



Veille acouphènes

Thérapie acoustique de la dysesthésie faciale associée à un acouphène

Philippe LURQUIN, Virginie HERVÉ



Veille technique

Les innovations des industriels



Interview

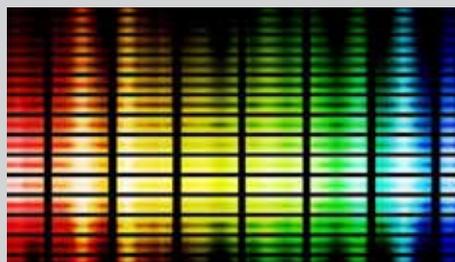
Jérôme BOURIEN par Arnaud COEZ



Métier et technique

La réhabilitation prothétique de l'enfant déficient auditif

Francois DEJEAN



Cas clinique

Patient adulte implanté cochléaire portant un ACA controlatéral

Stéphane LAURENT



Mesures objectives en audiologie

Electrophysiologie audiolgogique : les potentiels évoqués auditifs précoces

Fabrice GIRAUDET



Le siège de WIDEX A/S au Danemark



WIDEX UTILISE LES **TECHNOLOGIES DE DEMAIN**, ET PAS UNIQUEMENT POUR SES AIDES AUDITIVES

WIDEX est une marque **danoise**, unique par son engagement absolu à fabriquer ses aides auditives de la façon la plus respectueuse possible de l'environnement.

La **production** a lieu près de **Copenhague** dans un bâtiment neutre en émission de CO₂ (cellules photovoltaïques, récupération des eaux de pluie et système géothermique). L'éolienne couvre 95% des besoins en énergie du bâtiment, ce qui fait de nos **aides auditives les plus vertes du marché**.

Quant à la **fabrication sur-mesure** des **coques**, embouts et intra-auriculaires, elle a lieu en **France**, dans notre laboratoire de l'Essonne.

WIDEX, Design, Technologie, Environnement

www.widexpro.fr

WIDEX[®]
OÛTE POUR LA VIE



3 Editorial

Paul AVAN



5 Le mot du Président du Collège

Eric BIZAGUET



6 Dossier : L'activité de recherche à Montpellier

Modèle de neuropathie auditive : vers de nouvelles méthodes d'exploration fonctionnelle du nerf auditif

Charlène BATREL, Jean-Luc PUEL, Jérôme BOURIEN

Codage de l'enveloppe temporelle d'un signal sonore par le nerf auditif

Lucie BILLET, Florian HASSELMANN, Jean-Luc PUEL, Jérôme BOURIEN

Détection dans le silence et dans le bruit

Lucie Billet, Jean-Luc PUEL, Jérôme BOURIEN

La neuropathie auditive AUNA1

Marie GUILLET, Jean-Luc PUEL, Régis NOUVIAN

Récupération post-stimulation des fibres du nerf auditif

Antoine HUET, Gilles DESMADRYL, Jean-Luc PUEL, Jérôme BOURIEN

Les bases neurales du langage. Nouvel éclairage apporté par la cartographie cérébrale peropératoire

Sylvie MORITZ-GASSER, Hugues DUFFAU

Analyse d'une population de patients primo-appareillés

Francois DEJEAN, Cathy-Anne GUYON - Amplifon France



36 Métier et technique

La réhabilitation prothétique de l'enfant déficient auditif

Francois DEJEAN



40 Cas clinique

Patient adulte implanté cochléaire portant un ACA controlatéral

Stéphane LAURENT



44 Interview

Jérôme BOURIEN

Arnaud COEZ



48 Veille acouphènes

Thérapie acoustique de la dysesthésie faciale associée à un acouphène (somato-acouphène)

Philippe LURQUIN, Virginie HERVÉ



52 Mesures objectives en audiologie

Electrophysiologie audiolgogique : les potentiels évoqués auditifs précoces

Fabrice GIRAUDET



56 Veille technique

OTICON - PHONAK - SIEMENS - WIDEX



63 Actualités et agenda



71 Annonces

Liste des annonceurs

Bernafon - Cabinet Bailly

Oticon - Oticon Médical

Siemens - Sonic

Phonak - Starkey

VIBRANT MED-EL - Widex

Les Cahiers de l'Audition

Sept./oct. 2014 - Vol 27 - N°5

Le Collège National d'Audioprothèse

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

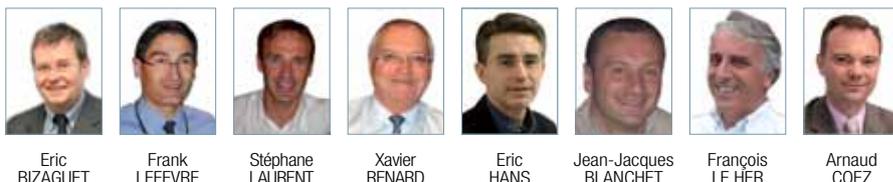
Abonnements, publicités et annonces

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

Dépôt Légal à date de parution

Septembre/Octobre 2014
Vol. 27 N°5
Imprimé par Simongraphic - Ormans

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



Membres du Collège National d'Audioprothèse



Membres honoraires du Collège National d'Audioprothèse



Membres Correspondants étrangers du Collège National d'Audioprothèse





Paul AVAN

Dans cette rubrique, d'assez nombreux plaidoyers ont été imprimés dans le sens d'une meilleure intégration de l'esprit de recherche dans la pratique professionnelle des métiers de l'audiologie, pour que nous nous réjouissons particulièrement de proposer un dossier consacré à l'activité de recherche en audition à l'Institut des Neurosciences de Montpellier (INM). En effet l'équipe animée par le Pr. Jean-Luc Puel mène des actions transdisciplinaires volontaristes, tout d'abord dans le domaine de l'enseignement de l'audioprothèse dans le cadre du diplôme national, et de l'audiologie expérimentale dans le cadre d'un master un peu pionnier et qui attire souvent des étudiants issus du monde de l'audioprothèse, soucieux de perfectionner leur formation. L'équipe de Jean-Luc Puel se distingue aussi par ses fortes interactions avec les équipes de cliniciens, la tradition de la collaboration scientifique fertile entre les Prs. Pujol et Uziel se prolongeant et se renforçant sans cesse.

