis à partir de multiples scanners et pièces anatomiques. Les efforts mécaniques mis en jeu lors de chaque temps opératoire de la chirurgie ont été mesurés sur des pièces anatomiques, ce qui a permis de dimensionner les moteurs du robot. Leur choix a également été guidé par la précision attendue du robot définie par les chirurgiens.

Le choix de la cinématique (nombre de moteurs et positionnements les uns par rapport aux autres) a été réalisé en fonction de la forme de l'espace de travail intracorporel. Une cinématique à six degrés de liberté (6 moteurs), avec un centre de rotation déporté a été choisie. Cette structure a l'avantage d'être compacte et de permettre à la partie distale de l'instrument de se déplacer autour d'un point fixe (son extrémité) lors des rotations.

Cette structure cinématique a ensuite été optimisée grâce à un algorithme informatique permettant de définir les dimensions globales du robot et la position de chacune de ses articulations offrant le meilleur compromis entre la préservation d'un champ visuel maximal, l'accès à l'ensemble de l'espace de travail, la capacité en termes d'effort de 5 N au moins et l'absence de collision du corps du robot avec l'environnement extracorporel (patient et microscope). L'algorithme informatique développé a permis de choisir la meilleure solution parmi plus de 200 000 individus potentiels évalués. Un prototype du RobOtol a ainsi pu être mis au point (Figure 1) et évalué avec succès sur des pièces anatomiques : l'ensemble de l'espace de travail est accessible, le champ de vision est préservé voire amélioré, il est possible de désarticuler puis de retirer la superstructure de l'étrier.

Le RobOtol est également adapté à la pose de prothèses ossiculaires partielle ou totale, en cas de malformations ou d'affection de la chaîne des osselets.

De plus nous travaillons activement à développer des nouveaux outils afin d'étendre son champs d'utilisation à l'implantation cochléaire.

Ce robot est un robot téléopéré, composé d'un système de commande (bras maître), qui permet au chirurgien de le piloter à distance, et d'un système effecteur (bras esclave). Le robot reste en permanence sous le contrôle du chirurgien et ne bénéficie d'aucun mouvement autonome. C'est un système d'assistance chirurgicale qui permet d'améliorer la dextérité, la précision et l'endurance du chirurgien.

Le gain en précision et en sécurité des systèmes robotisés repose essentiellement sur leurs capacités à appréhender leur environnement. Les progrès de la robotisation ne se



Figure 1 : RobOtol, robot téléopéré dédié à la chirurgie de l'oreille.

- 1 : moteurs,
- 2 : interface de commande,
- 3 : bras porte-instrument,
- 4 : instrument chirurgical dédié.

feront qu'avec ceux de l'imagerie pré- et per-opératoire, ainsi qu'avec ceux des systèmes de navigation. Mais les robots ayant des capacités d'adaptation limitées, le chirurgien aura toujours une place prépondérante dans les boucles de commandes et de décisions.

## Bibliographie

1. Federspil PA et al. (2003) *Laryngoscope* 113, 465-71
2. Labadie RF et al. (2005) *Otol Neurotol* 26, 557-62
3. Leinung M et al. (2007) *GMS CURAC* 2, 05
4. Copeland BJ et al. (2005) *Otolaryngol Head Neck Surg* 132, 421-8
5. Bast P et al. (2003) *Comput Aided Surg* 8, 257-63
6. Brett PN et al. (2007) *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc* 2007, 1229-32
7. Miroir M et al. (2012) *Otol Neurotol* 33, 1092-100
8. Miroir M et al. (2012) *Sci World J* 2012, 907372



# Cas clinique

## Surdité centrale : une prise en charge prothétique atypique

**Francois Dejean**  
Audioprothésiste  
Montpellier



### Introduction

Captiv e pendant de nombreuses années par l'exploration des désordres périphériques, notre profession se préoccupe aujourd'hui des aspects centraux du traitement auditif. Les quatre numéros des cahiers de l'audition parus en 2011 et consacrés au traitement supérieur de l'information auditive et à ses pathologies, témoignent de cet intérêt croissant.

Mais au sein d'un laboratoire d'audioprothèse, la prise en charge inhabituelle d'une surdité neurosensorielle non périphérique pose question. Les données classiques généralement utilisées pour mener à bien l'appareillage sont contrariées. L'étude de cas permet d'alimenter la réflexion pour faire évoluer nos pratiques.

### Anamnèse

**Patient** : Mr V. 70 ans, était un retraité dynamique. Profession ingénieur. Il vit en couple.

Il est adressé pour avis par son médecin ORL face à une atteinte auditive très invalidante. Son épouse l'accompagne. Son moyen de communication avec son mari est essentiellement visuel (ardoise).

Mr V présente une surdité acquise suite à une rupture d'anévrisme il y a 6 mois. Il n'y a pas d'antécédent de surdité connu. L'examen otologique est normal. Le patient ne signale pas d'acouphènes. En voix directe  mise à forte intensité à faible distance de l'oreille droite, le patient nous indique percevoir une voix métallique et incompréhensible. Il présente quelques troubles de l'équilibre peu invalidant. Suite à cet accident vasculaire, ce patient a effectué un séjour dans un centre de r education spécialisé. Il a bénéficié d'une prise en charge par une orthophoniste et un kinésithérapeute. La production vocale est aujourd'hui compréhensible mais saccadée.

Son épouse fait état d'un ralentissement des fonctions cognitives mais

d'une bonne conservation de la mémoire et du jugement.

### Résultats des tests objectifs :

Les potentiels évoqués auditifs du tronc cérébral permettent d'obtenir une onde 5 jusqu'à 80 dB à droite et à gauche.

Bilan vestibulaire : l'épreuve calorique montre une quasi aréflexie bilatérale.

### Résultats des tests audiométriques

L'audiogramme montre une cophose gauche et une surdité sévère droite avec une dynamique résiduelle de 30 à 40 dB. Le score maximum d'intelligibilité est de 10% (**Figure 1**).

### Réflexion prothétique :

Les résultats des tests confirment une surdité d'origine centrale. Le diagnostic de surdité verbale est

 voqu  mais pas dans sa forme stricte puisque les sons non verbaux ne sont pas perçus. Le patient ne répond à aucune stimulation présentée sur son oreille gauche. Une audiométrie vocale a pu être réalisée sur l'oreille droite. Le délai nécessaire à la répétition est augmenté de manière à s'affranchir d'une interprétation liée aux difficultés de production. Le score maximum de 10% (liste cochlaire de Lafon) marque une capacité résiduelle d'intelligibilité défavorable à une réhabilitation par prothèse auditive.

L'atteinte auditive prive Mr V de toute communication orale. Le retentissement psycho émotionnel est important pour ce patient qui avait auparavant une vie sociale intense. Il n'a pas développé de compétences en lecture labiale. Il est demandeur d'une aide à la communication orale et est capable d'en comprendre les limites.

### Orientation prothétique :

Dans un premier temps et en accord avec le médecin ORL nous envisa-

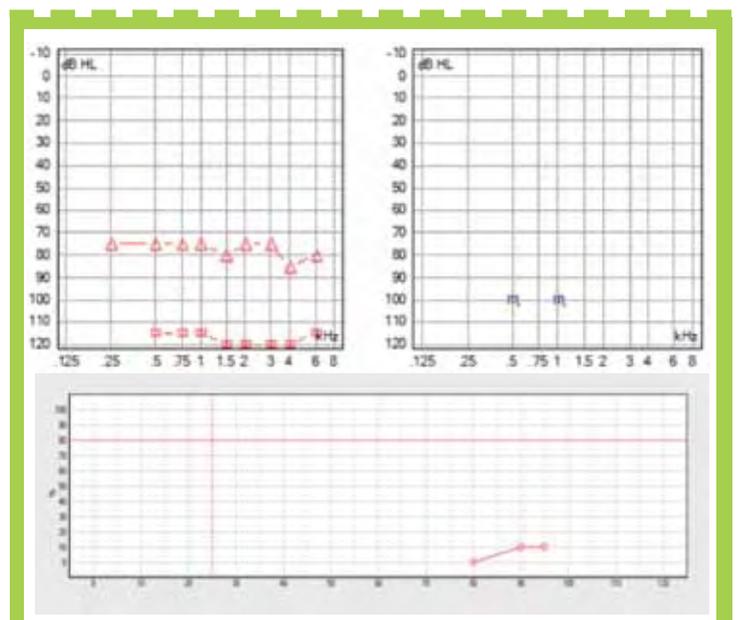


Figure 1: audiogramme tonal et vocal réalisé au casque



geons l'adaptation d'un système émetteur récepteur FM ou d'un « casque amplificateur » qui permettrait ponctuellement d'élever le niveau de la voix de l'interlocuteur.

Mais devant la demande pressante du patient pour retrouver des perceptions auditives et l'insistance de son épouse qui souffre de l'absence de toute communication orale, nous décidons de tenter une réhabilitation par contour d'oreille adapté sur le côté droit. Si une atténuation centrale limite l'accès aux informations véhiculées par les voies auditives, l'augmentation du niveau de stimulation ne semble pas contre-indiquée.

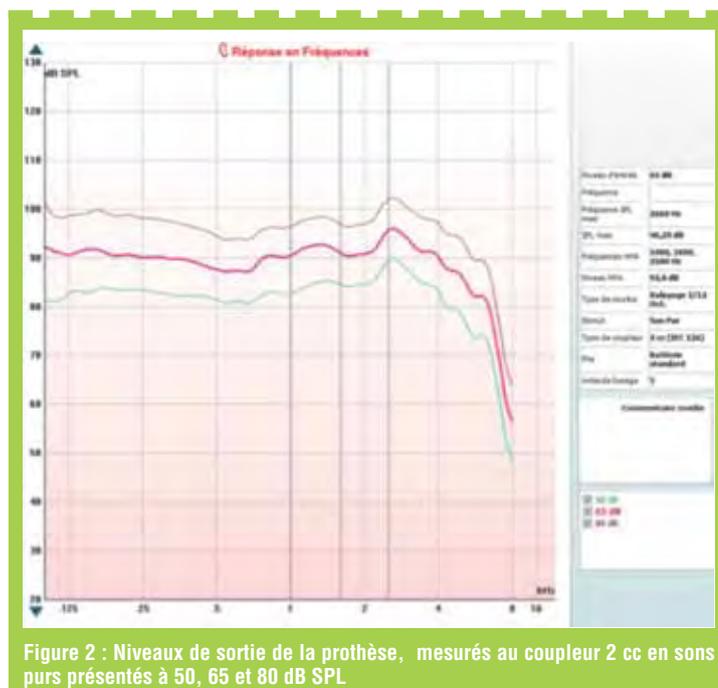
Notre choix se porte sur une prothèse de type contour d'oreille présentant une bande passante large, un réducteur de bruit efficace sur 12 canaux, et un accès ouvert aux réglages de compression de manière à assurer une amplification majorée des sons de faible intensité.

## Résultats prothétiques

Dès la première adaptation, Mr V rapporte une perception de la voix et des sons environnants. Il peut rapidement discriminer les différentes voix et bruits familiers.

Au fil des séances prothétiques, les paramètres d'amplification sont modifiés en fonction des commentaires de Mr V et de son épouse et des tests d'audiométrie vocale prothétique réalisés en champ libre. Les courbes de réponse retenues témoignent d'une amplification modérée (**Figure 2**).

Au terme des sessions, un maximum d'intelligibilité de 60 % est obtenu en audiométrie vocale en champ libre en liste de Fournier émise à 65 dB. En liste de phrases, le score est de 50 % en voix directe également à 65 dB lorsque le débit est lent mais s'effondre rapidement lorsque celui-ci est augmenté.



Le port de l'appareillage est permanent. L'amplification prothétique permet à ce patient de percevoir à nouveau le monde sonore. L'acceptation a été facilitée par sa capacité à comprendre les limites de cet appareillage délicat. Il peut de nouveau communiquer oralement avec un interlocuteur qui fera l'effort de ralentir son débit de parole. Il peut également converser plus facilement avec son épouse.

## Discussion

Alors que le pronostic de réussite était pour le moins pessimiste, cette réhabilitation prothétique a permis à ce patient de communiquer à nouveau. Lorsque l'altération n'est pas périphérique mais centrale, nos bases de réflexion pour conduire un appareillage sont bouleversées. La cochlée et son jeu de filtres opérationnels alimentent alors un récepteur cortical défaillant. Dans le cas traité, l'audiogramme tonal montre une élévation des seuils de détection, mais s'agit t'il de l'interprétation du patient, puisque les PEA ne

confirment pas ce degré de perte. De même, l'audiogramme vocal reflète t-il réellement le niveau d'intelligibilité ? Alors comment l'audioprothésiste doit-il calculer l'amplification nécessaire ? Les méthodes traditionnelles de calcul de gain ont-elles un intérêt ?

Ces questions, qui prennent tout leur sens dans le cas traité, méritent probablement d'être posées lorsque des troubles centraux importants sont repérés chez le sujet âgé presbyacousique.



# Métier et Technique

## Intelligibilité prédite, intelligibilité perçue

### 1<sup>ère</sup> partie : le SII (Speech Intelligibility Index) en audioprothèse

**Xavier DELERCE**

Audioprothésiste D.E.  
Mont-de-Marsan  
delerce.xavier@neuf.fr



Remerciements pour son aide à :

**Cécile GOBLET**

Etudiante  
Ecole d'audioprothèse  
J. Bertin  
Fougères

La correction d'une perte auditive est la mission principale confiée à un audioprothésiste. Dans les faits, nous corrigerons un déficit d'audition en nous basant essentiellement sur l'audiométrie tonale, aucune méthodologie n'existant sur la base seule d'une audiométrie vocale. Selon la méthodologie utilisée, le but de la réhabilitation pourra être de normaliser la sensation d'intensité ou de restituer dans le champ dynamique des informations vocales, mais toujours sur la base des seuils tonaux.

Nos patients viennent cependant nous consulter pour une demande spécifique : rétablir le lien social par l'amélioration de l'intelligibilité.

Les tests et techniques actuels permettent de s'assurer, en amont de l'appareillage, des capacités résiduelles d'intelligibilité de nos patients, et en aval, des résultats obtenus après correction. Des mesures objectives et réalistes au tympan permettent aujourd'hui de s'assurer que le signal vocal est correctement transmis.

Nous sommes cependant tributaires dans le rétablissement optimal de l'intelligibilité de l'état des voies auditives dans leur ensemble ; état neurophysiologique qui nous est en majeure partie inconnu.

Après réalisation des premiers tests d'intelligibilité post-appareillage, dans le calme ou dans le bruit, les résultats obtenus nous amènent à nous interroger : sont-ils les meilleurs possibles pour ce patient ? Existe-t-il un « meilleur possible », et quel serait ce maximum ? Lorsque les résultats sont médiocres ou au contraire, très bons, le patient en a-t-il la même perception qualitative ?

Cet article n'abordera pas les tests « traditionnels » d'intelligibilité, mais nous allons tenter d'explorer deux aspects très opposés des tests d'intelligibilité : la prédiction d'Intelligibilité de la Parole (Speech Intelligibility Index/SII) dans le calme

et le bruit et le Test d'Intelligibilité Perçue (Performance Perceptual Test/PPT) permettant de savoir quel est le jugement d'un patient sur son intelligibilité.

Nous essaierons d'analyser dans quelle mesure ils peuvent être utiles à l'audioprothésiste.

Le SII (Speech Intelligibility Index) est une mesure acoustique, donc objective, de l'intelligibilité attendue. Se basant sur les critères audiométriques et l'émergence des éléments vocaux dans la dynamique résiduelle, elle permet de prédire dans le calme ou le bruit et sans intervention du sujet testé, un score d'intelligibilité en fonction du matériel vocal employé. Bien que n'étant pas directement utilisé par les audioprothésistes ou audiologistes, le SII est calculé ces dernières années dans les chaînes de mesure in-vivo lors de la mesure du niveau de sortie vocal appareillé (REAR). Certains fabricants déclarent également utiliser le SII dans leurs algorithmes de traitement du signal afin de maximiser en permanence le rapport signal/bruit.

Le PPT (Performance Perceptual Test) est un test d'audiométrie vocale faisant appel à la perception d'intelligibilité d'un sujet. Au-delà de notation des scores d'intelligibilité à un test, il est demandé au sujet testé d'évaluer lui-même la qualité de son intelligibilité, et de confronter sa perception à la mesure.

### Index d'articulation (AI) et index d'intelligibilité de la parole (SII)

L'AI (Articulation Index) a été développé dans les années 40 par les laboratoires Bell afin de mesurer l'intelligibilité d'un message transmis par voie électroacoustique (le téléphone en l'occurrence). Ces recherches ont été formalisées par French et Steinberg en 1947 jusqu'à aboutir à la création d'une norme en 1969. Dans les années 80 (Pavlovic, 1987) est proposée une réforme du

calcul de l'AI mettant en avant de nouveaux indices moyens de pondération fréquentielle en fonction de leur importance dans l'intelligibilité d'un message.

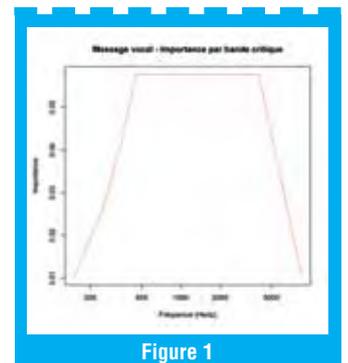


Figure 1

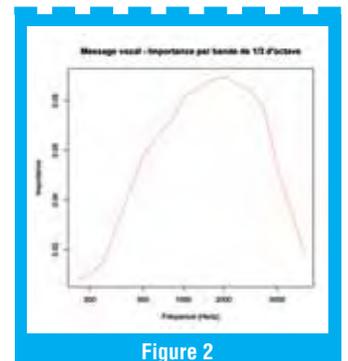


Figure 2

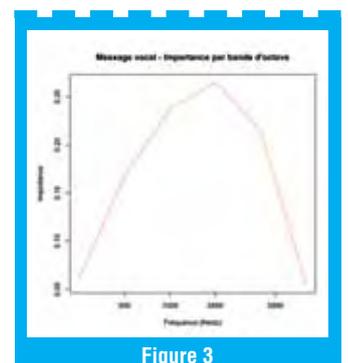


Figure 3

Le calcul de l'index d'articulation est basé sur la somme des contributions unitaires de chaque bande fréquentielle à l'intelligibilité d'un message (Figures 1, 2 et 3). L'AI peut être calculé par bande critique, tiers d'octave (18 bandes) ou par octave. L'index varie de 0 (totalement inintelligible) à 1 (parfaitement intelligible).



En fonction du matériel vocal utilisé (mots sans signification, phonèmes, phrases, etc.) certaines zones fréquentielles peuvent avoir plus d'importance que d'autres dans l'intelligibilité (**Figure 4**).

La pondération « moyenne SII » (courbe rouge) est utilisée dans le calcul si aucun matériel vocal spécifique n'est renseigné. Le SII (Speech Intelligibility Index) est un calcul d'index d'intelligibilité plus récent et plus sophistiqué que l'AI. Les pondérations d'importance fréquentielles du SII sont les mêmes que celles de l'AI. Un indice d'intelligibilité dans le calme donné par l'AI ou le SII sera donc identique. Le SII introduit cependant des notions de masquage par un bruit, masquage par la propre voix du sujet, réverbérations, écrêtages et compressions, désensibilisation, etc. Décrit dans le cadre d'une norme américaine (ANSI S3.5-1997), le SII est calculé comme l'AI par la somme des contributions à l'intelligibilité de chaque bande critique (21 bandes), ou de chaque bande de tiers d'octave (18 bandes), de bande d'égale contribution ou chaque bande d'octave (6 bandes).

Une partie de sa formule de calcul, qui sera détaillée, est :

$$SII = \sum_{i=1}^n I_i A_i D_i \times S$$

n est le nombre de bandes servant au calcul (de 6 à 21, d'octave à bande critique), I est l'indice d'importance accordé à la bande fréquentielle i (voir graphiques ci-dessus) et A est la proportion du message vocal audible dans chaque bande i. S et D sont respectivement des distorsions introduites par la perte auditive et l'augmentation du niveau de la voix.

## Emergence du message par rapport au seuil

Le calcul de A se base sur l'émergence de la dynamique vocale au-dessus du seuil d'audition et/ou d'un bruit masquant. La norme ANSI S3.5-1997 postule une dynamique

vocale de 30dB (15dB au-dessus du spectre à long terme, 15dB en dessous).

A chaque fréquence considérée, nous avons donc :

$$A_i = \frac{(\text{Spectre voix} - \text{seuil ou bruit}) + 15}{30}$$

A peut prendre des valeurs de 0 (émergence nulle du message au-dessus du seuil et/ou du bruit) à 1 (émergence maximale du message = 30dB/30dB, au-dessus du seuil et/ou du bruit).

## Exemple par le calcul du SII au tympan

Une problématique majeure rencontrée en audioprothèse est la distorsion qui peut exister entre la mesure de l'audition en dB HL et sa résultante en dB SPL au tympan. Pour un même niveau HL émis par le transducteur de mesure audiométrique, des disparités inter-individus adultes de plus de 20dB peuvent être rencontrées dans les niveaux atteints en dB SPL au tympan (Saunders, 2003; Keller, 2006).

Or les tests disponibles de calcul du SII (R, Matlab, SII.to) se basent sur des données HL, ce qui peut entraîner une grande approximation quant au résultat obtenu.

Nous avons donc choisi dans les exemples et tests qui seront développés, d'utiliser un calcul du SII sur la base d'un SPLogramme (seuil d'audition au tympan) extrapolé en tiers d'octave, et obtenu aux inserts EAR-3A puis de mesurer du RECD HA1 (Dillon, 2010; Johnson, 2012).

L'exemple suivant montre un sujet présentant une perte auditive légère auquel on fait entendre l'ISTS pendant 1min. et dont on mesure le niveau en fond de conduit auditif (**Figure 5**) :

L'émergence du signal par rapport au seuil est mesurée sur la base d'un maximum de 30dB, mais cette dynamique n'est pas normalisée +15/-15dB, mais mesurée in-vivo et analysée par la chaîne de mesure (donc environ +12/-18dB par rapport au LTASS).

Par exemple à 4KHz : l'émergence des crêtes au-dessus du seuil est de 17dB sur 30dB, maximum possible. Ce ratio de 17/30 est multiplié par l'importance de la bande fréquentielle 4KHz (li=0,2142) pour donner l'indice d'audibilité de l'octave 4KHz = 0,1213. Les indices de chaque octave sont ensuite additionnés pour donner le SII.

Le SII calculé par bande d'octave est de 0.85. Ce calcul serait affiné en étant fait par tiers d'octave.

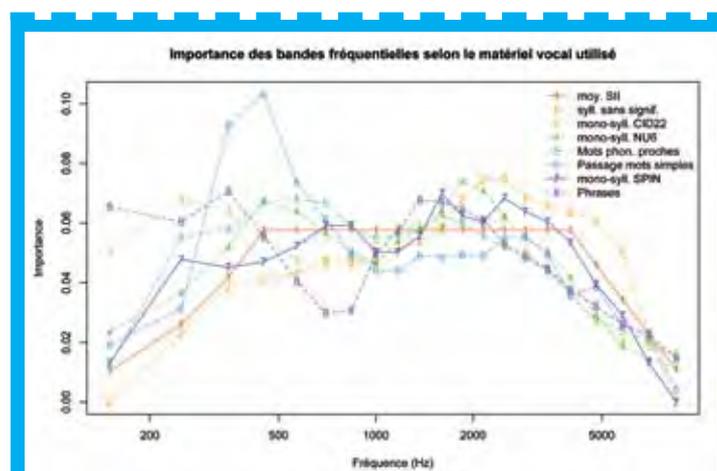


Figure 4 : Importance des bandes fréquentielles selon le matériel vocal utilisé

## SII en milieu bruyant

On peut obtenir de la même façon le SII en présence de bruit (Dillon, 2010; Rhebergen, Versfeld, & Dreschler, 2008). En reprenant l'exemple précédent, avec le spectre à long terme d'un « bruit de cocktail » réalisé avec l'Onde Vocale Globale (OVG) de Dodelé (piste B du CD de vocale du CNA), à 60dB SPL d'émission, donc un rapport signal(ISTS) sur bruit(OVG) de +5dB (Figure 6).

L'émergence des crêtes du signal utile (l'ISTS) est alors mesurée au-dessus du seuil et du bruit. Par exemple à 4KHz, les crêtes de la parole n'émergent que de 7dB au-dessus du bruit sur un total maximal possible de 30dB ; elles émergeaient de 17dB au-dessus du seuil, dans le calme à la même fréquence. Le bruit amputant une grande partie des indices faibles de la parole, on obtient donc ici, pour un S/B de +5dB, un SII de 0.38 (contre 0.85 précédemment dans le calme).

## Perte de sensibilité

Un reproche fait au calcul du SII est de prédire l'intelligibilité sur des facteurs quantitatifs, là où une perte auditive introduit de nombreux autres facteurs de distorsions responsables d'une détérioration de l'intelligibilité. On devrait donc parler d'un indice d'audibilité plus que d'intelligibilité (Hornsby, 2004).

S représente un facteur nommé « désensibilisation liée à la perte d'audition » (HLD, Hearing Loss Desensitization) et exprime une diminution de l'intelligibilité ne s'expliquant pas uniquement par la perte quantitative d'informations. Il s'agit typiquement des difficultés rencontrées par la plupart des malentendants : diminution de

la sélectivité fréquentielle, augmentation de délai de traitement neuronal, aspects centraux, etc. Le facteur S, au-delà de la perte quantitative d'information, tente de quantifier les difficultés liées à la dégénérescence du système auditif dans son ensemble (Ching, Dillon, Katsch, & Byrne, 2001). Certaines études (Scollie, 2008; Sherbecoe & Studebaker, 2003) s'accordent à l'heure actuelle pour introduire le calcul suivant :

$$S = 1 - \left( \frac{PTA}{108,3072} \right)^3$$

Où PTA est la moyenne de la perte auditive (Pure Tone Average) sans pondération particulière, de 1000 à 8000Hz par octave. S est ensuite à multiplier au SII pour le pondérer.

Dans l'exemple précédent, le SII de 0.85 (calculé dans le calme), corrigé par le facteur de « désensibilisation » serait alors de 0,78. On notera cependant l'existence de plusieurs méthodes de calcul du facteur de désensibilisation, mais nous testerons ici celle de Studebaker.

## Facteur de distorsion lié au niveau de la parole

D représente le facteur de distorsion lié à l'augmentation du niveau de la parole. Il est en effet connu que l'augmentation du niveau de la voix n'aura pas nécessairement d'impact positif sur l'intelligibilité, y compris (ou surtout) chez le malentendant.

Une pondération D est appliquée au SII en fonction du niveau global (L) de présentation du signal, mesuré en dB (HL ou SPL selon la méthode de calcul retenue) (Sherbecoe & Studebaker, 2003).

- Jusqu'à 65dB SPL : aucune pondération n'est appliquée au SII
- De 66 à 84 dB SPL :D=1.27625 -0.00425(L)
- De 85 à 104 dB SPL :D=1.42745 -0.00605(L)
- Dès 105 dB SPL :D=1.44320 -0.00620(L)

D est à multiplier par l'indice d'audibilité (résultat de Ai\*li) de chaque bande d'octave, tiers d'octave ou bande critique.

## Calcul du SII en audiologie prothétique

En général, le monde de l'audiologie utilise le mode de calcul par bande de tiers d'octave sur la bande passante 150-8500Hz. L'analyse par tiers d'octave est celle utilisée par toutes les chaînes de mesure actuelles et correspond approximativement à la largeur des bandes critiques.

Le calcul du SII pouvant potentiellement inclure des phénomènes acoustiques tels que bruit, réverbération, compression et limitations, en fait un indice assez robuste de prévisibilité d'intelligibilité pour les personnes portant des aides auditives.

Certains fabricants revendiquent l'utilisation en temps réel d'un calcul de SII (Morris, 2010), sans que l'on connaisse exactement toutes les composantes utilisées dans leurs calculs. L'amélioration de la taille de gravure des processeurs permet certainement une optimisation « à la volée » de l'intelligibilité.

Egalement, certaines méthodologies de calcul de correction auditive revendiquent l'utilisation du SII ces dernières années (Ching et al., 2001; Davidson & Skinner, 2006; Dillon, Keidser, & Ching, 2012; Keidser, Dillon, Carter, & O'Brien, 2012).