L'occasion était belle de montrer comment art pédagogique et recherche de pointe se combinent à Montpellier et les chercheurs de l'équipe audition de l'INM se sont donnés du mal avec succès pour rendre abordables des informations complexes toutes fraîches issues de leurs derniers travaux, dont nos lecteurs ont pratiquement la primeur. A l'INM, une attention toute particulière est consacrée au nerf auditif et à l'équipement présynaptique qui code l'information auditive. Ainsi les modalités de codage de l'enveloppe temporelle d'un signal, dont on connaît maintenant toute l'importance pour l'extraction d'information par les malentendants et les patients implantés, sont-elles dévoilées par une approche de mesures très fines et exhaustives, sur fibres unitaires.

L'une des préoccupations de l'équipe audition de l'INM est aussi de faire le lien entre les anomalies éventuelles d'activités des neurones auditifs et leur traduction sur les tests non invasifs les plus couramment pratiqués chez le patient, les potentiels évoqués donc. De plus en plus d'attention est portée au fait que ces potentiels évoqués peuvent être pris en défaut par certaines pathologies, dont le résultat est alors sous-estimé alors que les effets perceptifs sont très délétères. Les mesures parallèles effectuées par potentiels évoqués et sur neurones illustrent le pourquoi de ces difficultés, et suggèrent des pistes efficaces de tests praticables chez le patient, et qui ne sous-estimeraient plus l'impact de certaines surdités. Nul doute que de tels tests passeront vite au stade de routine et amélioreront grandement notre compréhension de certains patients difficiles.

Enfin le dossier nous dévoile aussi un éclairage fascinant sur les circuits du langage, à partir de mesures peropératoires effectuées en neurochirurgie, en présence d'orthophonistes qui évaluent l'impact, pratiquement, de chaque coup de scalpel sur les capacités langagières du patient opéré éveillé. Des capacités très étonnantes des circuits à se réorganiser lorsqu'ils subissent des dommages assez lents, de la part d'infiltrations cellulaires anormales, sont également dévoilées par ces études sortant de l'ordinaire. En parallèle, l'interview de Jérôme Bourien nous permet d'en savoir un peu plus sur le master audiologie et troubles du langage et les motivations de ses étudiants. Un grand merci à l'équipe de l'INM donc, pour sa mobilisation à construire ce numéro spécial!

Paul AVAN

SONIC | charm.



4 ans
Garantie Fabricant

Naturel
simplement.

charm™

Innovante, avec ce qu'il faut de fonctionnalités et d'atouts essentiels, **Charm** offre un son vrai et naturel, une utilisation intuitive, des réducteurs de bruits efficaces et la connectivité sans fil. Charm est un produit Sonic qui, sous son apparente simplicité, cache une technologie reconnue qui fera tout naturellement l'unanimité auprès de ses utilisateurs. Ne résistez pas au Charm de Sonic et partagez des expériences positives avec vos patients!



www.sonicl.com
3, Allée des Barbanniers - CS4005
92635 Gennevilliers Cedex - Tél. +331 41 86 00 86

 **SONIC**
Everyday Sounds Better

LE MOT DU PRESIDENT DU COLLEGE



La profession d'audioprothésiste est en France une profession réglementée, c'est-à-dire que « son exercice requiert la possession d'un diplôme ou répond à une autre condition formelle de qualification » (glossaire du service public).

C'est partiellement pour cette raison, la seconde étant une formation professionnelle continue initiale de qualité, que la satisfaction des patients appareillés en France correspond à l'un des meilleurs taux de satisfaction quant à l'efficacité de la réhabilitation prothétique.

Cette efficacité risque aujourd'hui d'être remise en question pour plusieurs raisons.

En premier, par la possibilité pour un déficient auditif d'acquérir un amplificateur de sons sans respecter les conditions d'un choix prothétique adapté et efficace. Le gain fixe procuré par ce type d'amplificateur ne peut évidemment correspondre à la spécificité nécessaire à chaque malentendant. Ce manque évident d'adaptation est de plus renforcé par une absence réelle d'accompagnement, pourtant obligatoire dans notre loi de 1967, correspondant à l'éducation prothétique indissociable du choix prothétique car interdépendant avec celui-ci.

En second, par l'apparition d'une possibilité d'utilisation pour un déficient auditif d'un amplificateur non réglable sans passer par une analyse médicale quantitative et qualitative conduisant un diagnostic et la mise en place d'un éventuel traitement médical, chirurgical et éventuellement prothétique. Cette démedicalisation prévisible de la prise en charge prothétique pourrait conduire à une perte de chance pour les malentendants du fait du retard au diagnostic de certaines pathologies.

Tout devrait pourtant pousser les pouvoirs publics à privilégier les techniques les plus efficaces et les moins susceptibles d'échec car les études récentes montrent l'impact de la surdité sur l'apparition des troubles cognitifs liés à l'âge. Dans l'étude réalisée à Baltimore sur un suivi longitudinal d'impact du vieillissement, F. Lin indique que la baisse des performances cognitives pour une perte légère de 25 dB HL est équivalente à celle d'une personne plus âgée de 6,8 ans. De même, le risque de démence est presque doublé pour une perte auditive légère, triplée pour une perte auditive moyenne et multiplié par 5 pour une perte sévère. Le surcoût du traitement lié à l'accroissement des pathologies de type Alzheimer ou démence est chiffré en cas de retard à l'appareillage à plus de 50 milliards de dollars dans certaines études américaines.

Or l'efficacité d'un appareil auditif dépend de la précocité de l'appareillage, de l'efficacité de celui-ci et de son suivi permanent. Le fait de posséder un appareil auditif est tout à fait insuffisant pour une vie cognitive conservée. Il faut que celui-ci soit adapté à la vie sociale du patient, évolutif en fonction de la réaccoutumance aux bruits de fond,

que le patient bénéficie d'une éducation prophétique de qualité conduisant à l'acceptation du changement et au renforcement de l'habituance aux nouvelles conditions sonores.

L'appareil auditif n'est pas dans ce cadre un objet de consommation, mais un véritable dispositif médical.

Ces considérations conduisent notre profession à remettre en question l'arrêté du 13 août 2004 modifiant l'arrêté du 15 Février 2002 fixant la liste des marchandises dont les pharmaciens peuvent faire le commerce dans leur officine, les autorisant donc à vendre « les dispositifs médicaux à usage individuel, y compris les assistants d'écoute pré-réglés d'une puissance maximale de 20 décibels, à l'exception des dispositifs médicaux implantables ».

Il ne faut absolument pas y voir une attaque personnelle contre cette profession, dont la probité ne saurait être remise en question, car la démarche aurait été la même pour tout autre type de distribution.

Ayant d'ailleurs interrogé nombre d'entre eux, ils me confiaient que cette possibilité ne leur avaient pas permis d'acquérir les connaissances indispensables à la prise en charge de cette pathologie et surtout ne leur permettaient pas d'assurer le suivi technique indispensable, ce qui pourrait conduire certains de leurs clients à une insatisfaction qu'ils ne souhaitaient pas voir apparaître.

L'ouverture d'une prise en charge du malentendant non indiquée médicalement et non suivie par un professionnel formé initialement puis régulièrement en formation continue ne peut être tolérée d'un point de vue de la santé publique ce qui explique l'action en cours, hélas non suspensive, auprès des pouvoirs publics.

Pourtant, tout devrait conduire les pouvoirs publics à construire un projet commun avec notre profession en prenant en compte les progrès technologiques, nos besoins de formation et le respect des conditions d'une prise en charge efficace, indispensable à la qualité très opératrice dépendante de notre exercice professionnel.

Tout évolue et les différents des articles issus de la recherche des équipes du Professeur Jean-Luc PUEL de ce numéro en sont un exemple. Mieux comprendre nos patients pour mieux les appareiller, mais aussi pour mieux prédire leurs difficultés résiduelles afin de rendre toujours plus efficaces nos appareillages.

Cela sera le cas lors de l'EPU 2014 où le nombre d'inscrits n'a jamais été aussi grand, preuve de la croyance de notre profession en son avenir avec un exercice professionnel préservé et cohérent pour celui qui doit être le centre de nos préoccupations, le malentendant.

Eric BIZAGUET
Audioprothésiste D.E.
Président du Collège
National
d'Audioprothèse
LCA - 20 rue Thérèse
75001 Paris
eric.bizaguet@lcab.fr

> Dossier

L'activité de recherche à Montpellier

- 7** **Modèle de neuropathie auditive : vers de nouvelles méthodes d'exploration fonctionnelle du nerf auditif**
Charlène BATREL, Jean-Luc PUEL, Jérôme BOURIEN
- 10** **Codage de l'enveloppe temporelle d'un signal sonore par le nerf auditif**
Lucie BILLET, Florian HASSELMANN, Jean-Luc PUEL, Jérôme Bourien
- 14** **Détection dans le silence et dans le bruit**
Lucie BILLET, Jean-Luc PUEL, Jérôme Bourien
- 18** **La neuropathie auditive AUNA1**
Marie GUILLET, Jean-Luc PUEL, Régis NOUVIAN
- 22** **Récupération post-stimulation des fibres du nerf auditif**
Antoine HUET, Gilles DESMADRYL, Jean-Luc PUEL, Jérôme BOURIEN
- 26** **Les bases neurales du langage. Nouvel éclairage apporté par la cartographie cérébrale peropératoire**
Sylvie MORITZ-GASSER, Hugues DUFFAU
- 32** **Analyse d'une population de patients primo-appareillés**
Francois Dejean, Cathy-Anne Guyon - Amplifon France

Dossier Modèle de neuropathie auditive : vers de nouvelles méthodes d'exploration fonctionnelle du nerf auditif.



1 Introduction

Les neuropathies auditives sont diagnostiquées à partir de mesures physiologiques objectives montrant une préservation de la réponse des cellules ciliées externes (CCE) combinée à une absence ou une altération sévère des réponses neurales ¹. De récents travaux menés à l'université de Harvard et à l'université de Montpellier montrent que ce tableau fonctionnel n'est pas suffisant pour dépister toutes les neuropathies auditives. En effet, l'équipe du Professeur Liberman montre que chez le rongeur, les seuils auditifs évalués à partir des potentiels évoqués auditifs (PEA) peuvent être absolument normaux malgré la perte de 50% des fibres du nerf auditif ^{2, 3, 4}. De plus, l'équipe du Professeur Puel montre que l'amplitude du potentiel d'action composite (PAC) du nerf auditif, à l'origine de l'onde I des PEA, reste également normale malgré la perte de 25% de fibres auditives ⁹. L'objet de cette communi-

tion est de présenter brièvement les travaux menés dans l'équipe du Professeur Puel afin de décrire les limites des mesures physiologiques actuellement utilisées en clinique pour dépister les neuropathies auditives.

2 Résultats

Un modèle pharmacologique de neuropathie

Chez la gerbille, l'application d'une solution de ouabaïne dans la niche de la fenêtre ronde permet d'obtenir un modèle de neuropathie avec perte sélective de fibres du nerf auditif ⁵. En bloquant les pompes sodium-potassium, l'ouabaïne induit la mort cellulaire des fibres auditives avec un effet dose-dépendant. Dans la mesure où chaque fibre innerve une cellule ciliée interne au moyen d'une synapse à ruban, un moyen fiable pour évaluer le nombre de fibres auditives est d'observer le nombre de synapses par cellule ciliée interne (**Figure 1A**). Les comptages effectués chez des animaux normoentendants (**Figure 1B**) et chez des animaux exposés à 33 μ M de ouabaïne (**Figure 1C**) mettent en évidence une perte légère à modérée de fibres auditives chez les animaux exposés (perte dans les hautes fréquences avec -25% de fibres à 16 kHz, **Figure 1D**). Les enregistrements unitaires effectués chez les animaux normoentendants (**Figure 2A**) et chez les animaux atteints de cette neuropathie (**Figure 2B**) suggèrent que les fibres les plus touchées sont les fibres à basse activité spontanée (<0,5 potentiel d'action par sec), codant les hauts niveaux de stimulation ⁷.