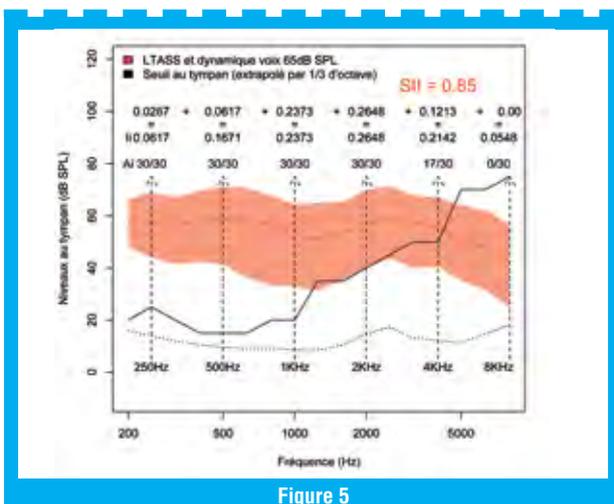


Figure 5

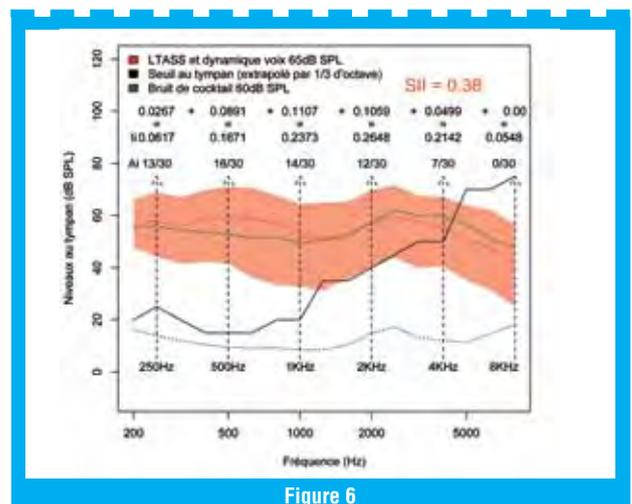


Figure 6



## Calcul du SII par les chaînes de mesure

Les chaînes de mesures actuelles, lors de la mesure in-vivo, permettent une analyse percentile en temps réel de la dynamique de la parole (Cole, 2009) et peuvent alors calculer précisément le SII, par analyse en continu de l'émergence des informations vocales au-dessus du seuil (**Figures 7 et 8**).

Nous avons voulu savoir si le calcul du SII effectué par les chaînes de mesure in-vivo était correct (sur une base audiométrique obtenue aux inserts et RECD) et tenait compte ou non du facteur de perte de sensibilité S liée à la perte auditive. Une étude a été réalisée sur un groupe de patients, oreilles nues, après mesure in-vivo sur 35sec. de la première liste de phrases du HINT (Vaillancourt et al., 2005), mais sans le bruit. Ces phrases

ont été concaténées afin d'éliminer les silences permettant la répétition. Le SII affiché par la chaîne de mesure a été relevé et comparé à celui calculé sans pondération HLD (sans tenir compte du facteur de « désensibilisation » liée à la perte auditive) (**Figure 9**).

On constate une grande corrélation entre le calcul et l'affichage de la chaîne de mesure ( $r=0.97$ ,  $p=3.282e-8$ ), ce qui confirme également le fait que la chaîne de mesure n'utilise pas le facteur de désensibilisation, contrairement au facteur de distorsion lié au niveau de la parole (facteur D), qui lui, est utilisé.

## Utilisation et interprétation du SII

Dans les situations précédentes étudiées, au calme ou en présence d'un bruit seul,

et en présupant qu'aucun phénomène acoustique ne perturbe l'intelligibilité, l'AI ou le SII donneront des valeurs identiques.

En fonction du matériel vocal utilisé (conversation normale, répétition de phrases, répétition de phonèmes, etc.), un même SII peut prédire une intelligibilité différente (Poulsen, 2005). Egalement comme nous l'avons vu, en fonction du matériel vocal utilisé, les pondérations d'importance fréquentielle seront différentes. Par exemple dans le cas de syllabes sans significations, on utilisera des indices de pondération d'importance fréquentielle plus élevés dans les aigus (voir courbes d'indices de la figure 9).

Dans l'exemple précédent (audibilité dans le calme), un SII de 0.85 indique une intelligibilité idéale théorique de 100% pour des phrases, mais 95% pour des listes de mots phonétiquement équilibrés, (bien que l'indice n'ait pas été calculé ici avec les pondérations d'importance fréquentielle propres aux logatomes). Corrigé du facteur de « désensibilisation », le SII n'est plus que de 0.78 et correspondrait à une intelligibilité théorique de 90% pour des listes de mots (**Figure 10**).

## SII et robustesse de la prédiction d'intelligibilité

Comme nous l'avons souligné, un reproche pouvant être fait au SII est de se baser sur la réduction quantitative d'informations, et donc de ne pas prendre en compte la réduction qualitative liée à la perte auditive. Le facteur de désensibilisation est censé pondérer le SII afin de le rendre plus précis lors de la prédiction d'intelligibilité de sujets malentendants.

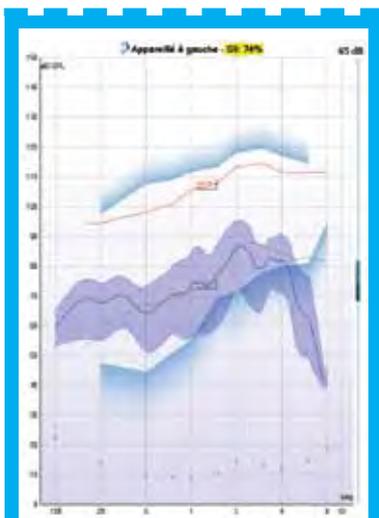


Figure 7 : Calcul du SII par Affinity

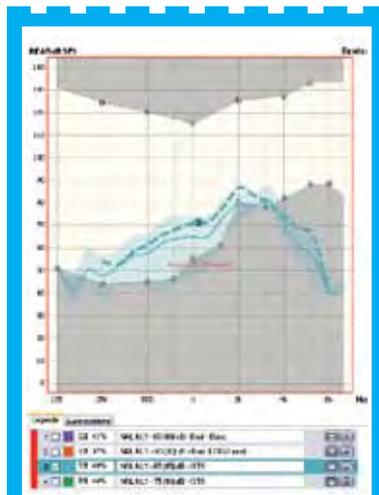


Figure 8 : Calcul du SII par Aurical (fournie par J.B. LEMASSON, Audioprothésiste D.E. - Grenoble)

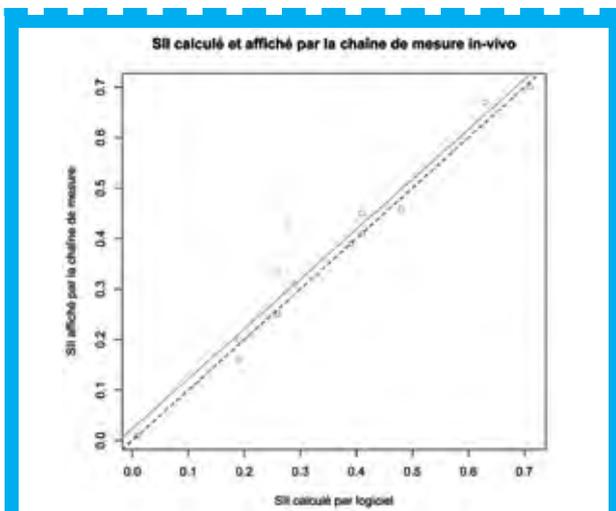


Figure 9

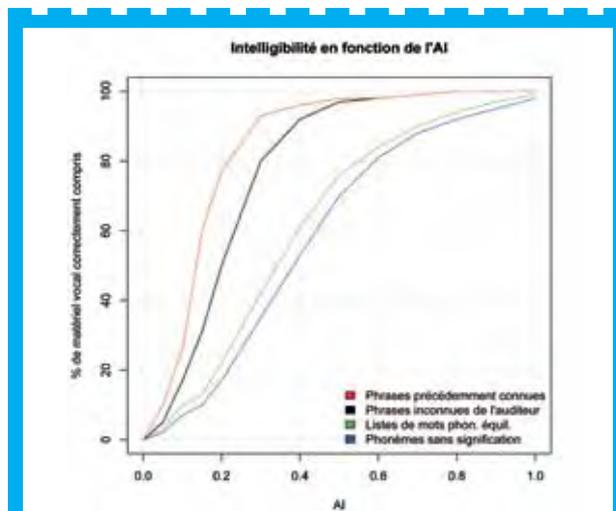


Figure 10 : Intelligibilité en fonction de l'AI/SII



Toujours sur la base des tests précédents (mesure audiométrique aux inserts et RECD, mesure in-vivo oreille nue de la première liste du HINT sans le bruit), nous avons cherché à confronter l'intelligibilité mesurée de sujets malentendants appareillés depuis au moins un an (mais sans leurs aides auditives) lors de la répétition des phrases dans le calme, et l'intelligibilité prévue par le SII (pour les phrases) selon qu'il est pondéré ou non par le facteur de désensibilisation (**Figure 11**).

Sans pondération HLD, on s'aperçoit sans surprise que l'intelligibilité prévue et réelle sont moins bien corrélées ( $r=0.88$ ,  $p=5.969e-5$ ), sauf aux extrêmes (SII proches de 0 et 1). Les sujets testés présentent systématiquement plus de difficultés d'intelligibilité que prévu par le SII non-pondéré par facteur HLD. Le groupe « intelligibilité réelle » et « intelligibilité prévue sans facteur HLD » sont significativement différents ( $W(13)=77$ ,  $p=0.0324$ , test de Wilcoxon apparié), avec l'utilisation d'une pondération de « désensibilisation », HLD (selon formule vue précédemment) (**Figure 12**).

Pour ce même groupe de sujets, la corrélation est améliorée ( $r=0.93$ ,  $p=3.515e-6$ ). Le SII calculé sans facteur de désensibilisation ou affiché par les chaînes de mesure in-vivo est donc « optimiste », dans le sens où il prévoit une intelligibilité meilleure qu'elle ne l'est en général.

Le facteur de désensibilisation semble donc, malgré sa forme mathématique, un assez bon moyen de prédiction d'intelligibilité. En effet l'intelligibilité réelle et celle prévue avec facteur HLD ne sont pas significativement différentes :  $W(13)=27.5$ , N.S (test de Wilcoxon apparié).

## Conclusion

Le SII apparaît de plus en plus fréquemment dans le quotidien de l'audioprothésiste, sans que nous en ayons même conscience. Méthodologies de calcul de gain, chaînes de mesure in-vivo, algorithmes d'aides auditives : nous utilisons en permanence des méthodes de calcul de prédiction d'intelligibilité. Nous ne devons pas ignorer son principe, ses différents modes de calcul et bien sûr, ses limites.

## Bibliographie

- Ching, T. Y., Dillon, H., Katsch, R., & Byrne, D. (2001). Maximizing effective audibility in hearing aid fitting. *Ear and hearing*, 22(3), 212–24. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11409857>
- Cole, B. (2009). *SpeechMapping AudioScan*.
- Davidson, L. S., & Skinner, M. W. (2006). Audibility and speech perception of children using wide dynamic range compression hearing AIDS. *American journal of audiology*, 15(2), 141–53. doi:10.1044/1059-0889(2006/018)
- Dillon, H. (2010). *Mild Hearing Loss is Serious Business*.
- Dillon, H., Keidser, G., & Ching, T. (2012). The NAL-NL2 prescription method for hearing aids, 1–29.
- Hornsby, B. W. Y. (2004). The Speech Intelligibility Index : What is it and what 's it good for ? *The hearing journal*, 57(10), 10–17.
- Johnson, P. E. (2012). A Quantitative Comparison of Recent Hearing Aid Prescriptions for Children : Predicted Speech Intelligibility and Loudness.
- Keidser, G., Dillon, H., Carter, L., & O'Brien, A. (2012). NAL-NL2 empirical adjustments. *Trends in amplification*, 16(4), 211–23. doi:10.1177/1084713812468511
- Keller, J. N. (2006). LOUDNESS DISCOMFORT LEVELS : A RETROSPECTIVE STUDY COMPARING DATA FROM PASCOE ( 1988 ) AND WASHINGTON UNIVERSITY SCHOOL OF MEDICINE.
- Morris, D. (2010). THE SPEECH ENHANCER IN MIND440.
- Pavlovic, C. V. (1987). Derivation of primary parameters and procedures for use in speech intelligi-

bility predictions. *Journal of the Acoustical Society of America*, 82(2), 413–422.

Poulsen, T. (2005). *Acoustic Communication*, (August).

Rhebergen, K. S., Versfeld, N. J., & Dreschler, W. a. (2008). Prediction of the intelligibility for speech in real-life background noises for subjects with normal hearing. *Ear and hearing*, 29(2), 169–75. doi:10.1097/AUD.0b013e31816476d4

Scollie, S. D. (2008). Children's speech recognition scores: the Speech Intelligibility Index and proficiency factors for age and hearing level. *Ear and hearing*, 29(4), 543–56. doi:10.1097/AUD.0b013e3181734a02

Sherbecoe, R. L., & Studebaker, G. a. (2003). Audibility-index predictions of normal-hearing and hearing-impaired listeners' performance on the connected speech test. *Ear and hearing*, 24(1), 71–88. doi:10.1097/01.AUD.0000052748.94309.8A

Vaillancourt, V., Laroche, C., Mayer, C., Basque, C., Nali, M., Eriks-Brophy, A., Soli, S. D., et al. (2005). Adaptation of the HINT (hearing in noise test) for adult Canadian Francophone populations. *International Journal of Audiology*, 44(6), 358–361. doi:10.1080/14992020500060875

## Logiciels de calcul

**www.SII.to** : site permettant le téléchargement d'un programme exécutable Windows (non-compatible à ce jour sur architectures 64bits), mais également un package MatLab ou C.

**www.r-project.org** : R est un logiciel de calcul statistique. Le package SII reprend la norme ANSI S3.5-1997 et permet le calcul du SII. Certains graphiques de l'article ci-dessus ont été réalisés avec ce package.

Calcul de SII « au tympan » : comme évoqué plus haut, les logiciels cités proposent un calcul du SII sur la base d'une audiométrie en dB HL. Un programme Excel permet son calcul au tympan, avec facteur HLD. Contactez l'auteur.

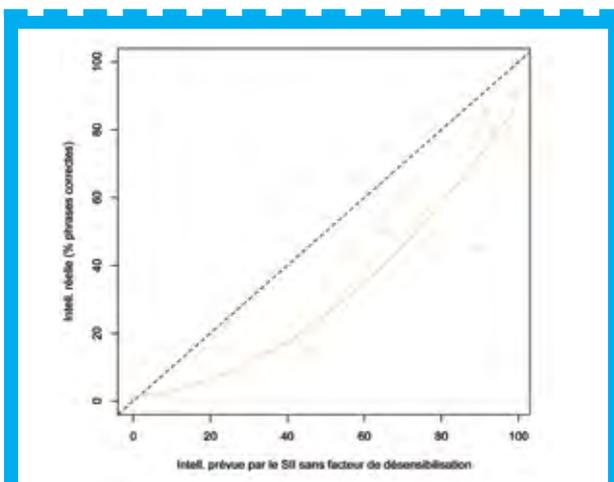


Figure 11

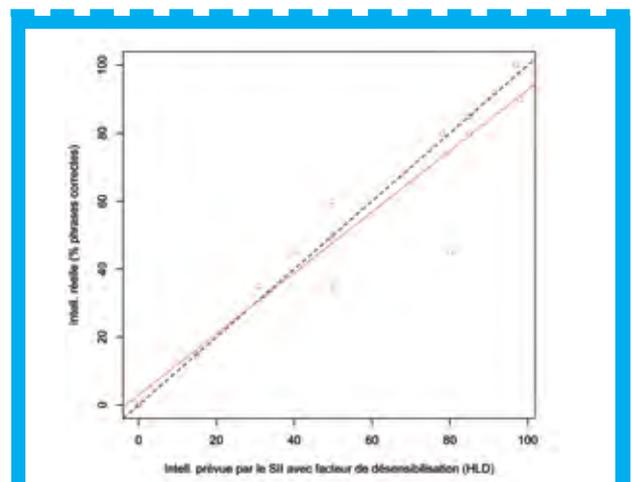


Figure 12



136592

# Phonak Naída Q

## La puissance qui change la vie

Voici Naída Q. Il est doté d'innovations Quest ultraperformantes grâce à la Technologie Binaurale VoiceStream™ et à l'algorithme unique SoundRecover. Le nouveau Naída Q est la seule gamme puissante capable d'optimiser l'audibilité et de permettre la compréhension même dans les environnements sonores les plus difficiles.

Il est disponible dans quatre niveaux de performances, et la gamme toute entière est résistante à l'eau et affiche une nouvelle palette de couleurs. C'est l'appareil dont vous et vos patients avez toujours rêvé. Adressez-vous dès aujourd'hui à votre délégué commercial Phonak pour en savoir plus.

Pour en savoir plus sur la science derrière la plateforme Phonak Quest, visitez le site Web [www.phonakpro.com/evidence-fr](http://www.phonakpro.com/evidence-fr)

**PHONAK**  
life is on

# Interview

## Guy Le Her



### Biographie express



*Né à Crozon le 21 Juillet 1927, Guy LE HER a grandi en Bretagne, à Brest ou son père est Pharmacien. En 1948, il est diplômé opticien lunetier de l'Ecole National d'Optique de Morez. Il s'installe à Rouen en 1958 en rachetant un magasin d'optique et d'acoustique. Il découvre ainsi ce second métier qui va devenir l'une de ses passions. Après avoir participé activement*

*à la fondation de notre profession d'audioprothésiste, il va créer, avec quelques amis, la guilde des lunetiers de France et trouver le nouveau nom de cette chaîne : KRYS. C'est dans l'esprit d'une conciliation de ces deux professions qu'il fonde ensuite le Centre National d'Etude et de Correction Auditive (GENECA) qui deviendra plus tard le groupe ENTENDRE, marque d'ailleurs créée par son fils François qui la vendra à la Guilde. La vie n'est-elle pas un éternel recommencement ?*

**■ Guy Le Her, vous êtes un des fondateurs du SNUA et, à ce titre, l'un des pères de la Loi qui a créé le diplôme d'état d'audioprothésiste.**

**Pouvez-vous nous raconter les différents épisodes de la naissance de notre profession ?**

C'est l'invention du mouvement en marchant !

Lorsque je suis tombé dans l'univers des vendeurs d'appareils contre la surdité en 1958, le marché n'était absolument pas organisé. Le matériel venait d'oublier les appareils à lampes sous la pression des transistors venant des progrès de la TSF. L'audiométrie naissait en Europe sous la conduite de J.E. Fournier mais n'était expérimentée que dans quelques centres spécialisés. La vente d'appareils contre la surdité se faisait en majorité par itinérance dans les hôtels ou à domicile par des acousticiens autoproclamés appartenant en grande majorité au réseau SONOTONE (USA).

Ce sont les réseaux des radio-électriciens, pharmaciens, orthopé-

distes et opticiens qui établirent les premières bases de la distribution fixe dans des rayons d'acoustique médicale.

Les instruments d'analyse était rudimentaires, les plus sophistiqués étaient une boîte d'essais (AUDIPHA) et, progressivement, des audiomètres dans leurs prestations les plus élémentaires (de toutes façons les réglages disponibles sur les appareils ne pouvaient satisfaire que très approximativement aux conclusions de l'analyse).

De par leur culture du diplôme de compétences, les pharmaciens et les opticiens cherchent immédiatement des structures de concertation et de perspectives propres à régulariser la profession à venir.

- Les pharmaciens créent un certificat d'acousticien délivré par les facultés de pharmacie.

- Les opticiens se tournent vers le Conservatoire des Arts et Métiers pour créer une formation similaire.

Et les deux professions avec les acousticiens indépendants s'unissent dans une cellule syndicale commune « D'ACOUSTIQUE MEDICALE ».

Représentant de la commission spécialisée de L'UNSOFF (Union Nationale des Syndicats des Opticiens Français) avec Monsieur Cavaliéri, nous avons rencontré J. Vayssette et J.L. Vigneau (représentant les pharmaciens) et Paul Veit porte-parole des acousticiens indépendants, afin de construire une profession responsable de services permanents aux malentendants. Nous avons pérennisé ensemble cette structure syndicale en force de proposition et de contrôle d'un mode opératoire commun et reconnu.

La seule organisation présente sur le marché était alors la FNASA, regroupant quasi exclusivement des itinérants dont messieurs Bussière et Frilley étaient les responsables.

Nous avons alors créé, le Syndicat National Unifié des Acousticiens devenu presque immédiatement le S.N.U.A. (Syndicat National Unifié des Audioprothésistes) dès que ce néologisme a été adopté sur

proposition de messieurs Veit et Vayssette. Après la force de constitution présidée par Mr Cavaliéri l'assemblée générale me confiait la présidence du SNUA, je me suis alors assis dans le fauteuil et m'en suis relevé que 4 ans plus tard.

**■ Tout était donc à faire ! Votre rôle était de parfaire la qualité scientifique des professionnels ?**

Non, plutôt de la porter et la promouvoir. Ce fut Paul Veit, Johanny Vaissette, Jacques Dehaussy et un large panel d'autres pionniers que tout le monde connaît qui furent les actifs promoteurs de ce que la profession devait devenir. Leurs noms sont gravés depuis longtemps dans l'histoire des audioprothésistes (terme qui leur appartient puisqu'ils en sont les auteurs).

Construire les moyens d'uniformiser et d'informer les acteurs de notre activité, définir le champ et l'expression de compétences, là est notre feuille de route.

Porter haut et fort la qualité et le savoir de cette nouvelle profession, faire reconnaître cette activité, en inculquer la reconnaissance aux partenaires que sont les médecins ORL tant il était évident qu'en matière de surdité nous étions complémentaires, c'était le rôle principal du syndicat.

Un grand amphi tenu au Conservatoire des arts et métiers ou je débatais avec le Professeur Decroix du champ d'actions et de l'éthique de notre profession naissante, des rapports médecins, audioprothésistes, orthophonistes et de la déontologie des professionnels entre eux marquaient toute une génération d'entre nous. Je ne suis pas sûr que ces débats ne seraient pas encore nécessaires.

**■ Donc la déontologie et la recherche de la qualité scientifique des professionnels vous ont conduit à la loi réglementant la profession ?**



Ce n'est pas aussi simple ou plus exactement ce n'est pas notre volonté immédiate qui nous a conduits à la loi. Devant la disparité des connaissances des premiers praticants de la correction auditive et la différence des formations, notre premier souci a été de tenter une mise à égalité des niveaux de tous les intervenants. Des stages de mise à niveau ont été organisés, tant au Conservatoire des arts et métiers que dans les facultés de pharmacie, et, surtout des colloques pluridisciplinaires proposés par nos soins.

Ces colloques dirigés par des professeurs ORL comme les docteurs Decroix de Lille, Lafon de Besançon et Morgon de Lyon aussi par les éléments les plus avancés des audioprothésistes en exercice comme Jacques Dehaussy, Jean Etienne Fournier, Paul Veit, sous l'œil coordinateur de Mr Didier, professeur de physique au Conservatoire des arts et métiers ont rapidement trouvé un large et attentif auditoire débouchant d'ailleurs sur la création de la Société Scientifique d'Audioprothèse (S.S.A.).

La S.S.A. couvrait le champ total de l'audition et était composée de médecins ORL, d'audioprothésistes et d'orthophonistes, en la personne principale de Mme Borel-Maisonny C'était le creuset de ce que tout futur professionnel devait savoir et assimiler. Nous avions la trame de nos connaissances, il ne restait plus qu'à établir la forme de leur acquisition. L'idée d'une formation dans une école spécifique unique et nouvelle ou au Conservatoire des arts et métiers plus décentralisée avec ses centres en région fit un temps un tour de piste de nos projets.

Mais il fallait que cette formation débouche sur un diplôme national, seules les facultés pouvaient réaliser cette solution.

Comme le point commun des connaissances nécessaires était le volet médical, l'accord s'établissait sur le choix des facultés de médecine assisté d'un collège technique et technologique de professionnels

confirmés pour compléter la formation, c'est le Collège National d'Audioprothèse.

## ■ Et puis, une formation, un diplôme d'Etat, il fallait une loi de réglementation de la profession ?

Nous voilà au cœur du problème. Ce fut délicat et difficile à obtenir.

Il fallait trouver un rapporteur à la Chambre des députés voulant bien porter le projet, même chose au Sénat, trouver un créneau horaire pour glisser notre proposition dans le calendrier législatif bien chargé et nous montrer le plus discret possible, les partisans de l'itinérance étant prêts à faire capoter une disposition législative contraire à leurs intérêts économiques. Les Docteurs Berger et Chalopin ayant acceptés de porter notre proposition de loi au cours de la séance de fin de session parlementaire (portant toutes les dispositions qui n'ont pas été discutées dans le temps normal) nous nous sommes attelés à la rédaction des articles. L'essentiel de ce que nous désirions y est mentionné.

- Le modus opérandi d'un appareillage faisant acte de la complémentarité Médecin, faisant une prescription et l'audio faisant le choix de l'appareillage correspond à nos vues d'exercice de notre profession.
- les termes de la loi stipulant : « est audioprothésiste toute personne qui procède à l'appareillage du déficient de l'ouïe » « cet appareillage comprend, le choix... de la prothèse auditive » « Nul ne peut procéder à la profession d'audioprothésiste s'il n'est titulaire de ce diplôme ou du diplôme d'Etat de Docteur en Médecine » exprimaient la forme d'exercice pour laquelle nous agissions et qui ne fut contesté par personne des rédacteurs de la loi.

Seules les dispositions faisant du médecin généraliste un audioprothésiste de facto, ainsi que la prescription préalable non réservée aux spécialistes ORL donneront lieu à échange d'avis et furent tranchées par les médecins législateurs au nom de l'universalité du Diplôme de Docteur en Médecine.

Il est intéressant de s'attarder quelques instants sur l'article 510-5 disant que : La location, le colportage, les ventes itinérantes dites de démonstration, les ventes par le démarchage et par correspondance d'appareils auditifs sont interdits.

## ■ Que pensez-vous du marché et de la profession aujourd'hui ?

Il est certain que nous ne sommes pas tout à fait sur la même planète, et que les progrès de l'analyse et de la technologie de l'audioprothèse ont largement suivi l'essor des professions de santé. J'oserais juste noter que l'éthique et la responsabilité sociale des professionnels n'aient pas pris le même chemin.

Le moteur principal de notre action d'alors était de conduire la vente d'appareils de surdité très archaïque et approximative vers un système répondant aux légitimes attentes des patients, les soulageant, et restant disponible à leurs attentes. La loi ne parle-t-elle pas d'une efficacité immédiate et permanente d'où notre lutte contre l'itinérance qui ne fut pas qu'une lutte économique ! Aujourd'hui, l'exercice fractionné de certains centres, un jour de ci, un jour de là n'est-il pas la forme nouvelle de l'itinérance ? Ou ils respectent la loi et ne s'occupent pas des patients dans les jours « sans » Où est le service ? Ou un non audioprothésiste s'en occupe et alors on brave non seulement la loi mais aussi le service aux patients.

Il appartient à nos successeurs Syndicaux de mettre cet état de fait au cœur de leurs préoccupations.

# 3

## BONNES RAISONS

1 | PLUS DE SONS

2 | PLUS DE MOTS

3 | PLUS PERSONNEL



# FASHION

## LE RÊVE **CONTINUE**

Découvrez FASHION, le dernier modèle de la famille d'aides auditives DREAM. FASHION est un **contour traditionnel, design et élégant** qui intègre toute la technologie et la puissance attendues.

- **Pour toutes les pertes d'audition** : de légères à sévères/profondes
- **Nouveau boîtier** au design très moderne (pile 312)
- **Puissant** avec un niveau de sortie jusqu'à 137dB

Retrouvez FASHION sur [www.widexpro.fr](http://www.widexpro.fr)



**WIDEX DREAM™**

POUR UNE AUDITION DE RÊVE



# Notes de lecture

## Dernières parutions scientifiques

François DEGOVE

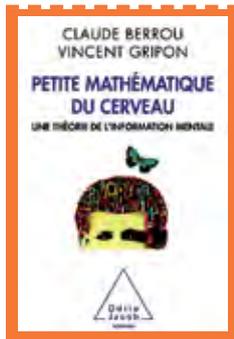
Membre du  
Collège National  
d'Audioprothèse

francois.degove@  
wanadoo.fr



### PETITE MATHÉMATIQUE DU CERVEAU Une Théorie de l'Information

Ed. C. Berrou & V. Gripon  
Odile Jacob ; 155p ; 2012



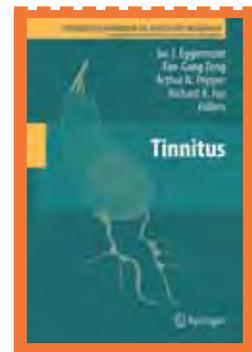
Pourquoi ce livre ? La réponse vient dès les premières pages. Les auteurs soulignent le fait que : « la faible implication de la théorie de l'information (au sens de Shannon) dans le développement des sciences cognitives est d'autant plus surprenante que celles-ci sont encore largement incapables d'expliquer comment l'information est représentée, mémorisée et exploitée dans le cerveau ». Nous n'aborderions pas ce sujet si il ne présentait pas un certain intérêt pour notre activité. C'est donc l'occasion de vous suggérer la lecture de la publication de J. B. Allen et ensuite de revenir vers la lecture du livre dont nous traitons ici.