Avec ce modèle de neuropathie, les produits de distorsion des otoémissions acoustiques (**Figure 3A**) montrent la préservation de la réponse des CCE. D'autre part, malgré la

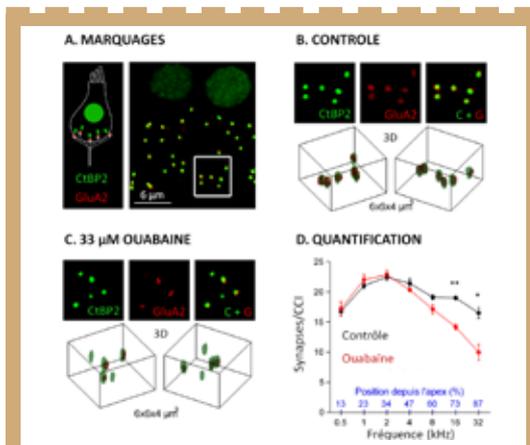


Figure 1 : Modèle de neuropathie par application de ouabaïne. A. Marquage des éléments pré- et post-synaptiques des synapses à ruban de la cellule ciliée interne (CCI). Gauche : Schéma représentant le marquage des récepteurs au glutamate (éléments postsynaptiques) avec un anticorps anti-GluA2 ainsi que le marquage des rubans synaptiques (éléments présynaptiques) et des noyaux des CCI avec un anticorps anti-CtBP2. Droite : Image acquise en microscopie confocale dans la région codant pour le 16 kHz (Cf. carte fréquentielle de la gerbille [6]). B, C. Juxtaposition des éléments pré- et post-synaptiques à l'aide d'une analyse tridimensionnelle chez des animaux normoentendants (B) et exposés à l'ouabaïne (C). Chez les animaux normoentendants 100% des éléments pré- et post-synaptiques sont juxtaposés, contre 80% chez les animaux exposés à l'ouabaïne. D. Nombre de synapses par CCI obtenu chez 4 gerbilles normoentendants (noir) et 4 gerbilles exposées à l'ouabaïne (une semaine après application de 33 μ M de ouabaïne, rouge). Dans les hautes fréquences, la différence entre les comptages «contrôle» et les comptages «33 μ M ouabaïne» est significative (*: $p < 0,05$, **: $p < 0,01$, Wilcoxon rank sum test) avec une moyenne de 25% de perte de synapses à 16 kHz.

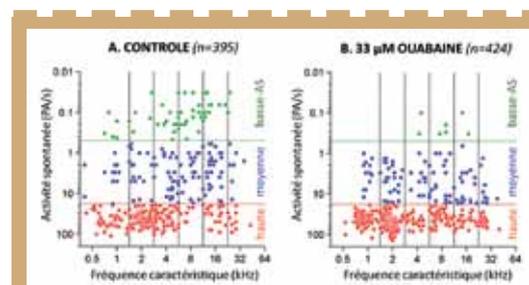


Figure 2 : Activité spontanée des fibres du nerf auditif chez des gerbilles normoentendants (A) et exposés à l'ouabaïne (B). Activité spontanée d'une fibre en fonction de sa fréquence caractéristique chez des animaux témoins (A, 395 fibres, 5 gerbilles) et traités (B, une semaine après application d'une solution 33 μ M de ouabaïne, 424 fibres, 4 gerbilles). Les fibres à haute (>18 PA/s), moyenne (0,5-18 PA/s) et basse (<0,5 PA/s) activité spontanée sont représentées respectivement en rouge, bleu, et vert.

**Charlène
BATREL,
Jean-Luc PUEL,
Jérôme BOURIEN**

Institut des
Neurosciences de
Montpellier
(Inserm U1051),
Université Montpellier 1

perte de fibres auditives, les potentiels d'action composites du nerf auditif sont parfaitement normaux, tant au niveau de leurs seuils (**Figure 3B**) que de leurs amplitudes (**Figure 3C-F**). Ces résultats montrent que le tableau fonctionnel utilisé en clinique pour dépister les neuropathies auditives manque de sensibilité.

Contribution des fibres auditives au potentiel d'action composite

Afin de comprendre pourquoi la disparition des fibres à basse activité spontanée est indétectable à l'aide du potentiel d'action composite du nerf auditif, nous avons enregistré simultanément l'activité unitaire des fibres auditives et le potentiel d'action composite. Expérimentalement, une électrode boule est implantée dans la niche de la fenêtre ronde de la cochlée (**Figure 4A**) afin d'enregistrer le PAC reflétant l'activité synchrone des fibres auditives. Ensuite, une microélectrode de verre est descendue dans le nerf auditif, à sa sortie du conduit auditif interne. A chaque fois qu'une fibre auditive est rencontrée, nous commençons par déterminer son activité spontanée et sa fréquence de meilleure sensibilité. Les enregistrements simultanés (PAC cochléaire - **Figure 4A** - et potentiels d'action (PA) de la fibre auditive - **Figure 4B**) sont ensuite effectués en réponse à des bouffées tonales de 10 ms présentées à la fréquence de meilleure sensibilité de la fibre. Ces bouffées tonales sont émises à 80 dB SPL, afin de recruter les fibres à bas et à haut seuils d'activation.

La Figure 5 présente les exemples représentatifs des réponses obtenues pour une fibre à basse (vert), moyenne (bleu) et haute activité spontanée (rouge). Lorsque l'on compare les instants d'occurrence des premiers PA évoqués par la stimulation (**Figure 5B** - points grossis) à la latence de l'onde N1 du PAC (**Figure 5A** - ligne verticale passant par N1), on constate que pour la fibre à basse activité spontanée (vert), les premiers PA évoqués par la stimulation sont retardés et peu synchronisés, tandis que pour la fibre à haute activité spontanée (rouge), les premiers PA évoqués par la stimulation sont bien synchronisés avec l'onde N1 du PAC.

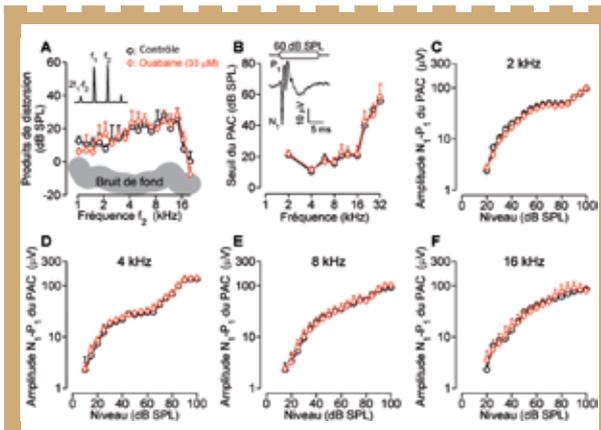


Figure 3 : Exploration fonctionnelle chez des gerbilles normo-entendantes (n = 7, courbes noires) et chez des gerbilles exposées à 33 µM de ouabaïne (n = 7, courbes rouges). A. Produits de distorsion acoustiques reflétant l'activité des cellules ciliées externes. B. Seuils auditifs relevés de 2 à 32 kHz avec le potentiel d'action composite (PAC). C-F. Amplitudes N1-P1 du potentiel d'action composite (PAC) enregistrées à 2, 4, 8, et 16 kHz en réponse à des bouffées tonales (1 ms de front de montée et de descente, 10 ms de durée, 11 stimulations/s).