Les auteurs utilisent des petites saynètes pour tenter de faire comprendre ce qui n'est pas forcément évident à partir de relations mathématiques. Quelques petits calculs permettent tout de même d'entrevoir comment exprimer mathématiquement l'information à partir d'un événement « x ». Si les auteurs essaient de montrer tout l'intérêt qu'il peut y avoir derrière la théorie de l'information ils essaient aussi d'en souligner les limites : « Tout ceci n'est que mesure probabiliste et la théorie de l'information n'est pas une science déductive. Elle fournit les concepts,

les tendances et les limites théoriques mais ne donne pas d'indications immédiates sur la façon d'atteindre les performances idéales ». Mais alors, où sont les solutions pratiques ? Réponse : « Dans les lois statistiques ». Un chapitre traite du codage redondant. Là aussi beaucoup de connaissances nous sont présentées et nous concernent très directement. Un exemple : le codage d'effacement ou codage de canal pour remédier aux erreurs introduites lors de la numérisation d'un signal. Cet effet peut se produire de 2 façons. Soit, par simple effacement, il manque un mot. Soit un mot a été transformé en un autre mot. Le bruit de fond qui peut être à l'origine de l'incident de décodage par le sujet était tel que le signal n'était pas le bon (Voir les diagrammes de J. B. Allen). S'il s'agit d'un simple effacement, 1<sup>er</sup> cas : c'est un masquage pur et dur alors la répétition va augmenter très sensiblement la probabilité de reconnaissance. Dans le cas d'une confusion entre deux mots (modèle d'Allen), il existe une possible cohérence avec le reste de la phrase, ce qui pose un réel problème. La simple répétition risque de ne pas changer grand-chose ! Que proposer ? Réponse : une fausse répétition, l'introduction d'un synonyme. En effet, si deux mots sont proches, par exemple bar et gare, les synonymes ont peu de chances d'être proches café et station par exemple. Les auteurs montrent alors qu'il est possible d'introduire dans certains cas des codes qui permettent de délivrer des signaux complémentaires qui ressemblent au signal initial sans être le même, des synonymes en quelque sorte. Nous recommandons aux étudiants d'y jeter un œil et d'essayer de se plonger un peu dans le travail de Allen et de ses étudiants. Ils comprendront mieux certaines choses et peut-être finiront-ils par utiliser le test de mots sans signification de Frank Lefevre : l'ATEC.

### TINNITUS Une Théorie de l'Information

Ed. J.J. Eggermont, Fan-Gang Zeng,  
A. N. Popper, R.R. Fay  
SPRINGER; 294p; 2012.



Ce livre appartient à la série Springer Handbook Auditory Research qui publie régulièrement des ouvrages de très grande qualité. Cette collection permet de faire un point sur l'état des connaissances pour un sujet donné. Le livre contient 11 chapitres dont la moitié à peu près concerne les recherches chez l'animal. L'autre concerne l'homme. Dans un premier temps les éditeurs tentent de valider le fait que les agents « chimiques utilisés chez l'animal pour créer des acouphènes ont ou auraient un effet similaire chez l'homme. L'exposé qui suit pose des questions relatives à l'étiologie des acouphènes en fonction des modifications moléculaires enregistrées aux niveaux : périphérique, sub-cortical et dans le cortex auditif. Le suivant expose des résultats qui permettraient de suggérer que le nerf auditif serait un générateur d'acouphènes. Dans les chapitres suivants sont traités les relais tels que le Noyau Cochléaire Dorsal (NCD), dont l'exposition au bruit ou un traitement au cis-platine, sembleraient modifier le taux de décharges spontanées en particulier pour un groupe de cellules neurales particulier dont le rôle semble assez bien spécifié (sortie du NCD). Un



autre groupe semble aussi concerné par cet accroissement de l'activité spontanée : des inter-neurones inhibiteurs. Un autre niveau semble aussi concerné par des modifications : le Colliculus Inférieur (CI). Un changement ici beaucoup plus global de l'activité spontanée est observé suite à un traumatisme sonore ou une ingestion de salicylate. Mais ici les réactions sont plus nuancées. Dans les semaines qui suivent un trauma sonore les cellules du CI présentent une phase d'hyperactivité mais pas spécifiquement d'émissions spontanées particulières. Par contre plus tard, les neurones du CI semblent présenter une augmentation de l'activité spontanée. Cependant, il est à noter que celle-ci paraît être indépendante des entrées venant des étages inférieurs. Par contre comme le soulignent les auteurs, il est possible que compte tenu du rôle de carrefour de multiples structures impliquées dans le traitement des informations auditives, il est possible que cette hyperactivité reflète un certain dérèglement dans quelques centres avec lesquels se produisent des échanges réciproques. L'ingestion de salicylate (aspirine) ou certains traumatismes sonores engendreront des modifications concernant : l'organisation tonotopique des cartes fréquentielles, une certaine dis-synchronie entre les neurones et une augmentation des taux de décharges spontanées. Les auteurs semblent penser comme certains de leurs collègues que le cortex auditif central serait plus une gare de passage (avec la métaphore que cela suggère) entre les centres sub-corticaux et le système limbique (ou se traite la mémoire).

La 2<sup>ème</sup> partie est consacrée à l'humain. Un chapitre est consacré aux apports de l'électrophysiologie et de l'imagerie. Ce chapitre présente des résultats qui tendraient à induire l'idée que les « tableaux résultants présen-

tant les états des différentes régions se corrèleraient assez bien avec les différents types d'acouphènes. Dans le chapitre qui suit la psycho-physique de l'acouphène est traitée en détail (B. Moore). La hauteur (tonalité) la sonie et le masquage. L'auteur montre que de nombreux problèmes se posent et que l'identification et la qualification « acoustique » de l'acouphène est tout sauf évidente. Parmi les difficultés la première est quelle oreille choisir pour identifier les caractéristiques tonales de l'acouphène dans une épreuve comparative ? La 2<sup>ème</sup>, quel niveau sonore faut-il choisir pour le maître son (signal choisi par le testeur) pour que le test soit probant ? 3<sup>ème</sup> problème, le maître son a-t-il un timbre bien identifiable ? Ainsi, il semblerait que lorsque l'audiogramme présente certaines fréquences de coupure qui vont amputer une partie du maître son, le travail d'identification devienne très délicat et conduise à des erreurs d'octave. On pourrait ajouter à cela que le fait de ne pas disposer d'une palette de fréquences très large sur la plupart des audiomètres soit aussi un problème. Un autre point important de ce chapitre concerne le niveau sonore (sonie) de l'acouphène. Sur ce point il semble que certains pensent que l'acouphène ne serait finalement qu'un signal de niveau relativement acceptable (en tous les cas ramené aux dégâts psychologiques qu'il peut engendrer). Nous avons là une réponse intéressante : typiquement les niveaux se situeraient entre 0,15 et 2 sones (20 et 50 dB SPL) mais certains peuvent atteindre 20 sones, c'est-à-dire 85 dB SPL. Voilà qui recadre bien les choses. Dans l'avant dernier chapitre, A. Noreña qui travaille à l'université de Haute Provence présente un travail très intéressant. Il essaie de montrer que les acouphènes résulteraient pour une bonne part de changements centraux conséquence d'une privation sensorielle induite par la surdité. Les modifications induites seraient : augmenta-

tion de l'activité neurale spontanée ou bien la synchronisation anormale de plusieurs centres dédiés au système auditif ou les deux. L'auteur remet un peu en question l'efficacité des stimulations acoustiques. Par contre il considère que les stimulations électriques à partir d'implants conduisent à des effets plutôt satisfaisants. Une des explications à retenir est que l'implant court-circuite la cochlée qui peut présenter des zones mortes. (A retenir tout en soulignant que le débat entre zone morte / zone inerte reste ouvert, en tous les cas c'est ce que nous pensons NDLR).

Dans le dernier chapitre, les auteurs traitent des stimulations transcrâniennes à partir d'un champ magnétique, des stimulations électriques directes et enfin des traitements par médicaments. Les premières sont encourageantes mais on manque de recul. Les secondes débutent mais les résultats obtenus sont semble-t-il bons. En ce qui concerne les traitements pharmacologiques les anxiolytiques et les antidépresseurs donnent des résultats intéressants qu'il ne faut pas négliger.

Au total, ce livre est à lire avec beaucoup d'intérêt pour les personnes qui dirigent des laboratoires prenant en charge des acouphéniques. Il y a beaucoup de choses à apprendre. Il est plaisant de retrouver 2 équipes françaises au devant de la scène : celle de J. L. Puel de l'université de Montpellier et celle d'A. Noreña de l'université de Haute Provence.



# Veille acouphènes

## BAHIA : un nouveau questionnaire poly-paradigmatique. Le nouveau « couteau suisse » de l'audioprothésiste ?

**Philippe LURQUIN**  
Audioprothésiste,  
Chargé de cours,  
Membre du Collège  
National d'Audioprothèse  
1000, Bruxelles  
philippelurquin@yahoo.fr



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



**O. LELEU**  
Audioprothésiste  
59000 Lille



### Introduction

Pour les thérapeutes de l'audition que nous sommes il serait vain de vouloir isoler l'acouphène des autres plaintes qui l'accompagnent le plus régulièrement soit la surdité, l'hyperacousie et même les dysesthésies faciales (somato-acouphène). La distinction est souvent malaisée et le bilan du patient acouphénique ne peut se faire sans l'utilisation de questionnaires détaillant les plaintes.

Malheureusement de nombreux questionnaires limitent leur évaluation à l'acouphène.

Pour faciliter ce type de situation, nous présentons aujourd'hui un nouveau questionnaire qui tient compte de nos besoins d'audioprothésiste et des dernières connaissances en matière d'acouphène : le questionnaire BAHIA (Biphasique, Acouphène, Hyperacousie, Insensibilité de la face et Autres sensations).

Ce questionnaire de deux pages évalue l'importance de l'acouphène, de la surdité, de l'hyperacousie et de la gêne faciale en moins de 10 minutes.

L'objectif de cette veille est à la fois de démontrer son efficacité, sa faisabilité et de proposer aux audioprothésistes un outil multifonctionnel, simple, rapide et efficace.

### Les qualités d'un bon questionnaire

L'audioprothésiste utilisera un questionnaire avec différents objectifs :

- S'assurer que le patient présente des plaintes en suffisance pour relever d'une prise en charge audioprothétique. Un acouphène présent dix minutes au coucher avant l'endormissement ne nécessite peut être pas la même attention qu'un acouphène présent 100% du temps et impactant la qualité du sommeil du patient acouphénique. Typiquement ce tri est opéré à partir du questionnaire THI

- Développer le protocole adéquat en fonction des plaintes. La TRT présente une typologie et la catégorisation du patient permet d'adapter à la fois le « counseling » et le réglage du bruit blanc à sa situation.

- Avoir une mesure fiable et reproductible des plaintes afin d'établir la présence ou l'absence d'impact du traitement opéré. Ainsi, pouvoir effectuer une analyse longitudinale des scores obtenus au fil du temps permet d'objectiver les améliorations ou les rechutes.

Traditionnellement le questionnaire le plus utilisé surtout outre-Atlantique est l'interview structurée de P. Jastreboff. Ce questionnaire a aujourd'hui plusieurs années et ne contient que peu d'items sur les symptômes associés à l'acouphène tels l'hyperacousie, les dysesthésies faciales (somato-acouphène) et même la surdité (!). D'autre part, il faut souligner que les questionnaires « hyperacousie », comme celui de Nelting (2002), présentent une très faible tendance au changement avant et après traitement, soit une sensibilité insatisfaisante malgré une diminution des plaintes du patient.

### Construction du Bahia

- **Le questionnaire BAHIA** : ce questionnaire est basé sur celui de Jastreboff (1999) repris une

première fois par Mc Kinney (2000) puis par Lurquin et Cotton en 2009 afin d'ajouter la notion de somato-acouphènes, la notion de gêne et la notion d'impact de l'hyperacousie et de la surdité sur la vie courante. Il est composé de 12 items auxquels le patient peut répondre avec des échelles visuelles analogiques allant de 0 (pas de problème) à 5 (problème très important), de 0 à 10 ou encore de 0 à 100%.

Le premier item est en fait divisé en 4 sous items qui interrogent le patient sur l'importance de chacun de ses problèmes (acouphène, surdité, sensibilité aux sons, gêne faciale).

Les items 2 à 5 balayent les problèmes liés à l'acouphène (intensité, incidence, pourcentage de temps, dérangement).

Les items 6 et 7 abordent les problèmes d'audition au niveau du pourcentage de temps d'incommodation et au niveau de l'incidence de la surdité sur la vie courante.

Les items 8 à 10 évaluent le problème d'hyperacousie au niveau du temps d'incommodation par jour, de l'incidence sur la vie courante et au niveau de la gêne occasionnée lors de l'écoute d'un son fort.

Les derniers items (11 et 12) traitent de la gêne faciale au niveau du temps d'incommodation et de l'incidence de cette gêne sur la vie courante.

	Interview Structurée	B.A.H.I.A.
Intensité	Acouphène	Acouphène
Conscience	Acouphène	Acouphène, Surdité, Hyperacousie, Dysesthésie Faciale
Impact	Acouphène	Acouphène, Surdité, Hyperacousie, Dysesthésie Faciale
Gêne	Acouphène	Acouphène, Hyperacousie

**Tableau 1 : items interrogés dans le questionnaire BAHIA et l'interview structurée de P.Jastreboff**



## Bahia sur le grill

112 patients ont été testés et furent répartis en trois groupes pour trois analyses différentes mais essentielles :

### - Etude de la fiabilité

Pour pouvoir connaître la fiabilité du questionnaire BAHIA, il est indispensable que les patients remplissent deux fois le questionnaire, sans traitement intermédiaire : on parle alors de fiabilité test-retest.

### - Etude de la validité

L'étude des corrélations entre le BAHIA (premières questions) et les deux autres questionnaires (THI ou encore au Nelting et AI en fonction de leurs symptômes), nous donnent une idée de la validité critérielle.

### - Etude de la sensibilité au changement

Les patients sont donc interrogés avec le questionnaire BAHIA avant et après traitement.

## Résultats

### La fiabilité (test-retest)

Pour les items relatifs à l'acouphène, la surdité et l'hyperacousie ou gêne faciale, la reproductibilité est bonne à excellente, le coefficient de Bravais Pearson montre qu'il n'y a au maximum donc qu'1 chance sur 100 de se tromper en disant qu'il y a une excellente corrélation entre les réponses au test et les réponses au retest, pour chaque item. (Figure 1)

### La validité critérielle

Afin d'étudier la validité du ques-

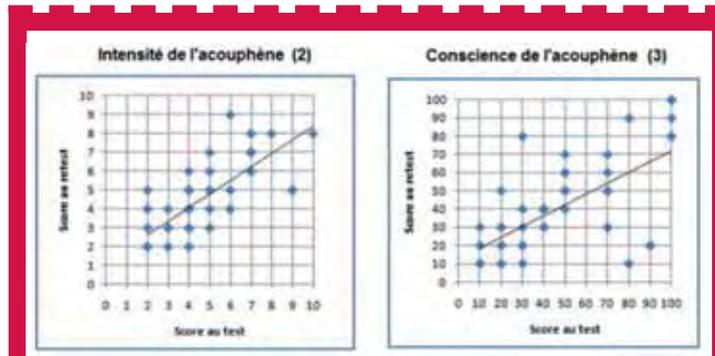


Figure 1 : reproductibilité (test-retest des items intensité et conscience de l'acouphène)  $r > 0,8$

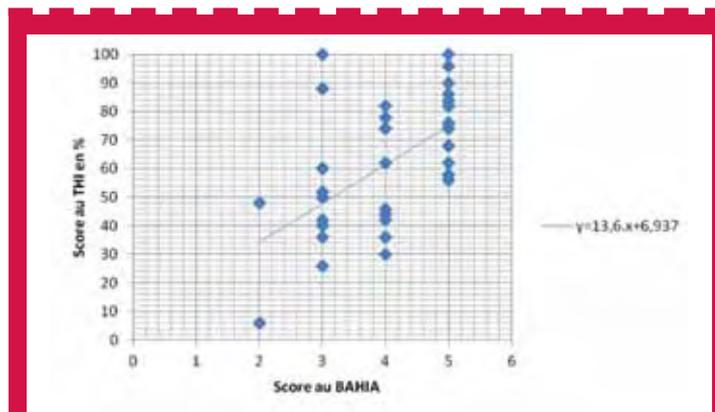


Figure 2 : corrélation entre les scores à l'item 1a du BAHIA et le score total au THI

tionnaire BAHIA, un « r de Bravais Pearson » a été calculé entre les résultats au BAHIA (item 1a) et les résultats au THI pour l'acouphène et entre les résultats au BAHIA et les résultats au questionnaire de Nelting pour l'hyperacousie. Sachant que l'échantillon est composé de 44 patients et que la corrélation entre les deux questionnaires est de

0,57 pour l'acouphène et 0,49 pour l'hyperacousie; il y a une chance sur 100 de se tromper en disant qu'il y a une excellente corrélation. (Figure 2)

### La sensibilité au changement

Sachant que les coefficients « t » des items « acouphènes », « surdité »

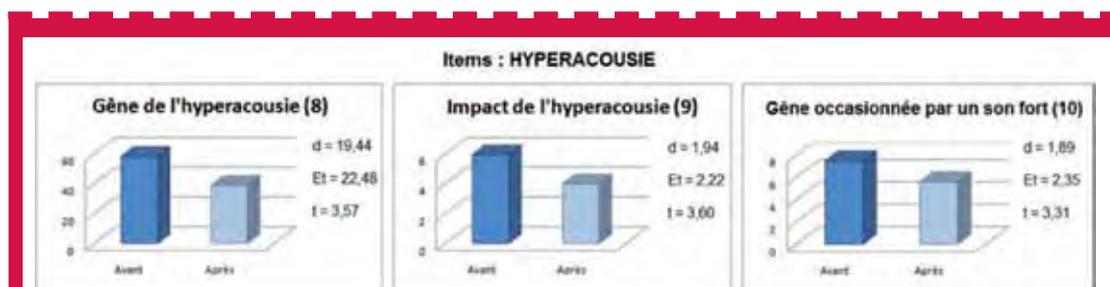


Figure 3 : score moyen avant et après TRT des items « hyperacousie »



« hyperacousie » sont tous supérieurs à 2,90 (limite dans la table de Student pour  $\alpha = 0,005$ ), il y a 0,5 chance sur 100 de se tromper en disant qu'il y a une amélioration significative entre les scores moyens avant et après traitement. (Figure 3)

## Observations

Le questionnaire Bahia tout comme son ancêtre l'interview structurée de P.Jastreboff est d'abord biphasique. L'intérêt des mesures avant et après prise en charge n'est réel que si le questionnaire est sensible au changement. La présente étude contient les ferments de la confiance que chaque audioprothésiste doit avoir en ses outils.

L'association de questions bien définies non seulement au sujet de l'acouphène mais aussi des symptômes associés permettent à l'audioprothésiste d'aborder la pathologie sous un abord plus neurologique qu'acoustique, comportement essentiel pour aborder plus tard le modèle neurophysiologique de Jastreboff, la notion de sortie du champ de conscience et la différence par rapport au masquage (effet acoustique).

L'élargissement des échelles visuo-analogiques aux somato-acouphènes nous positionne directement en professionnel compétent et permet bien des fois au patient de prendre conscience d'un lien qu'il n'avait pas appréhendé.

Les échelles sont dites visuo-analogiques. Ce qui implique que le patient doit voir son questionnaire, lors de la première et de la seconde passation ; par contre le choix est « forcé ». Au cas où le patient veuille introduire une nuance la place ne manque pas. Par exemple un double choix est possible (jour/nuit ou bon jour/mauvais jour).

Le fait d'utiliser BAHIA en complément du THI, élargit l'anamnèse et précise le type de gêne principale. Le patient se sent ainsi écouté dans ses différentes difficultés (acouphène, hyperacousie, surdité, gêne faciale). Les échelles visuo-analogiques permettent d'insister sur la différence entre gêne liée à la surdité et gêne liée à la présence de l'acouphène.

La notion de temps de conscience de l'acouphène en pourcentage est très importante pour quantifier l'apport du traitement. Elle nous permet d'observer le bénéfice en terme fonctionnel. Cette diminution est le premier objectif de notre thérapie.

Enfin, la communication de l'évolution des résultats au BAHIA vous permettra de compléter votre rapport d'appareillage de façon spécifique et permettra ainsi au médecin ORL, d'avoir une vue d'ensemble de votre action.

## Conclusion

En ce qui concerne le questionnaire BAHIA, les résultats de l'étude sur la fiabilité test-retest indiquent qu'il y a une corrélation significative entre le test et le retest pour l'ensemble des items. Ces résultats permettent d'affirmer que ce questionnaire est fiable, précis donc digne de confiance.

L'étude de la validité critérielle expose le fait que le questionnaire BAHIA possède une bonne corrélation avec le THI mais aussi avec le questionnaire de Nelting et Al. Ces corrélations signifient que les items en question évaluent bien le concept pour lequel ils ont été conçus.

L'étude de la sensibilité au changement indique une évolution significative entre la passation avant et après traitement. Il est donc possible d'observer l'évolution d'un patient à l'aide de ces échelles, même si les changements observés sont minimes.

Suite à cette étude, nous pouvons donc conclure que le questionnaire BAHIA est un questionnaire complet qui aborde les plaintes les plus couramment rencontrées dans les consultations « acouphène ». Ce caractère multidimensionnel est un attribut considérable, qui démarque le BAHIA des autres questionnaires.

Qui plus est, ce questionnaire simple et rapide de passation peut permettre au praticien d'évaluer l'efficacité d'une thérapie ou encore d'un traitement sur ses patients. En d'autres termes, le questionnaire BAHIA semble être un instrument indispensable pour tout praticien travaillant avec une population acouphénique.

## Bibliographie

- Aksoy S., Finat Y., Alpen R. (2007) The Tinnitus Handicap Inventory : a study of validity and reliability. *International Tinnitus Journal* vol 13 n°2, 94-98
- Bläsing, L., Goebel, G., Flötzing, U., Berthold, A., & Kröner-Herwig, B. (2010). Hypersensitivity to sound in tinnitus patients: an analysis of a construct based on questionnaire and audiological data. *International Journal of Audiology*, 49(7), 518-526.
- Deliens, P. (2008-2009). Méta-analyse du taux de succès de la thérapie acoustique d'habituation dans le traitement des acouphènes : étude sur plus de 200 dossiers de patients acouphéniques. Mémoire de bachelier en audiologie non publié, Institut libre Marie Haps, Bruxelles.
- Falissard, B. (2001). Mesurer la subjectivité en santé: perspective méthodologique et statistique. Paris : Masson
- Goldstein B., Shulman A. (2003) Tinnitus Outcome Profile and Tinnitus Control. *International Tinnitus Journal* vol 9 n°1,
- Jastreboff M. & Jastreboff P. (1999) Questionnaires for assessments of patients and treatment outcome. *Proceedings du 6th Tinnitus Seminar Cambridge*, 487-490
- Lurquin, P., Germain, M., Fabry, V., Markessis, E., Thill, M.P., & Vincent, Y. (2002). Evaluation par questionnaire de l'amélioration apportée par la thérapie sonore d'habituation (T.R.T) chez le patient acouphénique et/ou hyperacousique. *Les cahiers de l'audition*, 15(5), 14-22.
- Mc Kinney, C. (2000). Outcome measures, London tinnitus retraining therapy course, 87-90
- Mc Kinney C., Hazell J., Graham P. (1999) An evaluation of the TRT method. *Proceedings du 6th Tinnitus Seminar Cambridge*, 99-105
- Nelting, M., Rienhoff, N.K., Hesse, G., & Lamparter, U. (2002). Subjective distress from hyperacusis: a questionnaire on hypersensitivity to sound. *Seventh International Tinnitus Seminar*, 147-149.
- Newman, C.W., Jacobson, G.P., & Spitzer, J.B. (1996). Development of the tinnitus handicap inventory. *Archives of otolaryngology head and surgery*, 122, 143-148.
- Newman, C.W., Sandridge, S.A., & Jacobson, G.P. (1998). Psychometric adequacy of the tinnitus handicap inventory (THI) for evaluating treatment outcome. *Journal of the American Academy of Audiology*, 9(2), 153-160.
- Noble, W. (2001). Tinnitus self-assessment scales: domains of coverage and psychometric properties. *Hearing journal*, 54(11), 21-25



## B.A.H.I.A.

NOM : ..... PRENOM : .....

Date : / /

### 1) Indiquez, pour vous, l'importance de chaque problème (entourez la réponse appropriée) :

	Pas de problème			Problème très important		
Acouphène	0	1	2	3	4	5
Perte d'audition	0	1	2	3	4	5
Sensibilité aux sons	0	1	2	3	4	5
Gêne faciale	0	1	2	3	4	5

### 2) Quelle est l'intensité de votre acouphène (cochez une réponse) ?

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10  
très calme réacteur d'avion

### 3) Actuellement, pendant que vous êtes éveillé, quel pourcentage du temps êtes-vous incommodé par votre acouphène ?

0% 10% 20% 30% 40% 50% 60% 70% 80% 90% 100%

### 4) Quelle incidence a votre acouphène sur votre vie courante ?

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10  
pas d'incidence invivable

### 5) Quand vous entendez votre acouphène, comment vous ennuie-t-il ?

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10  
pas du tout extrêmement ennuyé

### 6) Actuellement, pendant que vous êtes éveillé, quel pourcentage du temps êtes-vous incommodé par votre surdité ?

0% 10% 20% 30% 40% 50% 60% 70% 80% 90% 100%

### 7) Quelle incidence a votre surdité sur votre vie courante ?

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10  
pas d'incidence invivable

### 8) Actuellement, pendant que vous êtes éveillé, quel pourcentage du temps êtes-vous incommodé par votre hyperacousie ?

0% 10% 20% 30% 40% 50% 60% 70% 80% 90% 100%

### 9) Quelle incidence a votre hyperacousie sur votre vie courante ?

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10  
pas d'incidence invivable

### 10) Quand vous entendez un son trop fort, comment vous ennuie-t-il ?

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10  
pas du tout extrêmement ennuyé

### 11) Actuellement, pendant que vous êtes éveillé, quel pourcentage du temps êtes-vous incommodé par votre gêne faciale ?

0% 10% 20% 30% 40% 50% 60% 70% 80% 90% 100%

### 12) Quelle incidence a votre gêne faciale sur votre vie courante ?

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10  
pas d'incidence invivable



# Veille implants cochléaires

## Les implants cochléaires : un passé remarquable et un brillant avenir (suite et fin)

*Vous trouverez à la dernière partie de cet article de référence sur l'implant cochléaire. Les avancées récentes (2008) décrites ici sont devenues parfois bien réelles avec notamment l'implantation cochléaire bilatérale qui est de mieux en mieux reconnue des autorités de santé.*

**Blake S. Wilson  
et Michael  
F. Dorman**

Traduit par  
**Emeric KATONA,**  
Audioprothésiste

### Deux avancées récentes

Deux avancées récentes ont donné lieu à d'importantes améliorations de la performance globale (moyenne) des systèmes d'implants. Il s'agit (1) de la stimulation électrique des deux côtés grâce aux implants cochléaires (IC) bilatéraux et (2) de la stimulation à la fois acoustique et électrique (ou électroacoustique) du système auditif pour les personnes qui ont conservé une audition résiduelle pour les fréquences basses. La stimulation électrique bilatérale peut restaurer, dans une certaine mesure, les indices de différences temporelles et d'amplitudes inter-aurales permettant aux personnes normo-entendantes de latéraliser les sons sur un plan horizontal et de repérer une voix ou une autre source de son parmi des sources multiples situées en différents endroits. En outre, grâce à la stimulation bilatérale, le patient peut utiliser l'ombre acoustique créée par la tête pour les sources de sons qui se trouvent hors de la ligne médiane. Dans ces cas, le rapport S/B peut être plus favorable pour une des deux oreilles lorsqu'il y a plusieurs sources de son, et les patients peuvent être capables de se concentrer sur l'oreille qui a un meilleur rapport S/B pour la source désirée. La stimulation électroacoustique peut préserver une capacité auditive relativement normale pour les basses fréquences, avec une excellente résolution des fréquences et d'autres caractéristiques de l'audition normale, tout en offrant une représentation complémentaire des sons à haute fréquence avec l'IC et la stimulation électrique. Diverses techniques chirurgicales et thérapies médicamenteuses ont été élaborées pour préserver l'audition des fréquences basses dans une cochlée implantée afin de permettre la stimulation électroacoustique de la même oreille après une opération d'implantation.

Parmi ces techniques et thérapies, qui ont été décrites dans un article de Wilson et Dorman (sous presse-a), figure la technique consistant à pratiquer des insertions délibérément courtes du faisceau d'électrodes (6, 10, 16 ou 20 mm) pour réduire le risque d'endommagement de la partie apicale de la cochlée et des cellules ciliées qui s'y trouvent.

Ces deux méthodes - la stimulation électrique bilatérale et la stimulation électroacoustique - ont produit de considérables améliorations de la performance de réception de la parole par rapport aux conditions contrôles (voir état des lieux dans Wilson et Dorman, sous presse-a, et Turner et al., 2008). En particulier, la stimulation bilatérale peut fournir un avantage substantiel dans la reconnaissance de matériaux vocaux difficiles tels que les mots monosyllabiques et la parole présentée en même temps que des bruits spatialement distincts, par rapport aux scores obtenus avec chaque implant unilatéral seul (voir Gantz et al., 2002 ; Müller et al., 2002, Laszig et al., 2004 ; Ramsden et al., 2005 ; Litovsky et al., 2006 ; Ricketts et al., 2006). Comparée à l'implant unilatéral, l'utilisation de deux implants permet par ailleurs d'améliorer la capacité de latéraliser ou de localiser les sons (la compétence évaluée diffère selon les études). (Voir van Hoesel et Tyler, 2003 ; Nopp et al., 2004 ; Senn et al., 2005 ; Grantham et al., 2007 ; Tyler et al., 2007). Comme nous l'avons précisé, cette capacité est non existante ou presque avec un implant unilatéral. Par rapport à la stimulation électrique seule ou à la stimulation acoustique, la stimulation électroacoustique offre aussi un grand avantage pour écouter la parole dans le silence, dans le bruit, lorsqu'un autre locuteur parle simultanément, ou dans un bruit de « cocktail » (voir von Ilberg et al., 1999 ; Kiefer et al., 2002, 2005 ; Gantz et Turner, 2003 ; Wilson et al., 2003 ; Gstoettner et al., 2004, 2006 ; Gantz

et al., 2005, 2006 ; Kong et al., 2005 ; James et al., 2006 ; Gifford et al., 2007 ; Dorman et al., 2007 ; Turner et al., 2008). En effet, dans certains cas, le résultat obtenu avec une stimulation électroacoustique est plus important que la somme des scores obtenus par stimulation seulement électrique ou seulement acoustique. C'est ce qui a été décrit comme « effet synergistique » (voir Gstoettner et al., 2004 ; Wilson et al., 2003). Cette méthode permet d'obtenir également d'importantes améliorations dans l'identification des mélodies et la réception des sons musicaux (Gantz et al., 2005 ; Kong et al., 2005 ; Gfelter et al., 2006, 2007 ; Gstoettner et al., 2006 ; Dorman et al., 2007). (Pour la réception des mélodies et de la musique, les scores obtenus par stimulation acoustique seule sont très proches de ceux obtenus par stimulation électroacoustique.) Dans les cas de perte auditive symétrique ou quasi symétrique, il est possible de tirer parti de la stimulation électroacoustique en soumettant un stimulus acoustique soit à l'oreille implantée, soit à l'autre, ou encore aux deux oreilles. De remarquables progrès se manifestent aussi dans les cas de perte complète ou quasi complète de l'audition résiduelle sur le côté implanté, lorsqu'une oreille encore sensible sur le côté controlatéral reçoit un stimulus acoustique. (Cette observation est un bon signe pour les patients qui ont un IC entièrement inséré sur un côté et une audition résiduelle sur le côté controlatéral, car lorsque le faisceau d'électrodes est entièrement inséré, toute audition résiduelle sur le côté implanté est en général perdue.) Quant aux gains qu'offre la stimulation électrique bilatérale, ils proviennent vraisemblablement d'une restauration partielle ou totale des indices de différence binaurale et à l'effet « ombre de tête » mentionné plus haut.

# VEILLE IMPLANTS COCHLÉAIRES ◀



Par rapport à la stimulation électrique seule, la stimulation électroacoustique offre des avantages significatifs. Elle permet notamment de présenter les informations de la structure fine sans modification de la gamme des fréquences basses, et une part substantielle de ces informations peut être perçue, tout au moins par les utilisateurs qui réalisent les meilleures performances. Ces informations de la structure fine comportent probablement des FO et la première ou les deux premières harmoniques (ou plus) des FO, outre au moins quelques indications des premières fréquences des formants de la parole. Pour la musique, elles incluent vraisemblablement la plupart des FO et peut-être leur première ou les deux premières harmoniques (selon la FO). Dans la solution électroacoustique, la stimulation acoustique n'est certes efficace que pour les fréquences basses mais les informations de la structure fine dans cette gamme sont plus importantes que dans les hautes fréquences, tant pour la réception de la parole que de la musique (voir Smith et al., 2002 ; Xu et Pfingst, 2003).

Une discussion détaillée des mécanismes pouvant expliquer les effets positifs des IC bilatéraux et de la stimulation électroacoustique est présentée dans un article de Wilson et Dorman (sous presse-a). Les effets positifs de la stimulation électroacoustique sont également examinés dans des articles de Turner et al., (2008), Qin et Oxenham (2006) et Dorman et al., (2007).

Chacune de ces approches relativement neuves (stimulation électrique bilatérale et stimulation électroacoustique) utilise ou restaure une partie du système naturel. Deux oreilles valent mieux qu'une, et utiliser, même partiellement, une oreille normale ou quasi normale pour les fréquences basses peut s'avérer extrêmement bénéfique.

## Possibilités d'améliorations futures

La conception et les performances des « prothèses » cochléaires ont remarquablement évolué. Toutefois, nombre d'améliorations sont encore souhaitables. Les patients qui obtiennent les meilleurs résultats n'entendent toujours pas aussi bien que les normoentendants, en particulier dans les situations contraignantes, par exemple lorsque la parole est présentée en même temps que du bruit ou quand plusieurs personnes parlent en même temps. Les utilisateurs d'implants unilatéraux conventionnels ont un accès limité à la musique ou à d'autres sons plus complexes que la parole. Surtout, certaines difficultés persistent, même avec les stratégies de traitement et les systèmes d'implants actuels, y compris les implants bilatéraux ou les systèmes électroacoustiques.

Heureusement, des avancées majeures ont récemment vu le jour. Il y a bien sûr les implants bilatéraux et les stratégies électroacoustiques, mais d'autres possibilités prometteuses commencent à poindre ; elles permettront de faire encore progresser la conception et les fonctions des implants. Ces nouvelles pistes visent à :

- concevoir ou placer différemment les faisceaux d'électrodes, de façon à rapprocher davantage ces dernières des neurones cibles ;
- déceler les processus périphériques au moyen de tests psychophysiques ou électrophysiologiques et, si possible, lorsque ces processus existent, les activer de façon sélective, toujours dans le but de réduire la distance qui sépare les électrodes des neurones cibles ;
- poursuivre les efforts favorisant la croissance de neurites en direction des électrodes droites, de façon à rapprocher la cible des électrodes ;

- continuer à élaborer de nouveaux modes de stimulation, ce qui pourrait faciliter un contrôle spatial précis des sites d'excitation. C'est notamment le cas avec le mode optique de stimulation décrit par Richter et al. (2008) ;
- identifier les mécanismes qui sous-tendent l'apparente absence de lien entre le nombre de sites discriminables lorsqu'ils sont stimulés de façon isolée et le nombre de canaux effectifs en temps réel avec un processeur vocal, ces données permettant peut-être de réduire l'écart ;
- poursuivre les tentatives d'accroître la transmission des informations de la structure fine chez les patients implantés en utilisant les informations obtenues par le biais d'une évaluation directe de la transmission ;
- continuer à améliorer la représentation et la réception des informations sur les FO en exploitant les possibilités limitées qu'offrent les électrodes droites actuelles, et celles, peut-être moins limitées, qu'offriront les électrodes de nouvelles conceptions ;
- élargir les applications de la stimulation électroacoustique pour que le plus de patients possible puissent y avoir accès, notamment, dans le cas d'un implant entièrement inséré, la stimulation acoustique du côté controlatéral, lorsque ce dernier a conservé certaines capacités d'audition résiduelle ; en effet, dans le dispositif électroacoustique, la partie acoustique pourrait être l'unique bonne solution permettant d'offrir des représentations plus nettes de la hauteur tonale, mais aussi des informations de la structure fine dans la gamme d'audition résiduelle à basse fréquence (l'utilisation d'un système naturel à chaque fois que cela est possible est forcément plus souhaitable que le recours à des stimuli électriques) ;



- affiner et optimiser les stratégies de traitement et d'autres aspects des implants bilatéraux et de la stimulation électroacoustique, ces deux solutions en étant encore à leurs débuts ;
- réaliser une stimulation acoustique avec les IC bilatéraux pour les personnes implantées qui ont conservé une certaine part d'audition résiduelle ;
- continuer à élaborer des techniques chirurgicales et des thérapies médicamenteuses complémentaires pour mieux conserver l'audition résiduelle durant et après les opérations chirurgicales liées à la stimulation électroacoustique ;
- dans les cas de surdité de perception, continuer à élaborer des schémas de stimulation électrique et des thérapies médicamenteuses complémentaires pour préserver, dans la cochlée implantée, les cellules du ganglion spiral et d'autres structures neuronales ;
- continuer à élaborer des stratégies conçues pour offrir une imitation plus proche du traitement complexe et interactif qui se produit dans une cochlée normale.

Chacune des possibilités énumérées ci-dessus est destinée à améliorer la représentation à la périphérie. Cependant, pour aider les patients qui se trouvent actuellement à la limite inférieure du spectre des performances, une approche fondamentalement innovante pourrait être nécessaire. Nous l'avons mentionné plus haut : il se peut que les capacités cérébrales auditives de ces derniers soient atteintes ; de nombreuses études récentes vont dans ce sens. Pour ces patients, adopter une approche « descendante », qui relève de la neurologie cognitive, pourrait s'avérer plus fructueux que l'approche « ascendante » traditionnelle. Une approche descendante pourrait chercher de quel signal d'entrée le cerveau atteint à besoin pour fonctionner de façon optimale, contrairement à la méthode traditionnelle, qui consiste à répliquer autant que possible les schémas normaux de l'activité au niveau du nerf auditif. Les schémas de stimulation spécifiques par cette nouvelle approche sont probablement différents de ceux qui le sont par l'approche traditionnelle.

Une autre possibilité pourrait être bénéfique, dans une certaine mesure, à l'ensemble des patients. Elle est liée à cette dernière proposition et consisterait à orienter la rééducation et à faciliter les modifications plastiques désirées des

fonctions cérébrales. Autrement dit, il s'agirait de soutenir le cerveau dans sa tâche, qui est d'apprendre à utiliser les signaux d'entrée apportés par l'IC depuis la périphérie. Ce type de rééducation, s'il est conçu correctement, peut raccourcir le temps nécessaire pour atteindre des performances asymptotiques et, ce point atteint et dépassé, le patient pourrait accéder à un niveau plus élevé de fonctions auditives (voir Fu et Galvin, 2008). Étant donné les différences de plasticité cérébrale chez le nourrisson ou le jeune enfant et chez l'enfant plus âgé ou l'adulte, les procédures optimales de rééducation peuvent être très diverses selon les cas. Par exemple, dans les exercices de rééducation, la difficulté des étapes augmente selon des paliers qui peuvent être d'une amplitude bien plus réduite chez les adultes que chez les nourrissons et les jeunes enfants (Linkenhoker et Knudsen, 2002). Toutefois, tous les patients peuvent bénéficier de procédures adéquatement conçues qui tiennent compte des différences de plasticité cérébrale en fonction de l'âge.

Le cerveau joue un rôle décisif dans un système prothétique. Pour les patients chez qui il est parfaitement intact, il convient probablement de concevoir les implants selon l'approche ascendante. Une approximation toujours plus proche des schémas normaux de décharge neuronale à la périphérie a des chances de fournir les signaux d'entrée que le cerveau est « prêt » à recevoir, c'est-à-dire qu'il est en mesure de réceptionner et de traiter. Mais pour les patients dont le cerveau est atteint, ces signaux pourraient ne pas représenter la meilleure solution. Dans ces cas, adopter une approche descendante ou un mélange des deux approches pourrait se révéler plus fécond. Associer une perspective descendante à des techniques permettant de minimiser les interactions entre électrodes à la périphérie pourrait être particulièrement profitable pour les patients qui sont actuellement gênés par la relative médiocrité de leurs performances.

## En guise de conclusion

Le domaine des IC a énormément progressé. Chercheurs et patients, nous devons beaucoup à ces chercheurs avant-gardistes qui ont persévéré, en dépit des intenses critiques qui leur étaient opposées.

Avec un IC moderne, Ludwig van Beethoven et Helen Keller auraient eu une vie meilleure. Leur sentiment d'isolement se serait apaisé, ou aurait peut-être même disparu. Pourtant, Beethoven aurait probablement été déçu s'il avait pu écouter de la musique au moyen d'un IC.

La voie qui s'ouvre à nous est claire et prometteuse. Les deux avancées récentes décrites ci-dessus et les très bons niveaux atteints en reconnaissance des phrases dans le silence constituent un bon point de départ. Les multiples possibilités qui s'offrent à nous pour améliorer les systèmes et les approches actuels sont encourageantes, et de nombreuses équipes de chercheurs de premier plan, dont celles qui sont représentées par les auteurs de ce numéro spécial, s'y appliquent avec la force et la détermination de leurs prédécesseurs. Les implants cochléaires sont voués à un brillant avenir.

## Remerciements

Certains résultats et réflexions présentés dans cet article ont déjà fait l'objet d'un discours du même titre prononcé à Vienne par le premier auteur, qui était invité d'honneur de la Neuvième conférence internationale sur les implants cochléaires et sciences associées (du 14 au 17 juin 2006). Les données sont tirées ou adaptées de plusieurs publications récentes (Dorman et Wilson, 2004 ; Dorman et Spahr, 2006 ; Wilson, 2006 ; Wilson et Dorman, 2007, 2008, sous presse-a, sous presse-b). Les travaux qui ont fourni des données et des idées au présent article ont été en partie soutenus par le projet du NIH no N01-DC-2-1002 et ses travaux précédents, tous intitulés « Les processeurs vocaux pour prothèses auditives » (BSW), et par le projet du NIH no 5R01DC000654 et ses travaux précédents, tous intitulés « Fonction auditive et perception de la parole avec les implants cochléaires » (MFD). Le premier auteur est consultant pour MED-EL Medical Electronics GmbH

## Références

- Dorman, M.F., Gifford, R.H., Spahr, A.J., McKarns, S.A., 2007. The benefits of combining acoustic and electric stimulation for the recognition of speech, voice and melodies. *Audiol. Neurotol.* 13, 105–112.
- Gantz, B.J., Turner, C.W., 2003. Combining electric and acoustic hearing. *Laryngoscope* 113, 1726–1730.
- Gantz, B.J., Turner, C., Gfeller, K.E., 2006. Acoustic plus electric speech processing: preliminary



results of a multicenter clinical trial of the Iowa/Nucleus hybrid implant. *Audiol. Neurootol.* 11 (Suppl. 1), 63–68.

Gantz, B.J., Turner, C., Gfeller, K.E., Lowder, M.W., 2005. Preservation of hearing in cochlear implant surgery: advantages of combined electrical and acoustical

speech processing. *Laryngoscope* 115, 796–802.

Gantz, B.J., Tyler, R.S., Rubinstein, J.T., Wolaver, A., Lowder, M., et al., 2002. Binaural cochlear implants placed during the same operation. *Otol. Neurotol.* 23, 169–180.

Gfeller, K., Turner, C., Oleson, J., Zhang, X., Gantz, B., Froman, R., Olszewski, C., 2007. Accuracy of cochlear implant recipients on pitch perception, melody recognition, and speech reception in noise. *Ear Hear.* 28, 412–423.

Gfeller, K.E., Olszewski, C., Turner, C., Gantz, B., Oleson, J., 2006. Music perception with cochlear implants and residual hearing. *Audiol. Neurootol.* 11 (Suppl. 1), 12–15.

Gifford, R.H., Dorman, M.F., McKarns, S.A., Spahr, A.J., 2007. Combined electric and contralateral acoustic hearing: word and sentence recognition with bimodal hearing. *J. Speech Lang. Hear. Res.* 50, 835–843.

Grantham, D.W., Ashmead, D.H., Ricketts, T.A., Labadie, R.F., Haynes, D.S., 2007. Horizontal-plane localization of noise and speech signals by postlingually deafened adults fitted with bilateral cochlear implants. *Ear Hear.* 28, 524–541.

Gstoettner, W.K., Helbig, S., Maier, N., Kiefer, J., Radeloff, A., Adunka, O.F., 2006. Ipsilateral electric acoustic stimulation of the auditory system: results of longterm hearing preservation. *Audiol. Neurootol.* 11 (Suppl. 1), 49–56.

Gstoettner, W., Kiefer, J., Baumgartner, W.D., Pok, S., Peters, S., Adunka, O., 2004. Hearing preservation in cochlear implantation for electric acoustic stimulation. *Acta Otolaryngol.* 124, 348–352.

James, C.J., Fraysse, B., Deguine, O., Lenarz, T., Mawman, D., Ramos, A., Ramsden, R., Sterkers, O., 2006. Combined electroacoustic stimulation in conventional candidates for cochlear implantation. *Audiol. Neurootol.* 11 (Suppl. 1), 57–62.

Kiefer, J., Pok, M., Adunka, O., Stürzebecher, E., Baumgartner, W., Schmidt, M., Tillein, J., Ye, Q., Gstoettner, W., 2005. Combined electric and acoustic stimulation of the auditory system: results of a clinical study. *Audiol. Neurootol.* 10, 134–144.

Kiefer, J., Tillein, J., von Ilberg, C., Pfennigdorff, T., Stürzebecher, E., Klinke, R., Gstoettner, W., 2002. Fundamental aspects and first results of the clinical application of combined electric and acoustic stimulation of the auditory system. In: Kubo, T., Takahashi, Y., Iwaki, T. (Eds.), *Cochlear Implants – An Update*. Kugler Publications, The Hague, The Netherlands, pp. 569–576.

Kong, Y.Y., Stickney, G.S., Zeng, F.-G., 2005. Speech and melody recognition in binaurally combined acoustic and electric hearing. *J. Acoust. Soc. Am.* 117, 1351–1361.

Laszig, R., Aschendorff, A., Stecker, M., Müller-Deile, J., Maune, S., et al., 2004. Benefits of bilateral electrical stimulation with the Nucleus cochlear implant in adults: 6-month postoperative results. *Otol. Neurotol.* 25, 958–968.

Litovsky, R., Parkinson, A., Arcaroli, J., Sammeth, C., 2006. Simultaneous bilateral cochlear implantation in adults: a multicenter clinical study. *Ear Hear.* 27, 714–731.

Müller, J., Schön, F., Helms, J., 2002. Speech understanding in quiet and noise in bilateral users of the MED-EL COMBI 40/40+ cochlear implant system. *Ear Hear.* 23, 198–206.

Nopp, P., Schleich, P., D'Haese, P., 2004. Sound localization in bilateral users of MEDEL COMBI 40/40+ cochlear implants. *Ear Hear.* 25, 205–214.

Qin, M.K., Oxenham, A.J., 2006. Effects of introducing unprocessed low-frequency information on the reception of envelope-vocoder processed speech. *J. Acoust. Soc. Am.* 119, 2417–2426.

Ramsden, R., Greenham, P., O'Driscoll, M., Mawman, D., Proops, D., et al., 2005. Evaluation of bilaterally implanted adult subjects with the Nucleus 24 cochlear implant system. *Otol. Neurotol.* 26, 988–998.

Ricketts, T.A., Grantham, D.W., Ashmead, D.H., Haynes, D.S., Labadie, R.F., 2006. Speech recognition for unilateral and bilateral cochlear implant modes in the presence of uncorrelated noise sources. *Ear Hear.* 27, 763–773.

Senn, P., Kompis, M., Vischer, M., Haeusler, R., 2005. Minimum audible angle, just noticeable interaural differences and speech intelligibility with bilateral cochlear implants using clinical speech processors. *Audiol. Neurootol.* 10, 342–352.

Smith, Z.M., Delgutte, B., Oxenham, A.J., 2002. Chimaeric sounds reveal dichotomies in auditory perception. *Nature* 416, 87–90.

Turner, C.W., Reiss, L.A.J., Gantz, B.J., 2008. Combined acoustic and electric hearing: Preser-

ving residual acoustic hearing. *Hear. Res.* 242 (1–2), 177–186.

Tyler, R.S., Dunn, C.C., Witt, S.A., Noble, W.G., 2007. Speech perception and localization with adults with bilateral sequential cochlear implants. *Ear Hear.* 28, 86S–90S.

van Hoesel, R.J., Tyler, R.S., 2003. Speech perception, localization, and lateralization with bilateral cochlear implants. *J. Acoust. Soc. Am.* 113, 1617–1630.

von Ilberg, C., Kiefer, J., Tillein, J., Pfennigdorff, T., Hartmann, R., Stürzebecher, E., Klinke, R., 1999. Electric-acoustic stimulation of the auditory system New technology for severe hearing loss. *ORL J. Otorhinolaryngol. Relat. Spec.* 61, 334–340.

Wilson, B.S., Dorman, M.F., in press-a. Cochlear implants: current designs and future possibilities. *J. Rehabil. Res. Dev.*

Wilson, B.S., Lawson, D.T., Müller, J.M., Tyler, R.S., Kiefer, J., 2003. Cochlear implants: some likely next steps. *Annu. Rev. Biomed. Eng.* 5, 207–249.

Xu, L., Pfingst, B.E., 2003. Relative importance of temporal envelope and fine structure in lexical-tone perception. *J. Acoust. Soc. Am.* 114, 3024–3027.

**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**

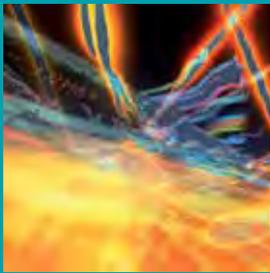
**PARTENAIRES\***

**Audioprothésistes,**  
**économisez jusqu'à 40% sur**  
**vos multirisques professionnels !**

**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 1.800.000 € RCS Clamart 451.620.298  
N° ORIAS : 07013032 <http://www.orias.fr>



# Veille Technique

## Les innovations des industriels



### ACCEO

**Acceo, un service innovant pour l'accessibilité aux personnes sourdes et malentendantes**



Retour sur une initiative entrepreneuriale qui a changé la vie de milliers de salariés et usagers sourds et malentendants.

En 1993, Hervé Allart de Hees crée à Saint-Maur-des-Fossés la société Delta Process, spécialisée dans la conception de solutions d'accessibilité visant à assurer la meilleure rencontre possible entre le produit ou le service et le consommateur.

A la faveur de la loi de 2005 sur l'égalité des chances, un projet pilote voit le jour, lié à l'usage d'internet et des TIC et axé sur la communication entre l'univers des entendants et celui des personnes ne percevant pas la parole.

**L'objectif** : permettre la communication entre les entendants et les sourds ou malentendants notamment au téléphone, en réunion, en formation... et offrir ainsi à tous une solution de communication universelle, réactive et spontanée.

Deux services voient ainsi le jour :

- **Tadeo**, en 2007, à l'initiative conjointe de plusieurs grands groupes<sup>1</sup> et de Delta Process, afin de favoriser l'autonomie professionnelle des salariés sourds et malentendants.
- **Acceo**, créé en 2011, solution spécifique née des technologies développées pour Tadeo qui permet la totale accessibilité des Etablissements Recevant des appels du Public aux personnes sourdes ou malentendantes (clients, administrés, bénéficiaires, usagers, etc.)

### Acceo ouvre la voie d'une nouvelle relation client

Ce service innovant permet de répondre aux clients sourds ou malentendants, quel que soit leur mode de communication, par téléphone ou en magasin, sans investissement matériel, ni réseau et sans installation spécifique.

#### Les bénéfices :

- Proposer une réelle innovation en développant une initiative porteuse de valeur,
- Fidéliser les clients et resserrer les liens,
- Offrir une souplesse et une flexibilité d'utilisation aux clients sourds et malentendants.
- Anticiper les prochaines contraintes

législatives (LOI n° 2005-102 du 11 février 2005 pour l'égalité des droits et des chances, la participation et la citoyenneté des personnes handicapées)

### Comment ça marche ?

A partir d'une plateforme de technologies et de services où sont réunis des opérateurs spécialisés sont délivrées des prestations à distance et en temps réel de visio-interprétation en Langue des Signes et de Transcription Instantanée de la Parole, via une simple connexion internet.

Aucune installation technique n'est à prévoir pour l'établissement. Il recevra ces appels par téléphone comme pour tout autre client.

1. De son domicile, le client sourd se connecte sur le site internet de l'établissement pour télécharger l'application Acceo, signalée par un code visuel.
2. Il se met en relation avec un opérateur Acceo (interprète ou transcripteur) via une webcam et un micro haut-parleur.
3. L'Opérateur Acceo contacte par téléphone l'établissement concerné et la conversation peut démarrer.
4. L'opérateur, qui travaille en simultané, traduit ou transcrit la conversation entre la personne sourde et son interlocuteur entendant.





## Un nouveau métier pour revitaliser les zones rurales

Les services Acceo et Tadeo ont donné naissance à une toute nouvelle activité, la **e-transcription®**, soit la transcription à distance des conversations entre personnes entendant et sourdes. En raison de sa nouveauté, cette activité, basée sur des nouvelles technologies, ne peut pour l'instant bénéficier des dispositifs de financement de la formation. Traitée en ruralité, l'équation trouve sa solution

grâce à des acteurs locaux particulièrement engagés.

Revitaliser les zones rurales en perte d'attractivité économique et faire bénéficier les demandeurs d'emploi de la région de nouveaux métiers du numérique est donc devenu le nouveau pari de la société.

Elle a présenté son projet de formation à l'e-transcription® à des collectivités locales éloignées des grands centres urbains, etc.

Et les élus du Jura ont été les premiers à faciliter l'implantation d'une plateforme dans la région

(sites : Les Bouchoux et Bellecombe).

Dans le cadre d'un Accord Public/Privé, vont être créés en mai 2013, 20 emplois dans cette zone très reculée. Pendant presque 2 ans, ces personnes ont reçues une formation au métier d'e-transcripteurs® et peuvent à terme permettre à des milliers de salariés, clients, administrés, usagers ou bénéficiaires entendants et sourds de communiquer ensemble en toute autonomie.

[www.acce-o.fr](http://www.acce-o.fr)

[contact@acce-o.fr](mailto:contact@acce-o.fr) / 01 55 97 00 00

## Les Cahiers de l'Audition

La Revue du Collège National d'Audioprothèse



### Déposez vos petites annonces

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

**La mise en ligne est offerte sur [www.lescahiersdelaudition.fr](http://www.lescahiersdelaudition.fr) pour toute parution au sein de la revue**

Pour tout renseignement, contactez le Collège National d'Audioprothèse  
**01.42.96.87.77** ou [cna.paris@orange.fr](mailto:cna.paris@orange.fr)



**bernafon**  
Your hearing • Our passion

## ■ Acriva de Bernafon : Focus sur la haute précision

A l'occasion du congrès des Audioprothésistes au CNIT à la Défense, Bernafon a annoncé le lancement sur le marché de l'audioprothèse de sa nouvelle gamme d'aides auditives Acriva 9|7. Dotée d'Audio Efficiency™ 2.0, Acriva excelle dans le domaine de la technologie de précision.

Avec Acriva, nos partenaires audioprothésistes bénéficieront notamment de la nouvelle fonctionnalité Frequency Composition™, mais aussi de la fonction améliorée Adaptive Noise Reduction Plus et d'un nouveau niveau de connectivité sans fil avec le SoundGate 2.

### Acriva 9|7

Le nom Acriva est dérivé du mot grec « Akrivís », qui signifie « précision ». Les aides auditives Acriva sont extrêmement précises et exactes dans la détermination et l'analyse du son ainsi que dans la performance du traitement du signal. Avec le lancement d'Acriva, Bernafon démontre ses compétences technologiques dans la conception des aides auditives, le traitement du son et l'audiologie.