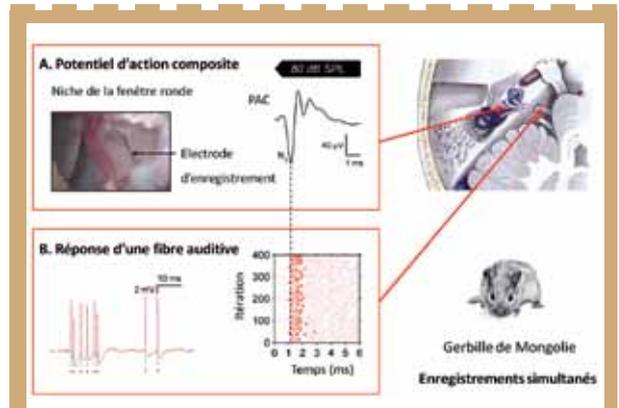


Figure 4 : Enregistrement simultané de l'activité unitaire d'une fibre et du PAC. Les enregistrements simultanés sont effectués en réponse à des bouffées tonales présentées à la fréquence de meilleure sensibilité de la fibre (exemple: 10 ms, 80 dB SPL, 7,127kHz, 400 présentations). A. Enregistrement du potentiel d'action composite à l'aide d'une électrode boule implantée dans la niche de la fenêtre ronde. Photo : à travers cette ouverture de la bulle tympanique, on observe le cadre osseux du tympan (à gauche), l'artère stapédienne (rouge), et la niche de la fenêtre ronde dans laquelle est située l'électrode boule et la membrane de la fenêtre ronde (zone plus sombre). B. Etude de la réponse synchrone d'une fibre auditive. Pour chaque présentation de la stimulation, les instants d'occurrence des potentiels d'action de la fibre sont représentés par un point rouge. Pour chacune des 400 présentations de la stimulation, le premier potentiel d'action évoqué par la stimulation est identifié par un gros point rouge.

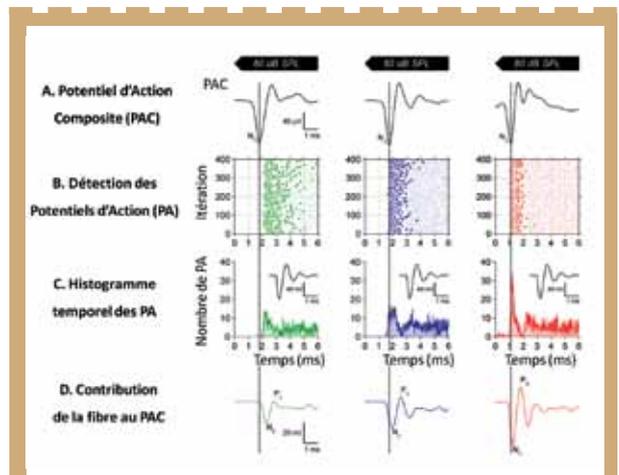


Figure 5 : Contribution des réponses unitaires au potentiel d'action composite. Le potentiel d'action composite du nerf auditif (A), recueilli à l'aide d'une électrode placée au contact de la cochlée, et les potentiels d'action unitaires d'une fibre auditive (B) sont enregistrés simultanément en réponse à une bouffée tonale (fréquence de meilleure sensibilité de la fibre: CF, 400 présentations, 80 dB SPL). Ces trois exemples représentent les réponses obtenues pour une fibre à basse activité spontanée (< 0.1 PA/s, CF = 4 kHz - vert), une fibre à moyenne activité spontanée (3 PA/s, CF = 4.237 kHz - bleu), et une fibre à haute activité spontanée (50 PA/s, CF = 7.127 kHz - rouge). Les potentiels d'action enregistrés au cours des 400 présentations de la stimulation permettent de construire un histogramme temporel reflétant le nombre de potentiels d'action apparus dans chaque intervalle de temps de 20 µs (C). En convoluant chaque histogramme temporel de décharge avec la forme d'onde correspondant à la contribution moyenne d'un potentiel d'action à l'activité de la fenêtre ronde (encart dans C, [8]), nous pouvons modéliser la contribution de chaque fibre au PAC (D).



Les réponses unitaires peuvent être représentées par leur histogramme temporel de décharge (**Figure 5C**) représentant le nombre de potentiels d'action détectés dans chaque intervalle de temps de 20 μ s. A partir de ces histogrammes temporels de décharges, nous pouvons utiliser la méthode décrite par Goldstein et Kiang⁸ pour modéliser la contribution de chaque fibre à la réponse enregistrée à la fenêtre ronde (**Figure 5D**). Quel que soit le mode de représentation de la réponse unitaire, les enregistrements simultanés mettent en évidence que les fibres à basse activité spontanée ont une très faible voire une absence de contribution à l'onde N1 du PAC. Une observation confirmée par l'absence de modification de l'amplitude des PAC (**Figure 3**) chez les gerbilles touchées par la perte de fibres à basse activité spontanée (**Figure 2**).

3 Conclusion

Ces résultats montrent que la réponse synchrone des fibres du nerf auditif (étudiée à partir du PAC du nerf auditif ou à partir de l'onde I des PEA) peut être parfaitement normale malgré la perte de 25% de fibres du nerf auditif. Cette observation s'explique par le fait que les fibres à basse activité spontanée, qui disparaissent dans ce modèle de neuropathie, sont peu synchronisées avec la stimulation. De nouvelles mesures physiologiques objectives, étudiant la réponse soutenue des fibres du nerf auditif, sont actuellement développées dans l'équipe du Professeur Puel afin de pouvoir évaluer la réponse des fibres impliquées dans le codage des niveaux supraliminaires.