### Audio Efficiency™ 2.0 La technologie de pointe exclusive de Bernafon

Audio Efficiency™ 2.0 fonctionne sur une nouvelle plateforme de circuits intégrés - une impressionnante combinaison de puissance accrue de traitement du signal, d'une petite taille et de consommation réduite d'énergie. Des fonctionnalités de pointe améliorent la compréhension de la parole, augmentent le confort et permettent une personnalisation maximale selon les besoins et les préférences individuelles des malentendants.

### Focus sur la compréhension de la parole

Des stratégies avancées sont utilisées dans les domaines du traitement du signal ChannelFree™, de l'abaissement fréquentiel et des modes de directivité, pour améliorer la compréhension de la parole et maintenir une excellente qualité sonore. La nouvelle fonctionnalité Frequency Composition™ de Bernafon est une nouvelle solution très sophistiquée d'abaissement des fréquences. Elle assure l'audibilité des sons à haute fréquence pour les personnes présentant une perte auditive sur ses mêmes fréquences.

### Focus sur le confort

L'élimination des bruits indésirables provenant de l'environnement grâce à la toute dernière technologie de

Adaptative Noise Reduction Plus ainsi que notre fonctionnalité de suppression adaptative du Larsen Plus sont les clés d'un confort d'écoute optimal.

### Focus sur l'individualisation

Le programme Live Music proposé dans Acriva empêche la limitation prématurée des signaux musicaux, redonnant ainsi à la musique sa sonorité naturelle. Une nouvelle fonctionnalité intègre les objectifs spécifiques du langage et optimise l'adaptation de 177 langues parlées à travers le monde. REMfit™ intègre en temps réel des données de mesure de l'oreille nue, combine en une seule procédure simplifiée l'adaptation initiale de l'aide auditive et la vérification de l'adaptation, pour assurer un plus grand succès lors de la première adaptation. Nos clients audioprothésistes et leurs patients apprécieront également le nouveau design moderne et discret et l'autonomie du SoundGate 2, qui offre une meilleure connectivité Bluetooth®. Acriva est disponible dans 2 catégories de prix/performance et en 11 styles différents, à savoir quatre contours (BTE) et sept styles ITE.

### D'autres nouveautés à retenir

La famille Acriva contient notre nouvelle aide auditive intra-auriculaire invisible à adaptation profonde (IIC), qui offre une caractéristique très recherchée - l'invisibilité. Les contours d'oreille de couleur ivoire sont également nouveaux. Tous les modèles BTE offrent une connectivité sans fil, portent un revêtement hydrophobe pour une meilleure protection contre l'humidité et ont passé avec succès le test IP57 de protection contre les poussières et l'humidité.

Acriva surpasse le niveau de précision attendu pour une aide auditive dans un monde où la précision est primordiale. Ouvrez-vous au nouveau monde de la technologie de Bernafon avec Acriva.





# MED<sup>9</sup>EL

## ■ Vibrant MED-EL fête ses 10 ans !

En 2003, MED-EL rachète l'implant d'oreille moyenne Vibrant Soundbridge, développé par la société SYMPHONIX, et crée la société VIBRANT MED-EL Hearing Technology GmbH, filiale de MED-EL GmbH.

Les fondateurs de MED-EL, Ingeborg et Erwin Hochmair, ont commencé leurs recherches sur les systèmes auditifs implantables il y a plus de 30 ans. Ils ont développé un des premiers implant cochléaire en 1975.

Depuis toutes ces années, leur dévouement au développement de technologies innovantes a permis de créer des solutions auditives de haute technologie qui aident aujourd'hui des enfants et adultes atteints de tous les types et degrés de surdités dans le monde entier.

Grâce au savoir-faire de MED-EL, l'implant d'oreille moyenne Vibrant Soundbridge a obtenu l'extension de ses indications aux surdités mixtes et de transmission en 2007, et l'implantation du système chez les enfants en 2009.

Le Vibrant Soundbridge est aujourd'hui un implant d'oreille moyenne avec plus

de 16 ans de recul et des centaines de publications internationales validant son efficacité ainsi que sa fiabilité.

Récemment, Vibrant MED-EL a donné le jour à un tout nouvel implant à conduction osseuse, le BONEBRIDGE : le premier implant à conduction osseuse bénéficiant d'une technologie transcutanée.

Aujourd'hui, MED-EL et VIBRANT MED-EL offrent une gamme complète dans le domaine des systèmes auditifs implantables actifs.

Autre innovation majeure pour les implants cochléaires : le processeur RONDO « tout-en-un » qui devrait être remboursé LPPR en France à l'automne 2013.

Dans le monde, MED-EL emploie maintenant plus de 1400 personnes.

En France, l'équipe Vibrant MED-EL basée dans le sud-est à Sophia-Antipolis compte maintenant 14 employés dont six ingénieurs ou spécialistes cliniques et un service SAV de deux techniciens au service des patients implantés. En Juillet 2013, nous déménagerons pour des locaux plus spacieux afin d'accompagner notre développement pour les prochaines années sur la France.

VIBRANT MED-EL Hearing Technology  
400 av Roumanille - BP 309  
F-06906 Sophia-Antipolis Cedex  
Tel : +33 (0)4 93 00 11 24  
Fax : +33 (0)4 93 00 11 25  
Email : [office@fr.medel.com](mailto:office@fr.medel.com)  
[www.medel.com](http://www.medel.com)





## ■ Oticon lance la seconde génération de ConnectLine et présente le Streamer Pro, un accessoire intelligent pour appairer ses aides auditives à tous les dispositifs de communication modernes !

Regarder la télévision, écouter de la musique, converser sur son téléphone fixe ou portable, chatter sur l'ordinateur, toutes les personnes souffrant d'une perte auditive ont enfin le moyen d'accéder très simplement à toutes les dispositifs modernes de communication, avec la nouvelle gamme innovante ConnectLine : la seule solution à offrir le plus d'opportunités de connectivité sans fil à d'autres sources sonores à partir d'un seul appareil, le Streamer Pro.

### Le Streamer Pro, un accessoire design & intuitif pour une connexion sans fil !

Totalement repensé pour répondre aux besoins du plus grand nombre, le **Streamer Pro est un petit accessoire compact très simple d'utilisation** qui va changer le quotidien de tous les utilisateurs d'aides auditives : les actifs qui dépendent des moyens de connectivité de leur Smartphone et ordinateur portable mais aussi les seniors plus âgés qui comptent sur leur téléphone et la télévision pour rester connectés au monde qui les entoure.

Avec le Streamer Pro, les utilisateurs n'ont plus besoin que d'un seul accessoire pour transmettre toutes sortes de sources

audio directement dans leurs aides auditives. Élégant, il se porte autour du cou et se manipule très facilement : trois boutons permettent ainsi d'accéder aux principales applications : téléphone, télévision et microphone.

Compatible avec toutes les aides auditives Oticon sans fil et l'ensemble des solutions de la gamme ConnectLine, le Streamer Pro peut également servir de télécommande pour changer facilement de programme ou ajuster le volume de ses aides auditives.



Bénéficiant d'une **autonomie de presque 8 heures**, le Streamer Pro est l'accessoire indispensable pour accompagner les utilisateurs tout au long de leur journée. Il permet :

- d'améliorer la communication **en transformant ses aides auditives en écouteurs sans fil** : les patients reçoivent directement le son de la source audio dans leurs aides auditives pour un confort maximal.
- **de se connecter à près de 8 dispositifs de communication en même temps**, dont les lecteurs MP3, les ordinateurs, les tablettes/Smartphones, les systèmes modernes de communication type vidéo streaming etc.
- d'entendre un appel téléphonique alors même que l'utilisateur regarde la télévision.
- Et sert de télécommande pour les aides auditives.

### Streamer Pro au centre de toutes les communications !

Le Streamer Pro est le dispositif de communication « passerelle » vers toutes les applications de connectivité sans fil et **communique avec l'ensemble des solutions de la gamme ConnectLine**, à savoir

l'adaptateur téléphonique ConnectLine, l'adaptateur TV et le microphone.

Avec le Streamer Pro et les adaptateurs de la gamme ConnectLine, l'utilisateur peut utiliser très simplement tous les appareils électroniques pour communiquer et se divertir :

- **A la maison, téléphoner sans bouger** : l'adaptateur téléphonique ConnectLine fonctionne avec le téléphone fixe existant et transforme les aides auditives en écouteurs sans fil pour ne plus se lever lorsque le téléphone sonne. Pour prendre un appel, il suffit simplement d'appuyer sur le bouton téléphone du Streamer Pro. Fini donc les appels manqués !
- **A l'extérieur, utiliser son mobile sans avoir besoin de le manipuler**: compatible avec un grand nombre de téléphones mobiles avec Bluetooth intégré, le Streamer Pro transforme les aides auditives en écouteur sans fil pour prendre et passer des appels téléphoniques et aider les utilisateurs à mieux entendre et comprendre la conversation où qu'ils soient.
- Les utilisateurs peuvent aussi communiquer en ligne, et réaliser **des appels en vidéo sur l'ordinateur** en connectant le Streamer Pro via câble ou connexion Bluetooth, le son est alors directement envoyé dans les aides auditives pour une conversation et une écoute claire et facile.
- Côté divertissement, **ils pourront profiter de la télévision en famille** sans avoir à monter le volume de la TV grâce à l'adaptateur ConnectLine TV qui transmet le son de la télévision aux aides auditives via le Streamer Pro.





- Le **Streamer Pro** permet également d'écouter de la musique et autres sources audio en créant une connexion stable et fiable vers un grand nombre de dispositifs de divertissement, comme les lecteurs MP3, les ordinateurs ou encore les livres audio... la musique (ou toutes autres sources audio) est directement transmise dans les aides auditives.



Enfin, le Streamer Pro communique également avec le Microphone ConnectLine, un petit dispositif sans fil discret pouvant être porté par la personne à qui l'on parle. Il permet de mieux comprendre son interlocuteur dans certaines situations où il est éloigné ou quand l'environnement est bruyant (exemple : au restaurant, lors d'une conférence), ou bien dans une situation où ces deux difficultés sont associées.

## Dans la famille Alta, je demande le Power !

Comme nous vous en faisons part précédemment, la force de la famille Oticon Alta est sa capacité à répondre aux besoins et aux goûts de chacun..

Afin que chaque utilisateur trouve LA solution qui lui convient le mieux, les solutions auditives Oticon Alta peuvent donc être personnalisées à l'extrême, et ce notamment grâce à une offre très étendue de styles.

Ainsi, vous pouvez proposer de nombreuses combinaisons pour la famille Alta :

- Les **RITE et les mini RITE (60 - 85 et 100)** aux écouteurs plus fins et courbés, disponibles dans une vaste gamme de coloris de coques.



- Les **BTE (85 et 100) et les mini BTE (85)**, ces contours sont proposés dans de nombreuses couleurs et s'adaptent parfaitement pour des pertes moyennes à profondes.
- Les **intras (75, 85 et 90)** qui bénéficient d'un nouveau processus de fabrication pour un ajustement optimal des composants dans une taille réduite au maximum.

Chacune de ces solutions Premium sont adaptées à des utilisateurs différents selon la perte auditive, les contraintes physiques, les activités et les préférences de chacun.

notre communication, nos tarifs, nos catalogues...

Ainsi, les **aides auditives BTE 100, ou les RITE et mini RITE équipés d'un écouteur miniFit 100**, sont des solutions idéales pour vos clients qui, du fait d'une forte perte auditive, ont besoin d'un peu plus de puissance...

Pour plus d'informations, visitez le site : [www.oticon.fr](http://www.oticon.fr) ou la page Facebook : [www.facebook.com/OticonFrance](http://www.facebook.com/OticonFrance)

## Zoom sur le modèle Power...

Il existe bien une version Power dans la gamme Alta Pro & Alta : les aides auditives sont appelées «**BTE 100**» dans toute

Contact Marketing & Communication

Aurélie Zambeaux

Tel : 01 41 88 01 59 - [ac@oticon.fr](mailto:ac@oticon.fr)





## ■ Gamme Phonak Tinnitus Balance Générateur de bruit et Application

Les acouphènes sont des troubles qui touchent environ 10% de la population (Mc Fadden, 1982). La prévalence des acouphènes augmente avec l'âge; les acouphènes sont signalés par une personne sur cinq âgée de 55 à 65 ans (Demeester et al, 2007).

Il y a deux aspects aux acouphènes: le mécanisme qui génère la sensation auditive anormale et le mécanisme qui amplifie cette sensation et la rend persistante dans les centres cérébraux supérieurs. De nombreuses théories et modèles tentent d'expliquer les causes des acouphènes. Ils sont généralement associés à des pertes auditives, mais on n'en connaît toutefois pas encore exactement le mécanisme précis.

### Conseils sur les acouphènes et traitements

Si la cause de l'acouphène est connue (par exemple, bouchon de cérumen, allergie ou infection), un traitement va souvent améliorer la situation, voire même faire disparaître totalement l'acouphène. Un obstacle important au traitement des acouphènes est que nombreux sont ceux qui ne comprennent pas qu'ils sont liés aux pertes auditives.

L'approche médicale du traitement des acouphènes peut aller de la chirurgie à la prescription de médicaments, de vitamines ou de compléments minéraux. Des études ont aussi décrit des traitements par stimulations électriques (Frengi et al, 2006; Aydemir et al, 2006; De Ridder et al, 2006).

Les traitements psychologiques, comme les conseils ou les thérapies cognitivo comportementales, sont d'autres solutions pour aider les patients acouphéniques. Alors que le conseil sous-entend un traitement bref avec une mise en confiance, une éducation et des explications sur la façon de faire face à ces mécanismes, la

psychothérapie a un objectif à long terme et traite les émotions, les comportements et les cognitions négatifs relatifs aux acouphènes.

La thérapie sonore, également connue sous les noms de thérapie acoustique ou thérapie par enrichissement sonore, est l'un des traitements les plus courants des acouphènes. Il consiste à introduire un son dans le système auditif. L'objectif est de réduire la perception de l'acouphène en faisant émerger le «bruit ambiant». La thérapie sonore peut utiliser des outils tels que des oreillers sonores ou des générateurs acoustiques de table. Même des appareils d'utilisation courante dans un foyer, tels que les téléviseurs, les radios ou les ventilateurs peuvent soulager le patient. La musique est une forme très courante et très utile de thérapie sonore. Les personnes qui souffrent d'acouphènes peuvent avoir des systèmes types CD ou lecteur MP3 (par exemple Neuromonics) spécialement adaptés aux besoins de leur audition et de leur acouphène.

Si une perte auditive et un acouphène se manifestent en même temps, le stress résultant de la perte auditive peut jouer un rôle important en provoquant ou en aggravant l'acouphène. La correction auditive peut soulager l'acouphène chez 50% des patients (Nicolas-Puel et al, 2002). Les sujets qui entendent et comprennent mieux grâce à leurs aides auditives sont moins stressés. De plus, les bruits de l'oreille interne sont souvent réduits au niveau du bruit ambiant quand la perception des sons externes est à nouveau complète. Les personnes acouphéniques peuvent bénéficier d'un appareillage auditif même en cas de pertes auditives unilatérales. C'est ainsi que dans la plupart des cas d'acouphènes, un appareillage auditif est fortement recommandé (Beste & Stei-Lesniak, 2006). Les traitements associant le conseil et une thérapie par enrichissement sonore sont largement considérés comme étant l'approche la plus efficace.

Une thérapie acouphénique couronnée de succès n'a pas pour objectif de faire disparaître l'acouphène, mais plutôt de réduire l'intensité et la fréquence de la perturbation acouphénique. Le but étant de réduire le temps pendant lequel un sujet a conscience de son acouphène: réduction du nombre d'épisodes où l'on a conscience de l'acouphène et espacement des intervalles entre ces épisodes. Le patient apprend ainsi à gérer ses acouphènes.

## Gamme Phonak Tinnitus Balance

### Méthodes de gestion de l'acouphène prises en charge

La *Tinnitus Retraining Therapy (TRT)* <sup>1</sup> est une forme de traitement par l'accoutumance conçue pour aider les personnes ayant des acouphènes. La TRT utilise une combinaison de conseil et d'enrichissement sonore tel qu'un générateur de bruit pour mettre fin à la réaction négative aux acouphènes.

Le *masquage de l'acouphène* <sup>2</sup> utilise un son large bande pour soulager la tension ou le stress causés par les acouphènes.

### Consignes d'utilisation

Le générateur de bruit Tinnitus Balance est disponible dans les aides auditives Phonak Audéo Q.

Les caractéristiques spectrales du générateur de bruit peuvent être réglées en fonction des besoins thérapeutiques et de confort spécifiques de chaque patient. Les caractéristiques spectrales initiales peuvent être calculées à partir de l'audiogramme du patient ou réglées sur le bruit blanc ou rose. Le générateur de bruit peut être intégré à tout programme automatique ou programme supplémentaire de l'aide auditive.

À l'aide de Phonak Target™ (Fig.1), l'audioprothésiste peut :

- Régler les caractéristiques spectrales telles que la largeur de bande et le volume sonore
- Sélectionner dans quel programme de l'aide auditive le générateur de bruit est activé
- Définir les options de contrôle disponibles pour le patient, telles que le changement de programme et le réglage du volume de gain ou de bruit pour chaque programme

### Informations importantes pour la sécurité

*Contrôles d'exposition au bruit* : conformément aux directives mondiales de santé et de sécurité sur le lieu de travail,

1. Jastreboff, P. J., et al. (2004). *Tinnitus Retraining Therapy: Implementing the neurophysiological model*. New York: Cambridge University Press.  
 2. Vernon, J., et al. (1978). *Tinnitus: A new management*. *Laryngoscope*, 88, 413-419.



Fig 1: Onglet de réglage du générateur de bruit Tinnitus Balance dans Phonak Target™

la sortie maximale du générateur de bruit Tinnitus Balance peut être réglée sur un niveau pouvant provoquer une perte auditive permanente. Pour les réglages au-dessus de 80 dB(A), le logiciel d'appareillage Phonak Target™ indique le nombre d'heures maximum recommandé pendant lequel le générateur de bruit doit être porté par jour afin de rester dans les limites des directives de sécurité. La limite maximale est de 85 dB(A), qui correspond à 8 heures d'exposition quotidienne aux programmes avec le générateur de bruit activé. Si le patient peut augmenter le volume sonore du générateur de bruit, l'aide auditive garantit que cette limite maximale ne sera jamais dépassée. Le générateur de bruit ne doit jamais être utilisé à des niveaux inconfortables.

## Conditions médicales préexistantes

Avant d'utiliser le générateur de bruit, un médecin ORL doit vérifier si le patient présente les conditions suivantes :

- Différence visible de l'oreille congénitale ou traumatique
- Toute otite active dans les 90 jours précédents
- Perte auditive soudaine dans les 90 jours précédents
- Vertige aigu ou chronique
- Perte auditive unilatérale avec apparition soudaine ou récente dans les 90 jours précédents
- Douleur ou gêne dans l'oreille

Il s'agit de conditions médicales pouvant être traitées, qui peuvent provoquer des acouphènes et doivent être résolues

avant toute autre forme de gestion de l'acouphène.

Le Programme de Gestion Progressive de l'acouphène (PTM)<sup>3</sup> est une approche de gestion des acouphènes centrée sur le patient, qui a été développée à partir de la méthode de gestion des patients atteints d'acouphènes par l'administration des vétérans aux Etats-Unis (VA). Comme d'autres méthodes d'enrichissement sonore, elle utilise à la fois la thérapie par le son et le conseil mais reste flexible concernant les sons pouvant être utilisés. Les patients conçoivent leur propre plan sonore composé de trois types de sons choisis pour l'effet émotionnel spécifique qu'ils ont sur eux.

- Les sons apaisants produisent une sensation de soulagement immédiat du stress lié aux acouphènes
- Les bruits de fond aident à réduire le contraste entre les acouphènes et le bruit ambiant
- Des sons intéressants attirent activement l'attention et l'écartent des acouphènes

L'application Phonak Tinnitus Balance permet au patient de gérer son plan sonore PTM. Le patient choisit des sons qui ont un effet émotionnel spécifique sur lui, ce qui l'aide à gérer ses acouphènes. Les sons peuvent être sélectionnés dans la bibliothèque de musique du Smartphone personnel du patient ou dans une liste de sons par défaut incluse dans l'application. Le patient peut évaluer l'efficacité de chaque son à provoquer l'effet émotionnel

3. Henry, J. A., et al. (2008). Using Therapeutic Sound With Progressive Audiologic Tinnitus Management. Trends in Amplification, OnlineFirst.

voulu et les évaluations globales peuvent ensuite être examinées avec son audioprothésiste afin d'optimiser le plan sonore. Une option de minuterie est disponible pour s'endormir. Les sons apaisants et intéressants sont conçus pour attirer activement l'attention du patient. Un couplage du Smartphone avec un Phonak ComPilot permet de recevoir les sons directement dans les aides auditives avec la correction adaptée. L'utilisation de l'application est conçue pour être intégrée à un programme de gestion de l'acouphène fourni par un audioprothésiste qualifié qui connaît bien le diagnostic et la gestion des acouphènes.



## Plateformes de Smartphone prises en charge

iOS 6\*

Android (à partir de mai 2013) \*\*

\* Apple® registered / Trademark by Apple Inc., USA

\*\* Android® registered / Trademark by Google Inc., USA

## Accessoires numériques sans fil compatibles

- Phonak ComPilot

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

- Product Info Tinnitus Balance Portfolio (2013)
- Acouphènes et pertes auditives, Document d'information (2013)



## SIEMENS

Siemens vient compléter sa gamme micon avec le lancement de la nouvelle famille d'intra-auriculaires Insio™, solutions ultra discrètes et ultra confortables. Elles offrent une expérience auditive hautement personnalisée et un équilibre parfait entre confort de port et stabilité acoustique avec le nouvel Optivent™. Siemens a miniaturisé les composants, concevant ainsi un appareil plus petit pour une adaptation plus profonde. Quasiment invisible, Insio micon donne à ses utilisateurs un sentiment de totale liberté et la confiance de savoir leurs appareils insoupçonnables.

### ■ Insio, un nouveau mode de fabrication : Optivent

Avec ses aides auditives Siemens a la volonté d'apporter qualité sonore et intelligibilité de la parole simultanément. Ce qui est particulièrement difficile avec les intra-auriculaires, pour lesquels l'occlusion et la résonance sont des facteurs contraignants.

### Insio micon™, équilibre entre confort de port et intelligibilité de la parole.

Avec les nouveaux intra-auriculaires micon™, Siemens relève le défi de l'équilibre entre qualité sonore et intelligibilité de la parole, sans effet d'occlusion, ni résonance.

Grâce à Optivent™ de Siemens, système innovant d'optimisation de l'événement en fonction de la perte auditive et de la forme du conduit, Insio micon dispose d'une stratégie d'aération idéale pour un son naturel et une compréhension de la parole remarquable.

Le nombre de paramètres à prendre en compte pour réaliser le bon événement est très élevé : longueur, diamètre, profondeur d'insertion, type et niveau de la perte auditive, taille de la coque et bien d'autres encore. Seul un logiciel de pointe, grâce à un calcul mathématique reposant sur des

études scientifiques, peut apporter des résultats aussi performants.

Ces données sont stockées dans la puce de l'aide auditive et utilisées par le logiciel lors de l'adaptation pour un pré-réglage efficace. L'événement ainsi optimisé, associé à la technologie micon (double anti-Larsen, 48 canaux, bande passante à 12kHz, ...), apporte au patient une satisfaction immédiate et durable.

### Optivent, deux options de commande

#### - Option 1 : Optivent

Envoi par l'audioprothésiste de l'empreinte du conduit auditif et l'audiogramme et Siemens s'occupe du reste ! À partir de ces informations, Siemens calcule la forme, la taille et la position optimales de l'événement.

#### - Option 2 : Événement souhaité

Envoi de l'empreinte du conduit auditif et, à partir de l'expertise de l'audioprothésiste, le diamètre d'événement souhaité est spécifié (par exemple 2 mm). D'après ces données, Siemens calcule la forme optimale de l'événement.

Siemens fabrique l'intra-auriculaire Insio micon en fonction des spécifications et de l'événement calculé. Le diamètre et la forme de l'événement sont enregistrés dans la puce micon. Pendant l'adaptation sous Connex™ 7.1, les données sont automatiquement affichées.

Résultat : un pré-réglage sur mesure plus facile et plus rapide, en utilisant l'aération exacte pour une adaptation optimale des gains.



### ■ Insio, équipé de micon, dispose du nouvel anti-Larsen ultra efficace et du générateur de bruit sur tous ses modèles

## micon

micon, innovation BestSound™ Technology, s'appuie sur un tout nouveau processeur, cœur de cette nouvelle technologie, offrant une puissance de calcul inédite dans le domaine de la correction auditive.

Les capacités micon, associées à des fonctionnalités innovantes de traitement du signal et d'amplification, élèvent la correction de l'audition à un niveau jamais atteint :

**48 canaux** de gain et de traitement de signal sur 20 canaux de réglage pour une plus grande précision d'analyse et de traitement de signal.

**Bande passante élargie à 12 kHz** pour une restitution plus naturelle de la parole et de l'environnement sonore.

**Émergence Directionnelle de Parole (EDP)**, le premier débruiteur sachant repérer et réduire la parole gênante.

**Audiométrie InSituGram**, tient compte de l'adaptation réelle de l'appareil (aération, déformation de l'amplification naturelle du conduit, etc.).

**Double compression** avec les 2 CK et 2 CR accessibles et réglage indépendant des gains des trois niveaux d'entrée, faible, moyen et fort.

**Compression adaptative**, constantes de temps lentes ou rapides selon les variations d'intensité du signal, garantissant intelligibilité et confort d'écoute.

**Compression fréquentielle**, restaure l'audibilité de fréquences inaudibles en les comprimant dans une zone fréquentielle audible, pour les patients souffrant de zones mortes cochléaires.

**Double anti-Larsen**, détection du Larsen parallèle et simultanée sur les 2 micros et élimination de ce dernier par double opposition de phase et décalage de fréquence plus précis.

**Générateur de bruit** pour les patients acouphéniques ou hyperacousiques.



Insio micon CIC



Insio micon ITC



Insio micon ITE



**Acclimatation automatique et Learning** pour une adaptation progressive du gain de l'appareil dans le temps et une personnalisation de l'habituation.

**Égaliseur automatique**, adaptation automatique de la courbe de réponse en fonction de l'environnement détecté.

**micon-Fit**, formule de pré-réglage sous Connex™, pour une acceptation spontanée.

## ■ Caractéristiques Insio micon

Voir les caractéristiques et les plages d'adaptation ci-contre.

## ■ Compatibilité Bluetooth

La gamme d'accessoires Siemens, innovants et pratiques, pour rendre l'appareillage encore plus confortable.

**ePen™** et **easyPocket™** télécommandes pour le contrôle des aides auditives en toute discrétion et en toute simplicité.

La nouvelle **easyPocket™**, ergonomique, moderne et élégante, dispose d'un écran facile à lire.



Insio est compatible avec les télécommandes Tek™ et miniTek™ qui permettent une connexion sans fil aux appareils audio tels que le téléphone portable, le lecteur MP3, ...

Le microphone **VoiceLink™** se connecte à miniTek et permet à l'utilisateur de suivre des conférences.

VoiceLink peut également être fixé sur la chemise de l'orateur pour une transmission optimale de la parole.



**CIC (pile 10) : 50/113 dB - ITC (pile 312) : 55/118 dB - ITE (pile 13) : 60/123 dB**

Optivent :

- Conçu pour un équilibre optimal entre compréhension de la parole et qualité sonore
- Taille d'évent automatiquement détectée sous Connex 7.1 au cours du pré-réglage

**Bobine téléphonique via miniTek™**

Équipé de toutes les dernières fonctionnalités de la plateforme micon

**e2e wireless™ 2.0**

Deux niveaux de performance : 7mi (48 canaux) et 5mi (32 canaux)



## easyPocket™, la nouvelle micro- télécommande



Moderne et élégante, elle peut être programmée (via Connex™) selon les besoins de l'utilisateur.

Dotée d'un écran couleurs, elle permet une lecture claire et rapide des informations.

Ergonomique, elle est très facile à manipuler grâce à ses grands boutons.

**easyPocket** propose deux modes de fonctionnement, standard ou avancé pour plus de fonctions de confort (réglage du bruit de thérapie, du SoundBalance, programme favori, ...).



**Les chercheurs Siemens ont remporté le prix "Deutscher Zukunftspreis 2012" (German Future Award) pour le développement de leur système binaural. Insio micon dispose de cette innovation technique de perception spatiale améliorée grâce à la technologie e2e wireless™ 2.0.**



## ■ Une thérapie sonore anti-acouphènes : La technologie tinnitus multiflex La logique scientifique

Elizabeth Galster, Au.D.

### Le postulat de départ

Les acouphènes sont des sons perçus sans aucune manifestation extérieure. Les patients décrivent les acouphènes comme un tintement, un bourdonnement, un grondement, un chuintement ou un son pur. Une récente étude révèle que 50 millions d'Américains ont déjà souffert d'acouphènes et que 16 millions d'entre eux en sont fréquemment victimes, c'est-à-dire au moins une fois par jour (Shargorodsky, Curhan & Farwell, 2010).

Pour bon nombre de ces personnes, les acouphènes sont sans conséquence. Cependant, les individus sujets à des acouphènes cliniquement importants se plaignent de leurs nuisances sur leur vie courante à bien des égards et font parfois l'objet d'une intervention clinique (Hanley & Davis, 2008 ; Henry, Zaugg, Myers & Schechter, 2008).

Selon Tyler et Baker (1983), les patients sujets aux acouphènes désignent ces derniers comme étant responsables de leurs problèmes d'audition, de leur mode de vie, de leur état de santé et de certains états émotionnels. Les personnes interrogées ont notamment indiqué qu'à cause de leurs acouphènes, elles avaient du mal à comprendre leurs interlocuteurs et à dormir, rencontraient des difficultés sociales ou relationnelles et souffraient de maux de tête, de dépression et de troubles de la concentration. D'autres auteurs ont rapporté des effets similaires, ce qui confirme que les acouphènes posent problème à de nombreuses personnes (Hallam, 1987 ; Jakes, Hallam, Chambers & Hinchcliffe, 1985).

Même si certains auteurs avancent qu'il n'y a pas de lien de cause à effet entre le volume ou la tonalité et la gravité des

acouphènes qu'un patient perçoit (Meikle, Vernon & Johnson, 1984), d'autres laissent entendre que les patients fortement sujets aux acouphènes sont soumis à davantage de stress (Stouffer & Tyler, 1990).

La perception des acouphènes s'expliquerait par des changements d'activité dans le système auditif central, lesquels sont perçus comme des sons (Kaltenbach, 2011 ; Tyler, 2006). Même si perte auditive et acouphènes sont intimement liés, tous les individus sujets aux acouphènes ne sont pas nécessairement déficients auditifs (ou vice versa). Toutefois, bon nombre des facteurs propices à la perte auditive favorisent aussi les acouphènes. Par exemple, une exposition au bruit, un traumatisme crânien, la prise de certains médicaments ou d'autres troubles du système auditif peuvent provoquer des acouphènes (Crummer & Hassan, 2004). Il convient de noter que les pathologies gérées médicalement, telles qu'un bouchon de cérumen, une otite moyenne, un dysfonctionnement de l'articulation temporomandibulaire et certains troubles cardiovasculaires sont aussi à mettre en corrélation avec les acouphènes (Lockwood, Salvi & Burkard, 2002).

### Gérer les acouphènes

Parce que les mécanismes physiologiques des acouphènes sont encore méconnus, les modes de gestion ou de traitement des acouphènes sont divers et variés. Plusieurs produits pharmaceutiques ont fait l'objet d'études à des fins de traitement potentiel des acouphènes, dont des antidépresseurs, des anticonvulsivants, des décontractants musculaires et des anxiolytiques, mais aucun médicament n'a été spécifiquement mis au point pour traiter les acouphènes (Dobie, 1999 ; Henry et al., 2008). En outre, des compléments alimentaires, tels que le ginkgo biloba et le zinc, ont été proposés comme traitement potentiel des acouphènes, mais les données qui convergent vers leur utilisation font défaut (Noble, 2008). À ce jour, aucun médicament n'a été approuvé par la Food and Drug Administration (FDA) pour traiter les acouphènes. La stimulation électrique et électromagnétique s'est avérée efficace contre les acouphènes et les recherches en la matière se poursuivent (Dauman, 2000 ; Dornhoffer & Mennemeier, 2010 ; Noble, 2008 ; Tyler, 2006).

La thérapie sonore, à savoir faire usage du son pour gérer les acouphènes, est un outil largement admis en la matière. L'usage du son pour gérer les acouphènes a précisément pour but de minimiser leur perception par le patient, en réduisant efficacement le rapport signal/bruit entre les acouphènes et les bruits ambiants ou environnants (Folmer & Carroll, 2006 ; Del Bo & Ambrosetti, 2007). En dépit de ce socle commun, les méthodes de thérapie sonore ont des objectifs divergents, comme le décrit Tyler (2006) : « détourner l'attention des acouphènes, réduire leur volume, remplacer un bruit désagréable (acouphène) par un son plus neutre (bruit de fond), permettre au patient d'agir » (p. 11). Certaines de ces méthodes de thérapie sonore sont décrites dans les paragraphes suivants.

L'une des stratégies anti-acouphènes, qui intègre le son dans son approche thérapeutique, est la thérapie acoustique d'habituation (TAH). La TAH repose sur l'idée que les acouphènes deviennent cliniquement importants à cause de l'activité des systèmes nerveux limbique et autonome (Jastreboff, 2007). Ces systèmes sont partiellement responsables de l'émission d'une réponse à des situations inconfortables ou potentiellement dangereuses. L'objectif de la TAH consiste à neutraliser ces systèmes et donc à modifier la réaction du patient à ses acouphènes, un processus baptisé « habituation ». En TAH, on obtient ce résultat à force de conseils et de thérapie sonore. Les conseils sont déterminants pour convaincre le patient que les acouphènes sont un stimulus neutre plutôt que négatif.

La thérapie sonore réduit le fossé qui sépare les acouphènes du bruit de fond.

Dans le cas de la TAH, l'objectif de la thérapie sonore consiste à émettre un bruit de fond à un niveau sonore tel que le patient continue à percevoir ses acouphènes, l'habituation étant conditionnée par cette perception (Bartnik & Skarzynski, 2006).

La prise en charge audiologique progressive des acouphènes (Progressive Audiologic Tinnitus Management, PATM) décrite par Henry, Zaugg, Myers et Schechter (2008) est un protocole clinique de gestion des acouphènes qui fait usage du son. La PATM comprend 5 niveaux : le tri, le diagnostic audiologique, l'enseignement collectif, l'évaluation des acouphènes et la gestion individuelle. Cette approche permet au clinicien et au patient d'élaborer ensemble un programme thérapeu-



tique personnalisé. Ce programme peut inclure l'utilisation d'aides auditives, de générateurs de bruit sur les oreilles, la combinaison des deux (aide auditive et générateur de bruit), de générateurs de bruit sur table ou d'appareils d'écoute personnels. Les patients sont formés aux trois sons utilisables pour gérer les acouphènes : un son apaisant, un bruit de fond et un son intéressant. Le son apaisant peut être n'importe quel son qui, selon le patient, est relaxant. Le bruit de fond réduit l'écart entre les acouphènes du patient et l'environnement.

Le son intéressant est un son quelconque qui détourne l'attention du patient de ses acouphènes. Le patient et le professionnel déterminent ensemble lequel de ces sons est le plus bénéfique en cas de forte gêne occasionnée et élaborent une stratégie anti-acouphènes.

Le masquage est une autre variante de thérapie sonore. Contrairement à la TAH, le masquage total consiste à utiliser un son pour empêcher le patient d'entendre ses acouphènes. L'efficacité de cette méthode a été démontrée (Hazell et al., 1985). L'avantage du masquage total est que les patients bénéficient d'un soulagement immédiat, mais il peut arriver que ces derniers ne supportent pas le volume du son en question, notamment sur une durée prolongée (Tyler, 2006). Le masquage partiel consiste à utiliser un son, le patient entendant à la fois ce son et ses acouphènes. Avec l'utilisation d'un son de masquage partiel, le patient détourne plus facilement son attention des acouphènes qu'en l'absence de tout son (Tyler, 2006).

Les conseils jouent un rôle important dans le programme de gestion des acouphènes (Henry et al., 2008 ; Tyler, 2006). Comme l'a décrit Tyler (2006), les méthodes de conseil différent, mais elles servent un seul et même objectif : changer le mode de pensée et la réaction du patient face à ses acouphènes. Pour ce faire, on peut renseigner les patients sur la perte auditive, l'origine des acouphènes, la prévalence de ce trouble et les options qui se présentent à eux. En plus de la thérapie sonore, il peut être utile pour les patients d'acquiescer des stratégies d'adaptation (Tyler, 2006).

## La technologie Tinnitus Multiflex

Le principal moteur de développement de la technologie Tinnitus Multiflex était de

créer un produit capable de s'adapter aux différentes approches de thérapie sonore anti-acouphènes ainsi qu'aux préférences de chaque patient. La technologie Tinnitus Multiflex, intégrée dans une petite aide auditive RIC (**figure 1**), génère un stimulus large bande ajustable. En plus de ce son thérapeutique, le Xino™ Tinnitus est doté des meilleures fonctionnalités telles que PureWave Feedback Eliminator, Voice iQ2, InVision Directionality et Spectral iQ. L'aide auditive se prête à une configuration d'appareillage ouvert ou fermé, avec des écouteurs conçus pour une perte auditive légère à sévère. Les réglages de l'aide auditive et de la technologie Tinnitus Multiflex sont dissociables et conviennent aux patients qui souffrent ou non de perte auditive.



Figure 1 : Aide auditive RIC avec technologie Tinnitus Multiflex

Un certain nombre d'études ont montré qu'un programme de gestion des acouphènes avec émission d'un stimulus sonore par un appareil portatif pouvait s'avérer efficace pour traiter les acouphènes (Folmer & Carroll, 2006 ; Henry et al., 2006 ; Schechter & Henry, 2002).

Le stimulus à large bande généré par la technologie Tinnitus Multiflex est ajustable par le professionnel dans le logiciel Inspire 2013 grâce à 16 bandes de fréquence indépendantes. L'audioprothésiste adapte le stimulus sonore aux besoins ou aux préférences spécifiques du patient et crée ainsi un stimulus de thérapie sonore à plus ou moins large bande autour d'une fréquence centrale. La **figure 2** montre la Vue Tableau de l'écran Tinnitus Multiflex dans le logiciel Inspire. Ici, les réglages servent à ajuster une ou plusieurs bandes à la fois. Ces réglages peuvent concerner un seul côté ou bien les deux. Une fois le Best Fit exécuté, les pré-réglages de la technologie Tinnitus Multiflex se programment automatiquement en fonction des seuils d'audition du patient. La fonction Best Fit règle le stimulus à large bande à un niveau audible et confortable pour le patient, ce qui simplifie considérablement le processus d'adaptation. À partir de là, les réglages du signal masquant peuvent être affinés.

La technologie Tinnitus Multiflex permet également de régler la modulation du bruit blanc sur 3 rythmes : Lent, Moyen et Rapide. Ce réglage contrôle l'indice AM (Modulation d'Amplitude) et FM (Modulation de Fréquence) dans le temps, ce qui aboutit à une perception auditive évocatrice de vagues ou de brise marine. Une étude antérieure a montré qu'un son dynamique, ou qui varie dans le temps, pouvait réduire plus efficacement les acouphènes qu'une bande de fréquences fixes (Henry, Rheinsburg & Zaugg, 2004). Cette possibilité de régler la modulation est pour le professionnel l'occasion d'adapter la technologie Tinnitus Multiflex aux besoins et aux préférences de son patient.

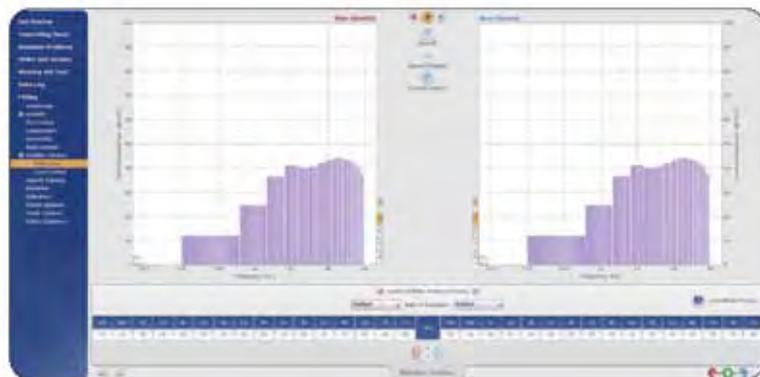


Figure 2 : Vue de l'écran Tinnitus Multiflex dans le logiciel Inspire. L'affichage représente le niveau de sortie obtenu au coupleur 2cc par bande (en dB SPL). Ces valeurs sont représentées par chacune des barres violettes. L'ajustement d'une ou plusieurs bandes s'effectue en sélectionnant la zone fréquentielle ou la fréquence souhaitée et à l'aide des boutons fléchés.



Avec Xino Tinnitus et la technologie Tinnitus Multiflex, les réglages utilisateur sont configurables par le professionnel. Le patient ajuste ainsi le volume de l'aide auditive, le niveau sonore du bruit blanc ou les deux. Le fait de pouvoir régler le niveau sonore peut profiter aux patients : Vernon et Meikle (2000) ont suggéré qu'il fallait laisser au patient la possibilité d'ajuster le générateur de son indépendamment de l'aide auditive à un niveau suffisamment confortable et élevé pour le soulager. De plus, les réglages utilisateur permettent aussi, au besoin, de changer de programme. Les réglages de l'aide auditive et de la technologie Tinnitus Multiflex sont dissociables dans chacun des programmes au nombre de quatre. Les programmes sont configurables en mode Combi Aide auditive seule, Aide auditive et Tinnitus Multiflex ou Tinnitus Multiflex seul.

Grâce à ces multiples possibilités, le patient adapte le stimulus anti-acouphènes aux différentes situations d'écoute qu'il rencontre.

En 2011, Starkey a lancé SoundPoint, un outil unique capable d'ajuster la réponse en fréquences des aides auditives via l'interface interactive connectée au logiciel Inspire. La technologie Tinnitus Multiflex permet d'utiliser SoundPoint Tinnitus, grâce auquel le patient ajuste le stimulus sonore le déterminant parmi de nombreuses combinaisons de réglage. Au fur et à mesure que le patient se déplace sur l'écran à l'aide d'une souris ou d'un écran tactile, le niveau général et la forme fréquentielle du bruit évoluent en temps réel.



Figure 3 : Interface SoundPoint Tinnitus. Le patient déplace la souris sur l'écran afin d'explorer plusieurs réglages du stimulus sonore. Les punaises représentent les réglages sélectionnés par le patient. L'étoile représente ses réglages préférés.

La **figure 3** montre l'interface SoundPoint. Le patient clique pour sélectionner les stimuli souhaités, représentés par des punaises. Le réglage préféré du patient est symbolisé par une étoile sur l'écran.

La démarche participative du patient à l'adaptation du stimulus de thérapie sonore présente plusieurs avantages : il lui permet tout d'abord d'expérimenter différents bruits blancs et de sélectionner les plus agréables ou bénéfiques. Par ailleurs, cela permet au patient d'agir directement sur les stimuli lui donnant l'impression de dominer ses acouphènes ou en tous cas de participer à leur traitement.

## Conclusion

Grâce à sa capacité d'adaptation hors pair, la technologie Tinnitus Multiflex, associée à une aide auditive RIC discrète, s'inscrit idéalement dans le cadre d'un programme de gestion des acouphènes basé sur la thérapie sonore. Best Fit et SoundPoint Tinnitus simplifient considérablement le processus d'adaptation.

Qui plus est, les multiples réglages du spectre sonore et de l'indice de modulation permettent au professionnel d'adapter la thérapie sonore à chacun de ses patients.

## Pour en savoir plus sur les acouphènes et leur traitement, ci-dessous quelques liens à consulter :

- **American Tinnitus Association**  
<http://www.ata.org>
- **Mayo Clinic**  
<http://www.mayoclinic.com/health/tinnitus/DS00365>
- **American Speech-Language-Hearing Association**  
<http://www.asha.org/public/hearing/tinnitus/>
- **American Academy of Audiology : How's your Hearing?**  
<http://www.howsyourhearing.org/tinnitus.html>
- **Tinnitus Research Initiative**  
<http://www.tinnitusresearch.org/index.php>
- **France Acouphènes Association de personnes souffrant d'acouphènes**  
<http://www.france-acouphenes.org>
- **Audition & Ecoute 33**  
<http://www.auditionecoute33.fr>
- **Une vie en enfer pour un concert**  
<http://nro.perso.libertysurf.fr>

- **Esculape**  
<http://www.esculape.com/fmc/acouphene.html>
- **France Audition**  
<http://www.franceaudition.com/>
- **INSERM de Montpellier : Autour de la cochlée**  
<http://www.cochlea.org/surdite.html>

## Références

- Bartnik, G.M. & Skarzynski, H. (2006). Tinnitus retraining therapy. In R.S. Tyler (Ed.), Tinnitus Treatment (pp. 133-145). New York, NY: Thieme.
- Crummer, R.W. & Hassan, G.A. (2004). Diagnostic approach to tinnitus. *American Family Physician*, 69, 120-126.
- Dauman, R. (2000). Electrical stimulation for tinnitus suppression. In R.S. Tyler (Ed.), Tinnitus Handbook (pp.377- 398). San Diego, CA: Singular.
- Del Bo, L. & Ambrosetti, U. (2007). Hearing aids for the treatment of tinnitus. In B. Langguth, G. Hajak, T. Kleinjung, A. Cacace, & A.R. Moller (Eds.), *Progress in Brain Research: Volume 166. Tinnitus: Pathophysiology and Treatment*. Amsterdam: Elsevier.
- Dobie, R.A. (1999). A review of randomized clinical trials in tinnitus. *The Laryngoscope*, 109, 1202-1211.
- Dornhoffer, J.L. & Mennemeier, M. (2010). Using repetitive transcranial magnetic stimulation for the treatment of tinnitus. *The Hearing Journal*, 63, 16-18.
- Folmer, R.L. & Carroll, J.R. (2006). Long-term effectiveness of ear-level devices for tinnitus. *Otolaryngology-Head and Neck Surgery*, 134, 132-137.
- Hallam, R.S. (1987). Psychological approaches to the evaluation and management of tinnitus distress. In J. Hazell (Ed.), Tinnitus (pp.157-174). London: Churchill Livingstone.
- Hanley, P.J. & Davis, P.B. (2008). Treatment of tinnitus with a customized, dynamic acoustic neural stimulus: Underlying principles and clinical efficacy. *Trends in Amplification*, 12, 210-222.
- Hazell, J.W.P., Wood, S.M., Cooper, H.R., Stephens, S.D.G., Corcoran, A.L., Coles, R.R.A., et al. (1985). A clinical study of tinnitus maskers. *British Journal of Audiology*, 19, 65-146.
- Henry, J.A., Rheinsburg, B., & Zaugg, T. (2004). Comparison of custom sounds for achieving tinnitus relief. *Journal of the American Academy of Audiology*, 15, 585-598.
- Henry, J.A., Schechter, M.A., Zaugg, T.L., Griest, S., Jastreboff, P.J., Vernon, J.A., et al. (2006). Outcomes of a clinical trial: Tinnitus masking versus tinnitus retraining therapy. *Journal of the American Academy of Audiology*, 17, 104-132.
- Henry, J.A., Zaugg, T.L., Myers, P.J., & Schechter, M.A. (2008). Using therapeutic sound with progressive audiologic tinnitus management. *Trends in Amplification*, 12, 188-209.



Jakes, S.C., Hallam, R.S., Chambers, C., & Hinchcliffe, R. (1985). A factor analytical study of tinnitus complaint behavior. *Audiology*, 24, 195-206.

Jastreboff, P.J. (2007). Tinnitus retraining therapy. In B. Langguth, G. Hajak, T. Kleinjung, A. Cacace, & A.R. Moller (Eds.), *Progress in Brain Research: Volume 166. Tinnitus: Pathophysiology and Treatment*. Amsterdam: Elsevier.

Kaltenbach, J. (2011). ARC 2011 Current trends in the evaluation and treatment of tinnitus: Overview of the pathophysiology of tinnitus. *Audiology Today*, 23, 56-63.

Lockwood, A.H., Salvi, R.J., & Burkard, R.F. (2002).

Tinnitus. *The New England Journal of Medicine*, 347, 904-910.

Meikle, M.B., Vernon, J., Johnson, R.M. (1984).

The perceived severity of tinnitus: some observations concerning a large population of tinnitus clinic participants. *Otolaryngology Head-Neck Surgery*, 92, 689-696.

Noble, W. (2008). Treatments for tinnitus. *Trends in Amplification*, 12, 236-241. Shargorodsky, J., Curhan, G.C., & Farwell, W.R. (2010). Prevalence and characteristics of tinnitus among US adults. *The American Journal of Medicine*, 123, 711-718.

Stouffer, J.L. & Tyler, R.S. (1990). Tinnitus as a function of duration and etiology: Counseling implications. *Journal of Speech and Hearing Disorders*, 55, 439-453.

Tyler, R. S. (2006). Neurophysiological models, psychological models, and treatments for tinnitus. In R.S. Tyler (Ed.), *Tinnitus Treatment* (pp. 1-22). New York, NY: Thieme.

Tyler, R.S. & Baker, L.J. (1983). Difficulties experienced by tinnitus sufferers. *Journal of Speech and Hearing Disorders*, 48, 150-154.

Vernon, J.A. & Meikle, M.B. (2000). Tinnitus Masking. In R.S. Tyler (Ed.), *Tinnitus Handbook* (pp. 313-356). San Diego, CA: Singular.

**ANNUAIRE FRANÇAIS D'AUDIOPHONOLOGIE**

2013

123 - 34 - 56 - 27 - 89 - 10 - 11 - 12 - 13 - 14 - 15 - 16 - 17 - 18 - 19 - 20 - 21 - 22 - 23 - 24 - 25 - 26 - 27 - 28 - 29 - 30 - 31 - 32 - 33 - 34 - 35 - 36 - 37 - 38 - 39 - 40 - 41 - 42 - 43 - 44 - 45 - 46 - 47 - 48 - 49 - 50

**ANNUAIRE FRANÇAIS D'AUDIOPHONOLOGIE**

2013

**auditionTV**

La première Web TV dédiée au monde de l'audition

News Interviews Reportages

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

**Les professionnels recensés par spécialités en 1000 pages**

médecins ORL ET phoniatres / Audioprothésistes et enseignants / Services Hospitaliers ORL / Fournisseurs, matériel / Fournisseurs et Instrumentation ORL / Éducation Spécialisée...

OCEP édition - 27-31 rue Gabriel Péri 94220 CHARENTON-LE PONT - T. 01 43 53 33 33 - F. 01 43 53 33 34 - [marketing@occp.fr](mailto:marketing@occp.fr)

**ANNUAIRE FRANÇAIS D'AUDIOPHONOLOGIE**

2013

123 - 34 - 56 - 27 - 89 - 10 - 11 - 12 - 13 - 14 - 15 - 16 - 17 - 18 - 19 - 20 - 21 - 22 - 23 - 24 - 25 - 26 - 27 - 28 - 29 - 30 - 31 - 32 - 33 - 34 - 35 - 36 - 37 - 38 - 39 - 40 - 41 - 42 - 43 - 44 - 45 - 46 - 47 - 48 - 49 - 50

**ANNUAIRE FRANÇAIS D'AUDIOPHONOLOGIE**

2013

123 - 34 - 56 - 27 - 89 - 10 - 11 - 12 - 13 - 14 - 15 - 16 - 17 - 18 - 19 - 20 - 21 - 22 - 23 - 24 - 25 - 26 - 27 - 28 - 29 - 30 - 31 - 32 - 33 - 34 - 35 - 36 - 37 - 38 - 39 - 40 - 41 - 42 - 43 - 44 - 45 - 46 - 47 - 48 - 49 - 50

**ANNUAIRE FRANÇAIS D'AUDIOPHONOLOGIE**

2013

123 - 34 - 56 - 27 - 89 - 10 - 11 - 12 - 13 - 14 - 15 - 16 - 17 - 18 - 19 - 20 - 21 - 22 - 23 - 24 - 25 - 26 - 27 - 28 - 29 - 30 - 31 - 32 - 33 - 34 - 35 - 36 - 37 - 38 - 39 - 40 - 41 - 42 - 43 - 44 - 45 - 46 - 47 - 48 - 49 - 50

**ANNUAIRE FRANÇAIS D'AUDIOPHONOLOGIE**

2013

123 - 34 - 56 - 27 - 89 - 10 - 11 - 12 - 13 - 14 - 15 - 16 - 17 - 18 - 19 - 20 - 21 - 22 - 23 - 24 - 25 - 26 - 27 - 28 - 29 - 30 - 31 - 32 - 33 - 34 - 35 - 36 - 37 - 38 - 39 - 40 - 41 - 42 - 43 - 44 - 45 - 46 - 47 - 48 - 49 - 50

**ANNUAIRE FRANÇAIS D'AUDIOPHONOLOGIE**

2013

123 - 34 - 56 - 27 - 89 - 10 - 11 - 12 - 13 - 14 - 15 - 16 - 17 - 18 - 19 - 20 - 21 - 22 - 23 - 24 - 25 - 26 - 27 - 28 - 29 - 30 - 31 - 32 - 33 - 34 - 35 - 36 - 37 - 38 - 39 - 40 - 41 - 42 - 43 - 44 - 45 - 46 - 47 - 48 - 49 - 50

**ANNUAIRE FRANÇAIS D'AUDIOPHONOLOGIE**

2013

123 - 34 - 56 - 27 - 89 - 10 - 11 - 12 - 13 - 14 - 15 - 16 - 17 - 18 - 19 - 20 - 21 - 22 - 23 - 24 - 25 - 26 - 27 - 28 - 29 - 30 - 31 - 32 - 33 - 34 - 35 - 36 - 37 - 38 - 39 - 40 - 41 - 42 - 43 - 44 - 45 - 46 - 47 - 48 - 49 - 50

**ANNUAIRE FRANÇAIS D'AUDIOPHONOLOGIE**

2013

123 - 34 - 56 - 27 - 89 - 10 - 11 - 12 - 13 - 14 - 15 - 16 - 17 - 18 - 19 - 20 - 21 - 22 - 23 - 24 - 25 - 26 - 27 - 28 - 29 - 30 - 31 - 32 - 33 - 34 - 35 - 36 - 37 - 38 - 39 - 40 - 41 - 42 - 43 - 44 - 45 - 46 - 47 - 48 - 49 - 50

**ANNUAIRE FRANÇAIS D'AUDIOPHONOLOGIE**

2013

123 - 34 - 56 - 27 - 89 - 10 - 11 - 12 - 13 - 14 - 15 - 16 - 17 - 18 - 19 - 20 - 21 - 22 - 23 - 24 - 25 - 26 - 27 - 28 - 29 - 30 - 31 - 32 - 33 - 34 - 35 - 36 - 37 - 38 - 39 - 40 - 41 - 42 - 43 - 44 - 45 - 46 - 47 - 48 - 49 - 50

**ANNUAIRE FRANÇAIS D'AUDIOPHONOLOGIE**

2013

123 - 34 - 56 - 27 - 89 - 10 - 11 - 12 - 13 - 14 - 15 - 16 - 17 - 18 - 19 - 20 - 21 - 22 - 23 - 24 - 25 - 26 - 27 - 28 - 29 - 30 - 31 - 32 - 33 - 34 - 35 - 36 - 37 - 38 - 39 - 40 - 41 - 42 - 43 - 44 - 45 - 46 - 47 - 48 - 49 - 50

**ANNUAIRE FRANÇAIS D'AUDIOPHONOLOGIE**

2013

123 - 34 - 56 - 27 - 89 - 10 - 11 - 12 - 13 - 14 - 15 - 16 - 17 - 18 - 19 - 20 - 21 - 22 - 23 - 24 - 25 - 26 - 27 - 28 - 29 - 30 - 31 - 32 - 33 - 34 - 35 - 36 - 37 - 38 - 39 - 40 - 41 - 42 - 43 - 44 - 45 - 46 - 47 - 48 - 49 - 50

**ANNUAIRE FRANÇAIS D'AUDIOPHONOLOGIE**

2013

123 - 34 - 56 - 27 - 89 - 10 - 11 - 12 - 13 - 14 - 15 - 16 - 17 - 18 - 19 - 20 - 21 - 22 - 23 - 24 - 25 - 26 - 27 - 28 - 29 - 30 - 31 - 32 - 33 - 34 - 35 - 36 - 37 - 38 - 39 - 40 - 41 - 42 - 43 - 44 - 45 - 46 - 47 - 48 - 49 - 50