4 Remerciements

Nous tenons à remercier l'entreprise Cochlear qui a financé la thèse CIFRE de Charlène Batrel. Sans oublier les membres de l'équipe du Professeur Puel, avec une pensée particulière pour Jing Wang, Gilles Desmadryl et Antoine Huet.

5 Bibliographie

1. Starr A, Picton TW, Sininger YS, Hood L.J, Berlin CI. (1996). «Auditory neuropathy», *Brain*, 119:741-753.
2. Kujawa SG, Liberman MC. (2009). «Adding Insult to Injury: Cochlear Nerve degeneration after «Temporary» Noise-Induced Hearing Loss», *J Neurosci*, 29, 45, 14077-85.
3. Lin HW, Furman AC, Kujawa SG, Liberman MC. (2011). «Primary Neural Degeneration in the Guinea Pig Cochlea After Reversible Noise-Induced Threshold Shift», *J Assoc Res Otolaryngol*, 12, 5, 605-16.
4. Furman AC, Kujawa SG, Liberman MC. (2013). «Noise-Induced Cochlear Neuropathy is Selective for Fibers with Low Spontaneous Rates», *J Neurophysiol*, 110, 3, 577-86.
5. Schmiedt RA, Okamura HO, Lang H, Schulte BA. (2002). «Ouabain application to the round window of the gerbil cochlea: a model of auditory neuropathy and apoptosis», *J Assoc Res Otolaryngol*, 03, 223-233.
6. Müller M. (1996). «The cochlear place-frequency map of the adult and developing mongolian gerbil», *Hearing Research*, 94, 148-156.
7. Liberman MC. (1978) «Auditory-nerve response from cats raised in a low-noise chamber», *J. Acoust. Soc. Am.*, 63(2), 1978.
8. Goldstein MH and Kiang NYS. (1958). «Synchrony of neural activity in electric responses evoked by transient acoustic stimuli», *J. Acoust. Soc. Am.* 30, 107-114, 1958.
9. Bourien J, Tang Y, Batrel C, Huet A, Lenoir M, Ladrech S, Desmadryl G, Nouvian R, Puel JL, Wang J. (2014) «Contribution of auditory nerve fibres to compound action potential of the auditory nerve», *J. Neurophysiol.* 112:1025-1039, 2014.



Dossier

Codage de l'enveloppe temporelle d'un signal sonore par le nerf auditif

**Lucie BILLET,
Florian HASSELMANN,
Jean-Luc PUEL,
Jérôme BOURIEN**

Institut des
Neurosciences
de Montpellier
(Inserm U1051),
Université Montpellier 1

1 Introduction

De nombreuses expériences psycho-acoustiques ont démontré que l'information portée par l'enveloppe temporelle d'un signal de parole est capitale pour assurer de bonnes performances de reconnaissance^{1,2}. Sur le plan physiologique, les mécanismes cochléaires de codage de l'enveloppe sont peu connus. Le but de ce travail a été de développer une

méthode électrophysiologique chez le rongeur, capable de mesurer la réponse du nerf auditif à des signaux modulés en amplitude. Le choix de l'animal s'est porté vers la gerbille, un rongeur qui vocalise beaucoup dans le cadre d'interactions sociales avec ses congénères. Sur le plan méthodologique, une macro électrode a été implantée dans la niche de la fenêtre ronde de la cochlée de gerbilles normo-entendantes permettant ainsi de mesurer la réponse du nerf à une bande de bruit modulée en amplitude par une enveloppe sinusoïdale. Nous avons ainsi pu étudier l'influence du niveau de stimulation, la profondeur de modulation (PM), la fréquence de modulation (FM), et la fréquence porteuse (FP). La mise au point de cette méthode est importante sur le plan fondamental car elle devrait permettre de mieux comprendre les mécanismes cochléaires de codage de l'enveloppe mais aussi sur le plan clinique dans le cadre des pathologies cochléaires humaines qui affectent le codage de l'enveloppe et donc la reconnaissance de la parole.

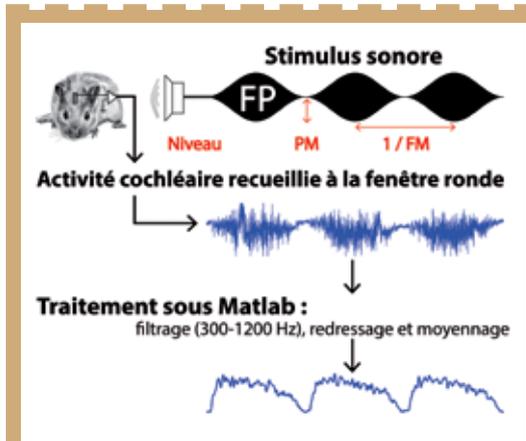


Figure 1 : Protocole d'enregistrement de la réponse du nerf à une bande de bruit modulée en amplitude. L'électrode implantée dans la niche de la fenêtre ronde est reliée à un plot placé sur le vertex de l'animal permettant ainsi des enregistrements chroniques. La stimulation acoustique est présentée en noir, les potentiels électrophysiologiques en bleu.

2 Résultats

Choix du modèle animal et protocole

Dans cette étude expérimentale, il était important de choisir un modèle animal qui vocalise pour espérer transposer les résultats à l'homme. Le rat et la souris par exemple qui vocalisent dans le domaine des ultra-sons ne convenaient évidemment pas pour cette étude. La gerbille présente l'intérêt d'avoir une bonne audition entre 250 Hz et 32 kHz et vocalise entre 5 et 20 kHz (soit la gamme aiguë de son champ auditif³). Une macro électrode a alors été implantée dans la niche de la fenêtre ronde de la cochlée de gerbilles