**ANNUAIRE FRANÇAIS D'AUDIOPHONOLOGIE**

2013

123 - 34 - 56 - 27 - 89 - 10 - 11 - 12 - 13 - 14 - 15 - 16 - 17 - 18 - 19 - 20 - 21 - 22 - 23 - 24 - 25 - 26 - 27 - 28 - 29 - 30 - 31 - 32 - 33 - 34 - 35 - 36 - 37 - 38 - 39 - 40 - 41 - 42 - 43 - 44 - 45 - 46 - 47 - 48 - 49 - 50

**ANNUAIRE FRANÇAIS D'AUDIOPHONOLOGIE**

2013

123 - 34 - 56 - 27 - 89 - 10 - 11 - 12 - 13 - 14 - 15 - 16 - 17 - 18 - 19 - 20 - 21 - 22 - 23 - 24 - 25 - 26 - 27 - 28 - 29 - 30 - 31 - 32 - 33 - 34 - 35 - 36 - 37 - 38 - 39 - 40 - 41 - 42 - 43 - 44 - 45 - 46 - 47 - 48 - 49 - 50

**ANNUAIRE FRANÇAIS D'AUDIOPHONOLOGIE**

2013

123 - 34 - 56 - 27 - 89 - 10 - 11 - 12 - 13 - 14 - 15 - 16 - 17 - 18 - 19 - 20 - 21 - 22 - 23 - 24 - 25 - 26 - 27 - 28 - 29 - 30 - 31 - 32 - 33 - 34 - 35 - 36 - 37 - 38 - 39 - 40 - 41 - 42 - 43 - 44 - 45 - 46 - 47 - 48 - 49 - 50

**ANNUAIRE FRANÇAIS D'AUDIOPHONOLOGIE**

2013

123 - 34 - 56 - 27 - 89 - 10 - 11 - 12 - 13 - 14 - 15 - 16 - 17 - 18 - 19 - 20 - 21 - 22 - 23 - 24 - 25 - 26 - 27 - 28 - 29 - 30 - 31 - 32 - 33 - 34 - 35 - 36 - 37 - 38 - 39 - 40 - 41 - 42 - 43 - 44 - 45 - 46 - 47 - 48 - 49 - 50

**ANNUAIRE FRANÇAIS D'AUDIOPHONOLOGIE**

2013

123 - 34 - 56 - 27 - 89 - 10 - 11 - 12 - 13 - 14 - 15 - 16 - 17 - 18 - 19 - 20 - 21 - 22 - 23 - 24 - 25 - 26 - 27 - 28 - 29 - 30 - 31 - 32 - 33 - 34 - 35 - 36 - 37 - 38 - 39 - 40 - 41 - 42 - 43 - 44 - 45 - 46 - 47 - 48 - 49 - 50

**ANNUAIRE FRANÇAIS D'AUDIOPHONOLOGIE**

2013

123 - 34 - 56 - 27 - 89 - 10 - 11 - 12 - 13 - 14 - 15 - 16 - 17 - 18 - 19 - 20 - 21 - 22 - 23 - 24 - 25 - 26 - 27 - 28 - 29 - 30 - 31 - 32 - 33 - 34 - 35 - 36 - 37 - 38 - 39 - 40 - 41 - 42 - 43 - 44 - 45 - 46 - 47 - 48 - 49 - 50

**ANNUAIRE FRANÇAIS D'AUDIOPHONOLOGIE**

2013

123 - 34 - 56 - 27 - 89 - 10 - 11 - 12 - 13 - 14 - 15 - 16 - 17 - 18 - 19 - 20 - 21 - 22 - 23 - 24 - 25 - 26 - 27 - 28 - 29 - 30 - 31 - 32 - 33 - 34 - 35 - 36 - 37 - 38 - 39 - 40 - 41 - 42 - 43 - 44 - 45 - 46 - 47 - 48 - 49 - 50

**ANNUAIRE FRANÇAIS D'AUDIOPHONOLOGIE**

2013

123 - 34 - 56 - 27 - 89 - 10 - 11 - 12 - 13 - 14 - 15 - 16 - 17 - 18 - 19 - 20 - 21 - 22 - 23 - 24 - 25 - 26 - 27 - 28 - 29 - 30 - 31 - 32 - 33 - 34 - 35 - 36 - 37 - 38 - 39 - 40 - 41 - 42 - 43 - 44 - 45 - 46 - 47 - 48 - 49 - 50

**ANNUAIRE FRANÇAIS D'AUDIOPHONOLOGIE**

2013

123 - 34 - 56 - 27 - 89 - 10 - 11 - 12 - 13 - 14 - 15 - 16 - 17 - 18 - 19 - 20 - 21 - 22 - 23 - 24 - 25 - 26 - 27 - 28 - 29 - 30 - 31 - 32 - 33 - 34 - 35 - 36 - 37 - 38 - 39 - 40 - 41 - 42 - 43 - 44 - 45 - 46 - 47 - 48 - 49 - 50

**ANNUAIRE FRANÇAIS D'AUDIOPHONOLOGIE**

2013

123 - 34 - 56 - 27 - 89 - 10 - 11 - 12 - 13 - 14 - 15 - 16 - 17 - 18 - 19 - 20 - 21 - 22 - 23 - 24 - 25 - 26 - 27 - 28 - 29 - 30 - 31 - 32 - 33 - 34 - 35 - 36 - 37 - 38 - 39 - 40 - 41 - 42 - 43 - 44 - 45 - 46 - 47 - 48 - 49 - 50

**ANNUAIRE FRANÇAIS D'AUDIOPHONOLOGIE**

2013

123 - 34 - 56 - 27 - 89 - 10 - 11 - 12 - 13 - 14 - 15 - 16 - 17 - 18 - 19 - 20 - 21 - 22 - 23 - 24 - 25 - 26 - 27 - 28 - 29 - 30 - 31 - 32 - 33 - 34 - 35 - 36 - 37 - 38 - 39 - 40 - 41 - 42 - 43 - 44 - 45 - 46 - 47 - 48 - 49 - 50

**ANNUAIRE FRANÇAIS D'AUDIOPHONOLOGIE**

2013

123 - 34 - 56 - 27 - 89 - 10 - 11 - 12 - 13 - 14 - 15 - 16 - 17 - 18 - 19 - 20 - 21 - 22 - 23 - 24 - 25 - 26 - 27 - 28 - 29 - 30 - 31 - 32 - 33 - 34 - 35 - 36 - 37 - 38 - 39 - 40 - 41 - 42 - 43 - 44 - 45 - 46 - 47 - 48 - 49 - 50

**ANNUAIRE FRANÇAIS D'AUDIOPHONOLOGIE**

2013

123 - 34 - 56 - 27 - 89 - 10 - 11 - 12 - 13 - 14 - 15 - 16 - 17 - 18 - 19 - 20 - 21 - 22 - 23 - 24 - 25 - 26 - 27 - 28 - 29 - 30 - 31 - 32 - 33 - 34 - 35 - 36 - 37 - 38 - 39 - 40 - 41 - 42 - 43 - 44 - 45 - 46 - 47 - 48 - 49 - 50

**ANNUAIRE FRANÇAIS D'AUDIOPHONOLOGIE**

2013

123 - 34 - 56 - 27 - 89 - 10 - 11 - 12 - 13 - 14 - 15 - 16 - 17 - 18 - 19 - 20 - 21 - 22 - 23 - 24 - 25 - 26 - 27 - 28 - 29 - 30 - 31 - 32 - 33 - 34 - 35 - 36 - 37 - 38 - 39 - 40 - 41 - 42 - 43 - 44 - 45 - 46 - 47 - 48 - 49 - 50

**ANNUAIRE FRANÇAIS D'AUDIOPHONOLOGIE**

2013

123 - 34 - 56 - 27 - 89 - 10 - 11 - 12 - 13 - 14 - 15 - 16 - 17 - 18 - 19 - 20 - 21 - 22 - 23 - 24 - 25 - 26 - 27 - 28 - 29 - 30 - 31 - 32 - 33 - 34 - 35 - 36 - 37 - 38 - 39 - 40 - 41 - 42 - 43 - 44 - 45 - 46 - 47 - 48 - 49 - 50

**ANNUAIRE FRANÇAIS D'AUDIOPHONOLOGIE**

2013

123 - 34 - 56 - 27 - 89 - 10 - 11 - 12 - 13 - 14 - 15 - 16 - 17 - 18 - 19 - 20 - 21 - 22 - 23 - 24 - 25 - 26 - 27 - 28 - 29 - 30 - 31 - 32 - 33 - 34 - 35 - 36 - 37 - 38 - 39 - 40 - 41 - 42 - 43 - 44 - 45 - 46 - 47 - 48 - 49 - 50

**ANNUAIRE FRANÇAIS D'AUDIOPHONOLOGIE**

2013

123 - 34 - 56 - 27 - 89 - 10 - 11 - 12 - 13 - 14 - 15 - 16 - 17 - 18 - 19 - 20 - 21 - 22 - 23 - 24 - 25 - 26 - 27 - 28 - 29 - 30 - 31 - 32 - 33 - 34 - 35 - 36 - 37 - 38 - 39 - 40 - 41 - 42 - 43 - 44 - 45 - 46 - 47 - 48 - 49 - 50

**ANNUAIRE FRANÇAIS D'AUDIOPHONOLOGIE**

2013

123 - 34 - 56 - 27 - 89 - 10 - 11 - 12 - 13 - 14 - 15 - 16 - 17 - 18 - 19 - 20 - 21 - 22 - 23 - 24 - 25 - 26 - 27 - 28 - 29 - 30 - 31 - 32 - 33 - 34 - 35 - 36 - 37 - 38 - 39 - 40 - 41 - 42 - 43 - 44 - 45 - 46 - 47 - 48 - 49 - 50

**ANNUAIRE FRANÇAIS D'AUDIOPHONOLOGIE**

2013

123 - 34 - 56 - 27 - 89 - 10 - 11 - 12 - 13 - 14 - 15 - 16 - 17 - 18 - 19 - 20 - 21 - 22 - 23 - 24 - 25 - 26 - 27 - 28 - 29 - 30 - 31 - 32 - 33 - 34 - 35 - 36 - 37 - 38 - 39 - 40 - 41 - 42 - 43 - 44 - 45 - 46 - 47 - 48 - 49 - 50

**ANNUAIRE FRANÇAIS D'AUDIOPHONOLOGIE**

2013

123 - 34 - 56 - 27 - 89 - 10 - 11 - 12 - 13 - 14 - 15 - 16 - 17 - 18 - 19 - 20 - 21 - 22 - 23 - 24 - 25 - 26 - 27 - 28 - 29 - 30 - 31 - 32 - 33 - 34 - 35 - 36 - 37 - 38 - 39 - 40 - 41 - 42 - 43 - 44 - 45 - 46 - 47 - 48 - 49 - 50

**ANNUAIRE FRANÇAIS D'AUDIOPHONOLOGIE**

2013

123 - 34 - 56 - 27 - 89 - 10 - 11 - 12 - 13 - 14 - 15 - 16 - 17 - 18 - 19 - 20 - 21 - 22 - 23 - 24 - 25 - 26 - 27 - 28 - 29 - 30 - 31 - 32 - 33 - 34 - 35 - 36 - 37 - 38 - 39 - 40 - 41 - 42 - 43 - 44 - 45 - 46 - 47 - 48 - 49 - 50

**ANNUAIRE FRANÇAIS D'AUDIOPHONOLOGIE**

2013

123 - 34 - 56 - 27 - 89 - 10 - 11 - 12 - 13 - 14 - 15 - 16 - 17 - 18 - 19 - 20 - 21 - 22 - 23 - 24 - 25 - 26 - 27 - 28 - 29 - 30 - 31 - 32 - 33 - 34 - 35 - 36 - 37 - 38 - 39 - 40 - 41 - 42 - 43 - 44 - 45 - 46 - 47 - 48 - 49 - 50

**ANNUAIRE FRANÇAIS D'AUDIOPHONOLOGIE**

2013

123 - 34 - 56 - 27 - 89 - 10 - 11 - 12 - 13 - 14 - 15 - 16 - 17 - 18 - 19 - 20 - 21 - 22 - 23 - 24 - 25 - 26 - 27 - 28 - 29 - 30 - 31 - 32 - 33 - 34 - 35 - 36 - 37 - 38 - 39 - 40 - 41 - 42 - 43 - 44 - 45 - 46 - 47 - 48 - 49 - 50

**ANNUAIRE FRANÇAIS D'AUDIOPHONOLOGIE**

2013

123 - 34 - 56 - 27 - 89 - 10 - 11 - 12 - 13 - 14 - 15 - 16 - 17 - 18 - 19 - 20 - 21 - 22 - 23 - 24 - 25 - 26 - 27 - 28 - 29 - 30 - 31 - 32 - 33 - 34 - 35 - 36 - 37 - 38 - 39 - 40 - 41 - 42 - 43 - 44 - 45 - 46 - 47 - 48 - 49 - 50

**ANNUAIRE FRANÇAIS D'AUDIOPHONOLOGIE**

2013

123 - 34 - 56 - 27 - 89 - 10 - 11 - 12 - 13 - 14 - 15 - 16 - 17 - 18 - 19 - 20 - 21 - 22 - 23 - 24 - 25 - 26 - 27 - 28 - 29 - 30 - 31 - 32 - 33 - 34 - 35 - 36 - 37 - 38 - 39 - 40 - 41 - 42 - 43 - 44 - 45 - 46 - 47 - 48 - 49 - 50

**ANNUAIRE FRANÇAIS D'AUDIOPHONOLOGIE**

2013

123 - 34 - 56 - 27 - 89 - 10 - 11 - 12 - 13 - 14 - 15 - 16 - 17 - 18 - 19 - 20 - 21 - 22 - 23 - 24 - 25 - 26 - 27 - 28 - 29 - 30 - 31 - 32 - 33 - 34 - 35 - 36 - 37 - 38 - 39 - 40 - 41 - 42 - 43 - 44 - 45 - 46 - 47 - 48 - 49 - 50

**ANNUAIRE FRANÇAIS D'AUDIOPHONOLOGIE**

2013

123 - 34 - 56 - 27 - 89 - 10 - 11 - 12 - 13 - 14 - 15 - 16 - 17 - 18 - 19 - 20 - 21 - 22 - 23 - 24 - 25 - 26 - 27 - 28 - 29 - 30 - 31 - 32 - 33 - 34 - 35 - 36 - 37 - 38 - 39 - 40 - 41 - 42 - 43 - 44 - 45 - 46 - 47 - 48 - 49 - 50

**ANNUAIRE FRANÇAIS D'AUDIOPHONOLOGIE**

2013

123 - 34 - 56 - 27 - 89 - 10 - 11 - 12 - 13 - 14 - 15 - 16 - 17 - 18 - 19 - 20 - 21 - 22 - 23 - 24 - 25 - 26 - 27 - 28 - 29 - 30 - 31 - 32 - 33 - 34 - 35 - 36 - 37 - 38 - 39 - 40 - 41 - 42 - 43 - 44 - 45 - 46 - 47 - 48 - 49 - 50

**ANNUAIRE FRANÇAIS D'AUDIOPHONOLOGIE**

2013

123 - 34 - 56 - 27 - 89 - 10 - 11 - 12 - 13 - 14 - 15 - 16 - 17 - 18 - 19 - 20 - 21 - 22 - 23 - 24 - 25 - 26 - 27 - 28 - 29 - 30 - 31 - 32 - 33 - 34 - 35 - 36 - 37 - 38 - 39 - 40 - 41 - 42 - 43 - 44 - 45 - 46 - 47 - 48 - 49 - 50

**ANNUAIRE FRANÇAIS D'AUDIOPHONOLOGIE**

2013

123 - 34 - 56 - 27 - 89 - 10 - 11 - 12 - 13 - 14 - 15 - 16 - 17 - 18 - 19 - 20 - 21 - 22 - 23 - 24 - 25 - 26 - 27 - 28 - 29 - 30 - 31 - 32 - 33 - 34 - 35 - 36 - 37 - 38 - 39 - 40 - 41 - 42 - 43 - 44 - 45 - 46 - 47 - 48 - 49 - 50

**ANNUAIRE FRANÇAIS D'AUDIOPHONOLOGIE**

2013

123 - 34 - 56 - 27 - 89 - 10 - 11 - 12 - 13 - 14 - 15 - 16 - 17 - 18 - 19 - 20 - 21 - 22 - 23 - 24 - 25 - 26 - 27 - 28 - 29 - 30 - 31 - 32 - 33 - 34 - 35 - 36 - 37 - 38 - 39 - 40 - 41 - 42 - 43 - 44 - 45 - 46 - 47 - 48 - 49 - 50

**ANNUAIRE FRANÇAIS D'AUDIOPHONOLOGIE**

2013

123 - 34 - 56 - 27 - 89 - 10 - 11 - 12 - 13 - 14 - 15 - 16 - 17 - 18 - 19 - 20 - 21 - 22 - 23 - 24 - 25 - 26 - 27 - 28 - 29 - 30 - 31 - 32 - 33 - 34 - 35 - 36 - 37 - 38 - 39 - 40 - 41 - 42 - 43 - 44 - 45 - 46 - 47 - 48 - 49 - 50

**ANNUAIRE FRANÇAIS D'AUDIOPHONOLOGIE**

2013

123 - 34 - 56 - 27 - 89 - 10 - 11 - 12 - 13 - 14 - 15 - 16 - 17 - 18 - 19 - 20 - 21 - 22 - 23 - 24 - 25 - 26 - 27 - 28 - 29 - 30 - 31 - 32 - 33 - 34 - 35 - 36 - 37 - 38 - 39 - 40 - 41 - 42 - 43 - 44 - 45 - 46 - 47 - 48 - 49 - 50

**ANNUAIRE**



## Le rêve continue avec FASHION

La famille DREAM s'agrandit avec un nouveau modèle au design très moderne et muni d'une pile 312. Il est disponible en 14 couleurs et 4 niveaux de gamme pour répondre à tous les besoins.

Pré-commande disponible dès maintenant sur le site [www.widexpro.fr](http://www.widexpro.fr)



### Moderne, flexible et puissant

Son design moderne et ultra fin en fait une aide auditive idéale pour les utilisateurs en quête d'un appareil puissant et élégant.

Malgré sa taille, il possède un grand nombre de fonctionnalités qui simplifient la vie de vos patients. Sa souplesse de programmation, quant à elle, simplifiera la vôtre. Bien entendu, les utilisateurs pourront apprécier le même son naturel que celui proposé par tous les appareils de la série DREAM.

DREAM™ FASHION s'inscrit également dans la tradition Widex grâce à son remarquable design. De la mécanique au boîtier, du look moderne aux magnifiques couleurs, FASHION confère une dimension supplémentaire à la série DREAM.

### DREAM FASHION vous réserve de belles surprises

Grâce à un nouvel écouteur plus performant, il vous offre une plus grande sortie et son design permet d'accroître le gain. De ce fait, la plage d'application de FASHION est plus qu'impressionnante et peut être bénéfique à un très grand nombre d'utilisateurs, qu'ils présentent une surdité légère ou sévère à profonde. Grand nombre de vos patients auront ainsi la chance de pouvoir découvrir le son naturel de DREAM.

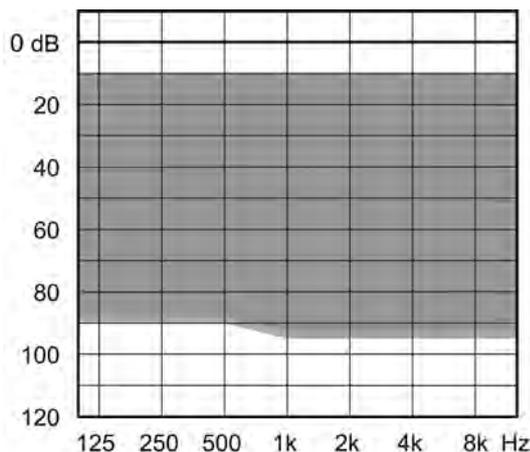
L'accroissement de la gamme d'entrée de FASHION permet aux sons de forte intensité de traverser l'aide auditive sans distorsion tout en préservant l'audibilité des sons de faible intensité. Les utilisateurs peuvent de ce fait profiter d'une image sonore plus large et plus riche. Les sons de forte intensité sont clairs et transparents et les autres sons sont reproduits tels qu'ils sont réellement.

### Meilleure compréhension de la parole dans le bruit

Comme cela est le cas pour toutes les aides auditives DREAM, FASHION aide les utilisateurs à mieux comprendre la parole.

Il possède un système de traitement du signal intégré et avancé qui produit un signal sans artéfact pour un traitement optimal du son, afin que les utilisateurs puissent apprécier une compréhension parfaite de la parole, particulièrement en environnements bruyants.

Un étude récente a démontré que DREAM améliorerait la perception de la parole, et la grande majorité des participants a reconnu mieux comprendre la parole en situation fortement bruyante. En moyenne, les utilisateurs ont enregistré une amélioration de 6% de la reconnaissance de la parole et une amélioration individuelle pouvant aller jusqu'à 21%.\*



Plage application Dream-FASHION, Embout classique flexible, souple et personnalisé

\* Baekgaard L, Rose S and Andersen HP (2013), «Designing hearing aid technology to support benefits in demanding situations : Part 2»



FONCTIONNALITÉS CLÉS	440	330	220	110
Performance	xxxxx	xxxx	xxx	xx
Canaux de traitement	15	10	5	3
Atténuateur TruSound	X	X		
Locator haute definition/ Locator	HD	HD	HD	X
Suppression du Larsen (Interaural)	Interaural	Interaural	Interaural	
Pavillon virtuel	X	X		
Mise en évidence de la parole (Interaural)	Interaural	X		
Transposition fréquentielle sur mesure	X	X	X	X
Accoutumance sur mesure	X	X	X	X
Nombre de programmes*	5	4	3	2
Zen personnel	Interaural			
Contrôle interaural de la communication	Interaural			
Téléphone+	X	X		
Zoom inverse	X	X	X	
SmartSpeak/SmartTone	X	X	X	X
<b>Accessoires DEX</b>	X	X	X	X
RC-DEX, TV-DEX, M-DEX, FM+-DEX, PHONE-DEX, T-DEX <sup>1</sup>				
* Plus Zen+				
<sup>1</sup> Disponible en Europe et USA/CA/NZ/AUS				

#### PLUS DE PROTECTION

FASHION possède le WeatherCover de Widex, un système recouvert d'un revêtement nanoprotecteur, qui le protège efficacement contre les éléments extérieurs et qui réduit le bruit du vent jusqu'à 17 dB.



#### PLUS FACILE À CONTRÔLER

Un tout nouveau bouton de contrôle du volume permet une utilisation simple de FASHION.

#### SIMPLE À UTILISER

Le bouton de sélection des programmes est placé de façon à simplifier le changement de programmes.

#### UNE PROGRAMMATION FLEXIBLE

Une solution auditive composée d'un coude classique et d'un tube fin permet une très grande souplesse de programmation.

#### PLUS DE SORTIE, PLUS DE GAIN

Le nouvel écouteur de FASHION fournit une sortie pouvant aller jusqu'à 137 dB SPL et un gain de 75 dB.

#### UN ACCES FACILE

Un nouvel ergot, au design optimisé, permet d'ouvrir facilement le tiroir-pile.

#### PETIT, MAIS PUISSANT

FASHION est alimenté par une pile 312, ce qui lui confère une très grande autonomie.



# Actualités

## du monde de l'audiologie

### Diplôme universitaire audiologie audioprothétique et prothèses implantables

L'université Claude Bernard Lyon 1 et  
Institut des sciences et techniques de la réadaptation



Cette formation organisée à Lyon a pour objectif d'enseigner les connaissances pratiques les plus récentes en audiologie audioprothétique et prothèses implantables avec la participation active d'intervenants reconnus dans chacun des domaines. Cette formation a lieu sous la forme de sept modules de deux jours consécutifs (15 heures d'enseignement par module). Une prise en charge individuelle sera proposée pour l'élaboration du mémoire. Outre six TP, la participation à une chirurgie, une activation, et à un réglage d'un système implanté sera proposé à l'hôpital Edouard HERRIOT de LYON ou au centre hospitalier LYON SUD

Cette formation est ouverte aux audioprothésistes diplômés désireux d'approfondir leurs connaissances dans le domaine de l'audiologie, de l'audioprothèse et les réglages des différents systèmes d'implants par des cours théoriques et pratiques.

#### Programme théorique

##### Module 1 : 21/22 octobre 2013

I/ Physiopathologie et exploration fonctionnelle de l'audition. Pr H. Thai-Van, E. Veuillet, D. Collin, S. Gallégo.

II/ Psychoacoustique et traitement du signal. Pr P. Avan, M. Hoen, S. Gallégo, Fabricants.

##### Module 2 : 18/19 novembre 2013

I/ Intelligibilité et surdité. Michel Hoen, F. Seldran, D Colin.

II/ Modalités audio-visuelle (lecture labiale, LPC, LSF) et psychomotricité. Agnès Bo, S. Chapuis, V. Julien, S Fretis Arkaya.

TP d'initiation à la lecture labiale et LPC.

##### Module 3 : 16/17 décembre 2013

I/ Presbycusie du troisième et quatrième âge. Léon Dodelé, E.Veuillet, Fabricants.

TP de réglages sur des cas pratiques.

II/ Cas particuliers de surdités : cophose unilatérale, Ménière, démences, microties. Stéphane Gallégo.

TP de réglages sur des cas pratiques par des fabricants.

##### Module 4 : 13/14 Janvier 2014

I/ Les acouphènes. Arnaud Norena, S. Gallégo, Fabricants.

TP de réglages sur des cas pratiques.

II/ Compression et transposition fréquentielle. David Colin et Fabien Seldran.

TP de réglages sur des cas pratiques par des fabricants.

##### Module 5 : 10/11 février 2014

I/ Implant d'oreille moyenne. Pr Stéphane Tringali et Paul Berger, A. Devèze.

TP de réglages sur des cas pratique par des fabricants.

II/ Implant à ancrage osseux. Pr Eric Truy, P. Berger, F. Seldran.

TP de réglages sur des cas pratiques par des fabricants.

##### Module 6 : 10/11 mars 2014

L'implant cochléaire. Pr Eric Truy, Pr H. Thai-Van, S. Gallégo, S. Chapuis, T. Bigeard, J.F. Vesson.

TP de réglages sur des cas pratiques par des fabricants.

##### Module 7 : 7/8 avril 2014

I/ Appareillage de l'enfant. E. Biza-guet, F. Dejean, JF. Vesson.

TP de réglages sur des cas pratiques.

II/ Les bonnes pratiques. Unsaf.

Intervenants : représentant de l'Unsaf, représentant du collège, D. Colin, Fabricants.

#### Programme pratique

Le choix sera donné aux candidats : participation à la chirurgie, à l'activation et à un réglage d'un Implant d'oreille moyenne, ou implant à ancrage osseux, ou implant cochléaire adulte, ou implant cochléaire enfant. Cette formation peut être prise en charge par le FONGECIF ou l'employeur. Pour toute information complémentaire (dates, coût...), merci de contacter le secrétariat d'audioprothèse.