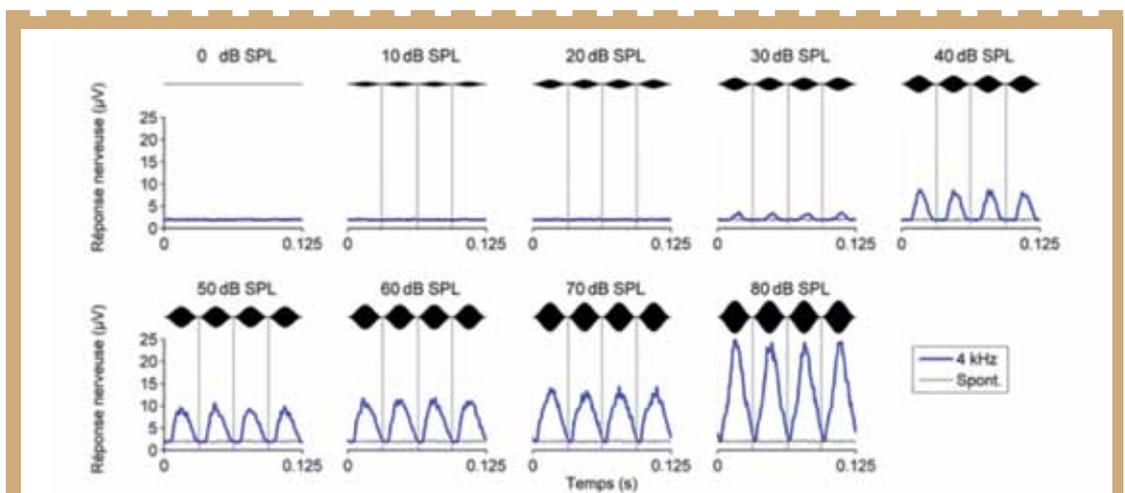


Figure 2 : Réponse nerveuse pour différents niveaux de stimulation. En haut de chaque graphique, une représentation de l'enveloppe du stimulus sonore : bande de bruit 1/3 d'octave centrée sur 4 kHz modulée en amplitude à une fréquence de modulation de 32 Hz et une profondeur de modulation de 100% pour différentes intensités sonores allant de 0 à 80 dB SPL par pas de 10 dB. En bleu, la réponse du nerf à la stimulation correspondante. La trace grise représente l'activité basale mesurée en absence de stimulation sonore.



normo-entendants dans le but de recueillir l'activité globale du nerf. Le stimulus était composé d'une bande de bruit d'un tiers d'octave centrée sur 4 ou 16 kHz, modulée en amplitude à 2, 4, 8, 16, 32, 64 ou 128 Hz (enveloppe sinusoïdale), avec une profondeur de modulation comprise entre 0 à 100%. Les réponses cochléaires étaient analysées temporellement de façon à extraire l'activité globale du nerf auditif (**Figure 1**).

Effet du niveau de stimulation

Pour évaluer l'effet du niveau de stimulation sur la forme de la réponse neuronale, nous avons considéré une bande de

bruit 1/3 d'octave centrée sur le 4 kHz, modulée en amplitude à 32 Hz (période de modulation = 31,25 ms) pour une profondeur de modulation de 100%. La **figure 2** montre un exemple représentatif de réponse nerveuse pour un niveau de stimulation variant de 0 à 80 dB SPL par pas de 10 dB. Entre 0 et 20 dB SPL, la réponse neuronale est insensible à la modulation et confondue avec l'activité basale en gris dans la figure 2. Cette activité basale reflète probablement l'activité spontanée des fibres du nerf auditif. À 30 dB SPL, une modulation d'enveloppe devient observable dans la réponse avec toutefois un retour à l'activité basale de plusieurs millisecondes (~15 ms) entre deux cycles consécutifs. Plus le niveau sonore augmente, plus l'amplitude de la réponse nerveuse augmente. Entre 50 et 60 dB SPL, la réponse est asymétrique avec un temps de montée plus court que le temps de descente ce qui pourrait s'expliquer par les propriétés d'activation rapide et d'adaptation des fibres du nerf auditif⁴. À 80 dB SPL, la forme de la réponse devient triangulaire et l'amplitude double en raison, probablement, d'un recrutement massif des fibres qui innervent la base de la cochlée.

Effet de la profondeur de modulation (PM)

L'effet de PM a été examiné en la faisant varier de 0 à 100% par pas de 20% (**Figure 3**). Pour PM = 0%, la réponse est constante que ce soit en 4 kHz (trace bleu) ou 16 kHz (trace rouge). La modulation d'enveloppe devient observable dans la réponse à partir de 20% mais uniquement à 16 kHz. Pour PM = 80%, l'activité du nerf suit plus fidèlement l'enveloppe temporelle à 16 kHz qu'à 4 kHz. Pour une profondeur

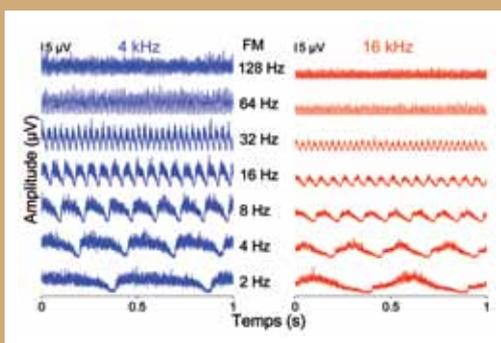


Figure 4 : Réponses nerveuses pour différentes fréquences de modulation. Les bandes de bruit étaient centrées sur 4 kHz (traces bleues) ou 16 kHz (traces rouges) et modulées en amplitude à 100% pour des fréquences de modulation comprise entre de 2 à 128 Hz (voir chiffre indiqué dans la marge).