#### Inscription jusqu'au 3 septembre 2013

Institut des Sciences et Techniques  
de la Réadaptation

8 avenue Rockefeller 69008 LYON

Tél 04 78 77 75 40 / Fax 04 78 77 70 94

E.mail : veronique.villalon@univ-lyon1.fr





## Colloque ACFOS X

L'enfant sourd de 0 à 3 ans et sa famille - Les enjeux de la précocité



**12 & 13 décembre 2013**

**Espace Reuilly**

**21 rue Hénard**

**75012 Paris**

**Avant programme**

**Jeu**di 12 décembre 2013

8h30 : Accueil

**9h : Ouverture du colloque**

Pr Françoise DENOYELLE, ORL-PUPH, Hôpital Necker Enfants Malades, Paris, Présidente d'Acfos

**Les dépistages néonataux : particularité du dépistage auditif**

Pr Michel ROUSSEY, Président de l'AFDPHE

**Rappel des modalités du dépistage auditif : vers l'élaboration d'un protocole de bonnes pratiques**

Pr Thierry VAN DEN ABEELE, ORL, Président de l'AFOP

Débat avec la salle

**Table-ronde : le dépistage**

- Enquête en Haute-Normandie sur la qualité de la formation des professionnels et le ressenti des parents. Dr Yannick LEROSEY, ORL, CHU de Rouen
- Expériences régionales
- Débat avec la salle

**L'annonce et ses différents**

**rendez-vous.** Dr Pascal SCHMIDT, ORL, CHU de Reims

Débat avec la salle

**12h15 : Déjeuner**

**13h45 : Diagnostic et modalités d'annonce : témoignages d'équipes**

- Equipe du CHU Pellegrin, Bordeaux
- Dr Isabelle GAVILAN-CELLIÉ, ORL
- Equipe de l'Hôpital Necker Enfants Malades, Paris. Dr Isabelle ROUILLON, ORL
- Débat avec la salle

**Les surdités : les étiologies, le bilan génétique, les examens... quels changements depuis 10 ans ? Quels impacts sur la prise en charge ?**

Pr Vincent COULOIGNER, ORL-PUPH, Hôpital Necker Enfants Malades, Paris

Débat avec la salle

**Diagnostic et annonce : l'état d'esprit des parents et leurs attentes.**

AFEDA 78, Yvelines

**Les besoins spécifiques du tout-petit : la plurisensorialité**

Monique DELAROCHE, Orthophoniste, Bordeaux

Débat avec la salle

**17h : Fin de la journée**

**Avant programme**

**Vend**redi 13 déc. 2013

**9h : Précocité de la maturation auditive et développement de la parole**

Intervenant à confirmer

**Table ronde : L'appareillage du tout-petit**

- Adaptation prothétique précoce
- Christian RENARD, Audioprothésiste, Lille

- Le rôle de l'orthophoniste
- Brigitte CABROLIÉ, Orthophoniste, IdF
- L'implant cochléaire précoce
- Pr Benoît GODEY, ORL, CHU de Rennes

Débat avec la salle

**L'accompagnement familial : l'expérience du CAMSP de la Timone, Marseille**

Débat avec la salle

**12h15 : Déjeuner**

**14h : Comment accompagner les parents vers un choix éclairé ?**

- Le développement de l'enfant de 0 à 3 ans : quelques repères significatifs
- Laurence DUNAND, Psychomotricienne, IdF
- Signes d'alerte ? Troubles associés ? Impacts sur la prise en charge

Dr Geneviève LINA GRANADE, ORL, CHU de Lyon

- Intervention très précoce et pluralité des moyens de communication :

- Vers un projet oral
- Chantal DESCOURTIEUX, Orthophoniste, Directrice de COD.A.L.I., Paris
- Vers un projet bilingue
- Elisabeth MANTEAU, Orthophoniste, Linguiste, SAFEP-SSEFIS le Fil d'Ariane, Nevers

Débat avec la salle

Conclusion

**16h30 : Fin de la journée**

Acfos

11 rue de Clichy 75009 Paris

Tél. 09 50 24 27 87

Fax. 01 48 74 14 01

Courriel : [contact@acfos.org](mailto:contact@acfos.org)

Site : [www.acfos.org](http://www.acfos.org)



## Enseignement Post-Universitaire Paris - La Villette 6/7 décembre 2013

### “Le bruit dans tous ses états”



### Enseignement Post-Universitaire

Les 6 et 7 décembre 2013

Centre des congrès de la villette

Cité des sciences et de l'industrie

30, Avenue Corentin Cariou

75019 Paris

L'Enseignement Post-Universitaire 2013 sera dédié au thème du « Bruit dans tous ses États ».

Sous la présidence de Monsieur Eric BIZAGUET, des professionnels de l'audition aborderont les points principaux recouvrant le domaine du Bruit. Les dernières technologies en matière auditive seront également présentées.

Le pré-programme est disponible sur le site du Collège National d'Audioprothèse : [www.college-nat-audio.fr](http://www.college-nat-audio.fr). Les inscriptions seront ouvertes dès le mois de juillet.

Vous pouvez vous renseigner d'ores et déjà auprès du secrétariat du CNA au 01 42 96 87 77 ou en adressant un mail : [cna.paris@orange.fr](mailto:cna.paris@orange.fr)

### Pré-programme

#### Le bruit

- Définitions et caractéristiques
- Comment le mesurer ?

#### Physiologie et physiopathologie du bruit

- Impact du bruit sur la santé, maladies professionnelles et législation
- Traitement du bruit et de la parole par le système auditif

- Le décodage dans le bruit et dans le silence est-il différent ?
- Physiopathologie cochléaire et centrale
- Recherches en cours

#### Prévention et protection contre le bruit

- Les protections individuelles : indications, choix, intérêts et limites
- Systèmes actifs et passifs : description et mesure de leur efficacité
- Aménagement de poste, traitement des structures

#### Surdité - hyperacousie

- Psycho-acoustique : effet de masque, réverbération et rémanence, ...
- Impact du bruit sur la compréhension chez le déficient auditif

- Spécificités de la surdité traumatique
- Tests dans le bruit et mesure du handicap
- Anamnèse et cas cliniques
- Hyperacousie

#### Technologie et traitement du signal

- Spécificité du traitement du bruit dans les aides auditives
- Comment améliorer la compréhension dans le bruit ?
- Les différents traitements du signal : efficacité, confort, résultats
- Les réducteurs de bruit
- Les microphones directionnels

#### Choix prothétique et réglages

- Réglage des aides auditives en fonction du bilan prothétique, de l'âge, de l'ancienneté de la perte auditive, du bruit et de l'environnement
- Les mesures de l'efficacité en cabine
- Le test en milieu social
- L'éducation prothétique
- Comment expliquer les limites au patient et à sa famille ?

#### Les accessoires

HF, « wi-fi », ...

#### Orthophonie et lecture labiale

#### Cas cliniques

#### Renseignements

Collège National d'Audioprothèse  
20, rue Thérèse - 75001 Paris  
Tél. : 01 42 96 87 77  
Fax : 01 49 26 02 25  
[cna.paris@orange.fr](mailto:cna.paris@orange.fr)



## Communiqués de presse



### Paris Ile-de-France-Centre, un nouveau secteur voit le jour chez **Bernafon**

#### Début mai, l'équipe commerciale s'est agrandi

Avec la création d'un secteur en mai, Bernafon confirme sa volonté d'augmenter la proximité, la souplesse et le sens du service de son équipe commerciale auprès des audioprothésistes. Didier JUPILLIAT, le nouveau Respon-

sable Régional de ce secteur Paris Ile-de-France - Centre, a intégré fin mars l'équipe commerciale Bernafon, sous la Direction des Ventes de Rochdi DEIBEL.

Son expérience technico-commerciale valorisée par un passage chez Widex, sa connaissance technique liée au secteur de la Santé, apportent à l'ensemble de

l'équipe, de nouveaux atouts commerciaux.

Depuis mai, Didier JUPILLIAT, rencontre les audioprothésistes de la Région Paris Ile-de-France - Centre qui comprend les départements suivants : 18, 23, 28, 36, 41, 45, 77, 78, 87, 91.

**Vous pouvez le joindre  
au 06 10 51 01 68, [dju@bernafon.fr](mailto:dju@bernafon.fr)**



### Arrivée de Brigitte Labanowski en tant qu'animatrice réseau **Bernafon**

Nous sommes très heureux de vous présenter Brigitte Labanowski que certains ont pu rencontrer lors du dernier Congrès des Audioprothésistes. Elle devient la nouvelle animatrice réseau Oticon pour les régions Ile de France et Nord. Elle remplace, dès à présent, Emilie Gabet qui vient de partir en congé maternité, et qui rejoindra la région Sud Ouest en tant qu'animatrice au sein d'Oticon à son retour.

Brigitte Labanowski est une maman de jumeaux de 10 ans. Elle a, avant de nous rejoindre, pu acquérir une double expérience en tant que visiteuse médicale en milieu hospitalier et conseillère commerciale en institut où elle recevait les patients afin de les conseiller et de les accompagner pendant toute la durée

de leur traitement. Lors de son précédent poste, elle a été amenée à former le personnel sur les prothèses capillaires et mammaires externes, la prise en charge, l'entretien, le budget, et assurer un suivi auprès des équipes hospitalières.

C'est donc forte d'une réelle expérience dans le milieu de la santé, dans le service aux clients et dans la mise en place d'actions concrètes et variées, qu'elle rejoint la famille Oticon pour toujours mieux vous accompagner au quotidien.

Voici ses coordonnées à noter précieusement ou à flasher pour les intégrer directement dans vos contacts :

**Brigitte Labanowski**  
**Tél : 06 31 04 26 36, [brl@oticon.fr](mailto:brl@oticon.fr)**

Brigitte, travaillera en étroite collaboration avec vos responsables régionaux Oticon : Serge Adeline, Eric Bouty et Eric Merillou. Ils seront vos interlocuteurs privilégiés Oticon afin de développer et de renforcer nos relations. Elle aura notamment pour missions :

- Promotion et formation de vos collaborateurs sur la gamme ConnectLine et Phonic Ear
- Organisation et animation de vos journées de ventes
- Mise en place des outils d'aide à la vente : PLV, décoration de vos centres et vitrines
- Vous assister pour les commandes via l'OtiShop d'Oticon
- Et bien plus encore... N'hésitez pas à la solliciter !

# Brève

## Prix du plus beau stand Oticon sur la première marche du podium.



Samedi 13 avril dernier, l'Unsaf a remis ses traditionnelles récompenses et Oticon France a reçu le premier prix du plus beau stand, pour son architecture accueillante et colorée, ainsi que son « bar à smoothies moléculaire » très apprécié des congressistes...





## Equipé d'aides auditives Oticon Chili, il surmonte sa gêne auditive pour s'élever au plus niveau !

Arrivé en 2012 au club Français du Tours Volley Ball, David Smith est un joueur pas comme les autres. Sourd à 90 % depuis sa naissance, il est surtout un formidable joueur de volley qui rêve de participer aux compétitions les plus importantes. Un vœu qu'il réalise aux Jeux Olympiques de Londres 2012 en devenant contreur central de l'équipe américaine. Une sélection qu'il doit à son talent et à la passion qu'il éprouve pour son sport. Pour l'aider à être plus performant, Oticon l'a équipé des aides auditives « les plus puissantes Oticon Chili ». Témoignage d'un sportif de haut niveau que rien n'arrête.

Bien qu'il mesure 2m02, la principale particularité de David Smith, joueur de volley de l'équipe de Tours, est autre. Il est presque sourd et lit sur les lèvres pour comprendre ses coéquipiers. Situation difficile, puisqu'en volley-ball communiquer face-à-face n'est pas toujours possible.

David Smith est né avec cette gêne et une perte d'audition estimée à 80/90%, c'est pourquoi il porte des aides auditives aux deux oreilles, depuis l'âge de 3 ans.

Informé de son histoire, le fabricant de solutions auditives Oticon décide de prendre en mains le destin de David Smith et l'équipe avant les Jeux Olympiques d'une paire d'aides auditives Oticon Chili. Une solution auditive « Super Puissante » qui va changer sa vie au quotidien et lui permettre de mieux communiquer avec ses partenaires.

## David Smith, un volleyeur américain pas comme les autres !

### Oticon Chili, de la haute technologie pour un sportif de très haut niveau !

La sélection de David Smith aux JO de Londres marque un vrai tournant dans sa carrière. Il s'équipe pour l'occasion des aides auditives Oticon Chili qui lui apportent immédiatement des performances dont il peut mesurer l'impact aussi bien dans sa vie professionnelle que personnelle : « *La différence ressentie avec mes nouvelles aides auditives fut immédiate. J'entendais des sons encore jamais perçus auparavant. Dans un environnement aussi bruyant que pour la cérémonie des Jeux Olympiques, j'ai pu distinguer des sons différents et échanger avec des sportifs venus du monde entier. Ce fut très excitant de constater l'impact de mes nouveaux appareils aussi bien pour communiquer avec mes coéquipiers durant la compétition que dans ma vie quotidienne. J'ai pu notamment entendre pour la première fois les cris de mon fils.* » affirme David Smith.



Ces résultats, le volleyeur tourangeau les a donc obtenus avec les Oticon Chili, une solution « Super Puissante » apportant une technologie nouvelle, une audiologie améliorée et de nombreuses solutions de connectivité aux téléphones et à la télévision...

Oticon Chili permet aux utilisateurs d'intégrer naturellement et de participer plus activement dans tout ce que la vie a à offrir. Chili est conçu pour améliorer l'intelligibilité en améliorant l'audibilité et en gérant les signaux de la parole et du bruit afin de préserver la fidélité des signaux qui est essentielle à la compréhension de la parole pour les personnes souffrant d'une perte auditive plus sévère.

Equipé du meilleur de la technologie Oticon, David Smith utilise également au quotidien la gamme d'accessoires ConnectLine et son Streamer Pro pour avoir la possibilité de tenir enfin une conversation au téléphone : « l'usage du téléphone était trop compliqué avant et se limitait à envoyer des SMS. Avec le Streamer Pro, je reçois directement le son dans les aides auditives et peux enfin répondre à mon entourage » déclare David Smith.

Il regarde également la télévision en famille grâce au Connect Line TV qui, relié en Bluetooth au Streamer, lui permet d'obtenir le son de la télévision directement dans ses aides auditives Chili et sans avoir à augmenter le volume de la TV.

Bien qu'éliminé dès les quarts de finale, David Smith a reçu beaucoup de messages et d'emails pendant les JO de Londres relatant qu'il est une source d'inspiration pour tous ceux qui ont perdu l'usage de l'ouïe. Revenu à Tours, il se réjouit de démontrer chaque semaine dans le championnat de France de Pro A que l'on peut, malgré sa gêne auditive et équipé d'un produit technologique à la hauteur de son talent, devenir un sportif de très haut niveau grâce à la passion !





## SEPTEMBRE 2013



### 4<sup>ème</sup> Colloque de l'AFREPA

#### Association Française des Equipes Pluridisciplinaires en Acouphénologie

Le 13 et 14 Septembre 2013 à Lille

L'AFREPA est heureuse de vous convier à son 4<sup>ème</sup> Colloque. Après Paris, Toulouse et Bordeaux, Lille a été choisie pour vous accueillir les 13 et 14 septembre 2013.

Son thème sera cette année : « les multiples facettes de l'acouphène ». Tout le monde (ou presque...) est maintenant bien conscient que l'acouphène n'est pas qu'un problème de bruit dans l'oreille ou la tête, mais une altération de la qualité de vie occasionnée par une multitude de symptômes ou de comportements qui lui sont associés. Prendre en charge le patient, c'est penser à évaluer toutes ces facettes, pour mieux les traiter (selon nos compétences respectives) et tenter d'aboutir à un mieux être... Le concept d'équipe multidisciplinaire prend ici toute sa dimension.

Nous essaierons d'aborder de façon très pratique en ateliers et tables rondes une partie de ces aspects, et d'autres thèmes habituellement peu analysés comme « acouphène et travail », « prise en charge de l'acouphène très récent ». Des ateliers en « live » ou vidéo seront proposés (l'acouphénométrie, thérapies sonores, la première consultation pour acouphène...). Nous traiterons de la problématique émergente des acouphènes somato-sensoriels (comment les suspecter, authentifier et traiter ?), également de la recherche avec notamment les espoirs de la prise en charge par implant cochléaire.

Info : [www.afrepa.org](http://www.afrepa.org)

## OCTOBRE 2013

### 33<sup>èmes</sup> Journées Annuelles de la Société Française de Gériatrie et Gérontologie

Du 8 au 10 octobre 2013  
au CNIT Paris La Défense

Les Journées Annuelles 2013 de la SFGG se tiendront au CNIT Paris La Défense du 8 au 10 octobre 2013.

Ce congrès rassemblera plus de 1 200 personnes : cliniciens - chercheurs - gériatres - gérontologues - para-médicaux francophones qui pourront ainsi partager ensemble les dernières avancées médicales scientifiques et technologiques dans le domaine de la Gériatrie et la Gérontologie.

Toutes les informations sont disponibles sur le site [www.jasfgg2013.com](http://www.jasfgg2013.com).



### 120<sup>ème</sup> Congrès de la SFORL

Du 12 au 14 octobre 2013 à Paris

Le Congrès de la Société Française d'Oto-Rhino-Laryngologie et de Chirurgie de la Face et du Cou est le temps fort scientifique de la discipline et le lieu de rencontre convivial des oto-rhino-laryngologistes francophones. Comme chaque année, cet événement mettra l'accent sur la formation, en proposant un programme riche et formateur.

Info : [www.sforl.org](http://www.sforl.org)



### 58<sup>ème</sup> Congrès International de l'EUHA

Du 16 au 18 octobre 2013 à Nurnberg

Le congrès se déclinera en deux axes : des conférences consacrées à la recherche scientifique en matière d'audiologie et une exposition sur les nouveautés en matière d'aides auditives.

Info : [www.euha.org](http://www.euha.org)



### ACFOS Formation professionnelle

« Retard d'évolution linguistique après implant cochléaire : quel bilan, quelles solutions ? »

Les 17 et 18 octobre 2013 à Paris

Info : [contact@acfos.org](mailto:contact@acfos.org)





## NOVEMBRE 2013

### ACFOS Formation professionnelle



« Les problématiques découlant d'un dysfonctionnement vestibulaire chez l'enfant sourd »

Les 14 et 15 novembre 2013 Paris

Info : [contact@acfos.org](mailto:contact@acfos.org)

### ACFOS Formation professionnelle



« L'accompagnement des adolescents sourds »

Les 25 et 26 novembre 2013 à Paris

Info : [contact@acfos.org](mailto:contact@acfos.org)

### 12<sup>ème</sup> Congrès de la SFA Société Française d'Audiologie



Les 29 et 30 novembre 2013

La Société Française d'Audiologie se tiendra cette année à Strasbourg, sous la Présidence de Nicole Denni-Krichel, et aura pour thème « Audition et Musique ». Quatre grandes sessions sont d'ores et déjà programmées :

- Fondamentaux : en quoi la perception de la musique diffère-t-elle de la perception des autres sons, notamment de la parole ?
- Examen de l'audition du musicien et ses particularités
- Réhabilitation de l'écoute de la musique
- Bénéfice et danger de l'écoute de la musique

Le pré-programme de cette manifestation est déjà disponible sur le site de la SFA

Info : [www.sfaudiologie.fr](http://www.sfaudiologie.fr)

## DÉCEMBRE 2013

### Enseignement Post-Universitaire

Les 6 et 7 décembre 2013

L'Enseignement Post-Universitaire 2013 sera dédié au thème du « Bruit dans tous ses États ».

Sous la présidence de Monsieur Eric BIZAGUET, des professionnels de l'audition aborderont les points principaux recouvrant le domaine du Bruit. Les dernières technologies en matière auditive seront également présentées.

Le pré-programme est disponible sur le site du Collège National d'Audio-prothèse : [www.college-nat-audio.fr](http://www.college-nat-audio.fr). Les inscriptions seront ouvertes dès le mois de juillet.

Vous pouvez vous renseigner d'ores et déjà auprès du secrétariat du CNA au 01 42 96 87 77 ou en adressant un mail : [cna.paris@orange.fr](mailto:cna.paris@orange.fr)



### Colloque ACFOS



Les 12 et 13 décembre 2013 à Paris

Le colloque annuel de l'ACFOS aura pour thème « L'enfant sourd de 0 à 3 ans et sa famille ». Le but de ce colloque sera de s'interroger sur la manière de privilégier les aspects humains et relationnels, afin d'optimiser les interventions médicales, prothétiques, éducatives, rééducatives, pédagogiques, psychologiques et sociales

Info : [contact@acfos.org](mailto:contact@acfos.org)



Si vous avez la fibre  
entrepreneuriale,  
on devrait bien s'entendre.



Devenez audio-entrepreneur **Conversions**.

Si vous aussi vous avez la main verte,  
contactez Guillaume Flahault au 06 48 79 80 02  
ou par mail : guillaume.flahault@gmail.com.

 **conversions**  
vous avez tout compris

[www.conversions.com](http://www.conversions.com)



AUDITION MUTUALISTE,  
LA RÉFÉRENCE AUDITION.



**La Mutualité française Anjou-Mayenne  
recrute pour ses centres d'Audition Mutualistes  
à Angers (49) et Laval (53)**

**2 AUDIOPROTHÉSISTES (H/F)**

- CDI - Temps plein (partiel possible)
- Statut Cadre
- DE Audioprothésiste - Profil débutant accepté
- Rémunération attractive : Fixe + Primes et autres avantages
- Postes à pourvoir sous 3 mois

- > Environnement professionnel **innovant**,  
Accès à une politique de formation  
**dynamique** et Assistantat **qualifié**
- > Possibilité **d'inscrire sa pratique  
professionnelle dans la dynamique  
d'entreprise** en lien avec les services  
tels que le CERTA - Centre d'évaluation  
et de réadaptation des troubles de  
l'audition



**Pour rejoindre notre réseau mutualiste,  
merci d'adresser votre candidature :**

**Mutualité française Anjou Mayenne DRH**  
67 rue des Ponts de cé - 49028 ANGERS cedex 01  
Par mail : drh-emploi@mfam.fr - Tél : 02 41 68 89 43  
Notre site internet : [www.mfam.fr](http://www.mfam.fr)  
<http://www.nousrecrutonsdesaudios.com/>



**La Mutualité française Seine-Maritime  
recherche**

**Un(e) audioprothésiste (H/F)**

- ▶ Diplôme d'Etat d'Audioprothésiste exigé
- ▶ Débutants acceptés
- ▶ Poste à durée indéterminée situé au Havre (76)
- ▶ Temps complet (35 heures)
- ▶ Poste à responsabilités, possibilités d'évolution



**Envoyez vos courriers de candidature,  
CV, photo et prétentions à :**

MUTUALITE FRANCAISE SEINE MARITIME  
M. CALLE - Direction des Ressources Humaines  
22 avenue de Bretagne - 76045 ROUEN Cedex 1  
Tel : 02 35 58 21 37 - Fax : 02 35 58 21 75



**La Filière Audition Mutualiste  
de la Mutualité Française  
Indre-Touraine recrute des  
PROFESSIONNELS DIPLOMÉS**

**AUDIOPROTHÉSISTES (H/F)**

#### Missions

Vous réalisez les tests audiométriques et l'adaptation des appareils dans le respect des normes techniques et médicales et conformément à la prescription médicale. Travail en équipe, organisé avec un pôle secrétariat - technicien et comptabilité/tiers payant.

#### Profil

- Diplôme d'Etat d'audioprothésiste
- Vous avez de réelles qualités humaines : capacité d'écoute, d'observation et de contact et vous aimez travailler en équipe.

**3 postes** 1 à Tours, 1 à Châteauroux et 1 à Blois

- Contrat à Durée indéterminée, à temps plein
- Régi suivant la convention Collective Mutualité
- A pourvoir dans les meilleurs délais

**Merci d'adresser votre candidature à :**

Mutualité Française Indre-Touraine / Service RH  
9 rue Emile Zola - 37017 TOURS Cedex 1  
ou par mail à [valerie.renou@mfit.fr](mailto:valerie.renou@mfit.fr)



# ➤ ANNONCES

Harmonie Services Mutualistes recrute pour son union Mutuelles de Vendée



**2 Audioprothésistes**

Postes basés à Montaigu/Les Herbiers et Luçon / Fontenay le Comte (85)

Responsable de la clientèle de votre centre, vous contribuerez à sa fidélisation et à son développement, dans le respect des valeurs de l'enseigne AUDITION MUTUALISTE.

Vous réalisez des tests audiométriques et vous assurez la sélection, l'adaptation, la délivrance et le suivi des appareils qui répondent le mieux aux besoins et à la satisfaction de vos patients.

Titulaire du diplôme d'état d'audioprothésiste, vous êtes autonome, votre sens commercial et vos qualités humaines sont reconnus. Rejoignez un réseau d'audioprothésiste d'envergure nationale à l'écoute de vos aspirations.

CDI à pourvoir immédiatement  
Temps plein sur 4 jours - Débutants acceptés

[www.nousrecrutonsdesaudios.com](http://www.nousrecrutonsdesaudios.com)

Merci d'adresser votre lettre manuscrite « CV » à  
Lisiane GUILLET, Responsable Ressources Humaines  
Mutuelles de Vendée, 110 Boulevard d'Italie  
85 934 La Roche sur Yon Cedex 9  
Tél. 02 51 44 19 07




MUTUALITE FRANCAISE GARD, union de mutuelles, améliore l'offre de santé en développant des activités et des services sanitaires et sociaux dans le département du Gard. A son actif, déjà, 6 centres Audition Mutualiste, 5 centres dentaires, 16 magasins « les Opticiens Mutualistes », 2 résidences mutualistes pour jeunes et 4 crèches.

**MUTUALITE FRANCAISE GARD RECHERCHE : Audioprothésiste (H/F)**

**Amélioration de la qualité de l'audition du patient en choisissant et adaptant l'appareillage dans le respect de la prescription du médecin**

**Missions :**

- Prise d'empreintes (protège tympan obligatoire)
- Préréglage des appareils - Gestion du service client
- Dépistage, appareillage auditif et suivi audio prothétique sur prescription médicale
- Déplacement à domicile dans le cas d'installation d'accessoires (écoute TV, etc.) ou d'appareillage auditif (ordonnance et accord de l'ORL à demander)
- Relations avec les prescripteurs : ORL et généralistes
- Gestion des stocks et approvisionnement du centre en autonomie dans le respect du cadre de référence et des budgets définis par l'entreprise
- Suivi des ratios d'activité - Participation aux mesures d'amélioration de service et de développement de l'activité du centre

**Profil :**

- Diplôme d'Etat d'Audioprothèse - Maîtrise de l'ensemble des actes professionnels et des évolutions techniques - Qualités relationnelles
- Maîtrise des outils informatiques: logiciel métier, messagerie, pack office, etc.
- Méthode, Rigueur, Organisation, Capacité d'écoute et de communication

**POSTE A POURVOIR EN CDI - TEMPS PLEIN - Rémunération selon profil**

Pour postuler, envoyer CV + lettre à [h.hacq-salez@mfg.fr](mailto:h.hacq-salez@mfg.fr) ou par courrier  
MUTUALITE FRANCAISE GARD 502 av J Prouvé BP 39090 - 30972 Nîmes cedex 3



# Les Cahiers de l'Audition

La Revue du Collège National d'Audioprothèse



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

**La mise en ligne est offerte sur [www.lescahiersdelaudition.fr](http://www.lescahiersdelaudition.fr)**  
**pour toute parution au sein de la revue**

Pour tout renseignement, contactez le Collège National d'Audioprothèse  
**01.42.96.87.77** ou [cna.paris@orange.fr](mailto:cna.paris@orange.fr)

SIEMENS

Nouvelle  
stratégie de  
ventilation :  
Optivent™

Ultra compact  
Composants  
miniaturisés

**miCON**  
Nouvelle  
technologie

[www.siemens.fr/audiologie](http://www.siemens.fr/audiologie)

# Insidio **miCON**.

Le sur mesure prend tout son sens.

Insidio micon™, équilibre entre confort de port et intelligibilité de la parole.

Avec les nouveaux intra-auriculaires micon™, Siemens relève le défi de l'équilibre entre qualité sonore et intelligibilité de la parole, sans effet d'occlusion, ni résonance.

Grâce à Optivent™ de Siemens, système innovant d'optimisation de l'événement en fonction de la perte auditive et de la forme du conduit, Insidio micon dispose d'une stratégie d'aération idéale pour un son naturel et une compréhension de la parole remarquable.

Le nombre de paramètres à prendre en compte pour réaliser le bon événement est très élevé : longueur, diamètre, profondeur d'insertion, type et niveau de la perte auditive, taille de la coque et bien d'autres encore. Seul un logiciel de pointe, grâce à un calcul mathématique reposant sur des études scientifiques, peut apporter des résultats aussi performants.

Ces données sont stockées dans la puce de l'aide auditive et utilisées par le logiciel lors de l'adaptation pour un pré-réglage efficace. L'événement ainsi optimisé, associé à la technologie micon (double anti-Larsen, 48 canaux, bande passante à 12kHz, ...), apporte au patient une satisfaction immédiate et durable.



Pendant l'adaptation sous Connex™ 7.1, les données sont automatiquement affichées. Résultat : un pré-réglage sur mesure plus facile et plus rapide.

BestSound™  
Technology

Life sounds brilliant.™

\* La vie sonne brillamment.

# SOLUTION AUDITIVE



## Offrez une solution à ceux qui souffrent !

**xino**<sup>TM</sup>  
**TINNITUS**



Xino Tinnitus est une solution discrète, combinant aide auditive et générateur de bruit blanc dans un tout petit RIC 10, destinée à soulager les patients acouphéniques.

**Scannez ce code QR pour accéder à la formation en ligne.**

Nos formations en ligne sont accessibles depuis notre site internet [www.starkeyfrancepro.com](http://www.starkeyfrancepro.com) avec un accès à internet et un compte validé. Si vous ne possédez pas encore de compte, contactez notre service informatique aux coordonnées suivantes : 01 49 80 74 60 - [support\\_logiciel@starkey.fr](mailto:support_logiciel@starkey.fr).



L'audition est notre mission™

[www.starkeyfrancepro.com](http://www.starkeyfrancepro.com)  
[www.starkey.fr](http://www.starkey.fr)

Starkey France 23 rue Claude Nicolas Ledoux - Europarc  
94046 CRETEIL CEDEX - N° vert 0800 06 29 53