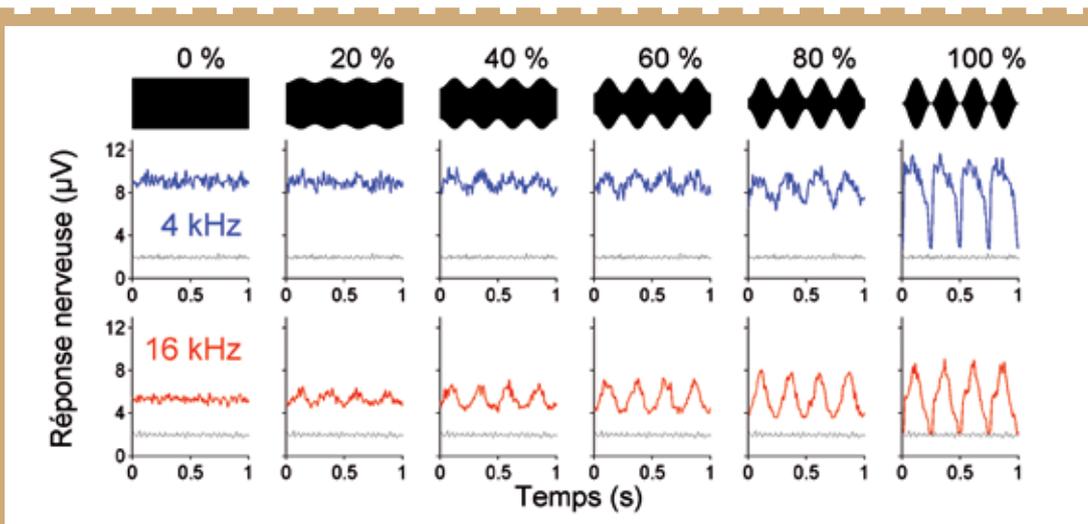


Figure 3 : Réponse du nerf auditif pour différentes PM pour une stimulation de l'apex (4 kHz, bleu) et de la base (16 kHz, rouge). En haut, en noir, la représentation du stimulus sonore : bande de bruit centrée sur 4 kHz (bleu) ou 16 kHz (rouge) modulée en amplitude avec FM = 4 Hz et à différentes PM allant de 0 à 100%. Le niveau de stimulation était de 60 dB SPL crête. En gris, sur chaque graphique, l'activité spontanée du nerf auditif (~2 µV).

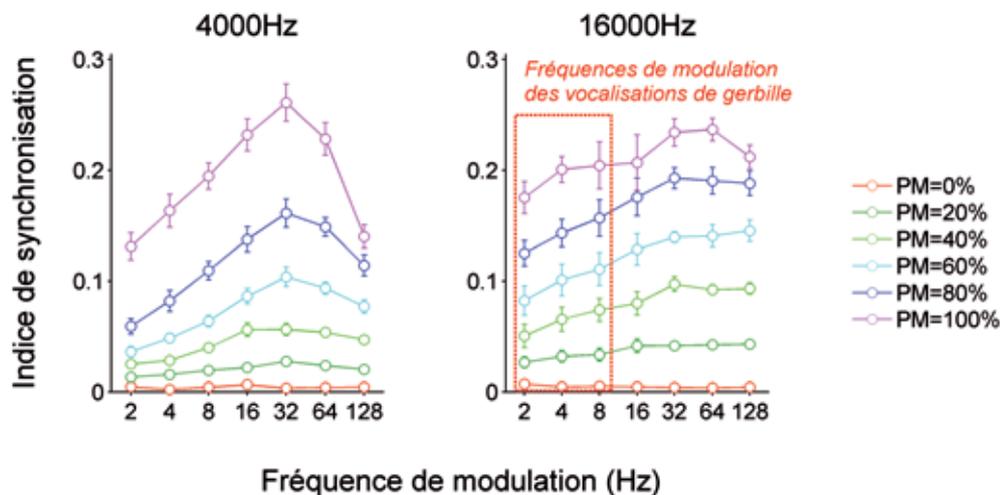


Figure 5 : Effet de la fréquence et de la profondeur de modulation sur l'indice de synchronisation. Stimulus sonore: FP = 4 kHz (gauche) et 16 kHz (droite), niveau = 60 dB SPL, modulé en amplitude à PM allant de 0 à 100% par pas de 20 %. Les barres d'erreur représentent l'erreur standard de la moyenne.

de modulation de 100%, la réponse devient asymétrique, surtout à 4 kHz, avec une activation rapide en début de cycle et une redescende plus lente en fin de cycle.

Effet de la fréquence de modulation (FM)

Pour évaluer l'effet de FM (Figure 4), nous avons considéré une bande de bruit centrée sur 4 kHz (tracés bleus) ou 16 kHz (tracés rouges) présentée à 60 dB SPL crête, pour PM = 100% et FM allant de 2 à 128 Hz. La réponse nerveuse suit la modulation d'enveloppe quelle que soit FM aussi bien à 4 kHz qu'à 16 kHz. En revanche, la forme de la réponse est clairement différente suivant que la portion de cochlée testée correspond au 4 kHz ou 16 kHz. À 4 kHz et pour FM < 32 Hz, la réponse croît très rapidement en début de cycle pour atteindre son amplitude maximale puis l'amplitude de la réponse diminue progressivement jusqu'à rejoindre l'activité spontanée du nerf auditif en fin de cycle. À 16 kHz, l'activité du nerf semble mieux suivre la modulation d'enveloppe notamment pour FM = 2, 4 et 8 Hz. Pour FM > 32 Hz que ce soit à 4 ou 16 kHz, la réponse semble suivre l'enveloppe temporelle de manière quasi sinusoidale, ceci étant dû à la cadence élevée du cycle de modulation qui devient probablement supérieure à la constante de temps de récupération post-stimulation des fibres du nerf auditif.

Indice de synchronisation

Pour mesurer le degré de synchronisation de la réponse nerveuse par rapport à l'enveloppe temporelle du signal de stimulation, nous avons calculé un indice de synchronisation⁵. Cet indice est compris entre 0 et 1 ; plus sa valeur augmente, plus la synchronisation est forte. Nous avons ensuite affiché la valeur de l'indice de synchronisation à 4 et 16 kHz, pour PM allant de 0 à 100% et FM allant de 2 à 128 Hz (Figure 5). Bien que la réponse à 16 kHz soit moins ample qu'à 4 kHz, la synchronisation est plus forte surtout pour FM = 2, 4, 8 Hz (voir le cadre noir dans la Figure 5), c'est-à-dire les fréquences de modulation des vocalisations de gerbille³.

3 Conclusion

Ce travail a permis d'étudier la réponse du nerf auditif de gerbille à une bande de bruit modulée en amplitude. Les résultats montrent que les fibres qui innervent la base de la cochlée et qui sont impliquées dans le codage des vocalisations, ont un indice de synchronisation supérieur à celui des fibres qui innervent l'apex notamment pour les fréquences de modulation des vocalisations (< 8 Hz). Ces travaux suggèrent qu'il existe probablement à un niveau très périphérique de la voie auditive, des mécanismes de codage fins de l'enveloppe temporelle. Les résultats obtenus ici à l'aide de cette nouvelle technique sont en accord avec les données acquises par la technique de l'enregistrement unitaire^{4,6} et offre l'avantage d'être beaucoup moins invasive et donc potentiellement applicable à l'homme à l'aide d'une approche de type électrocochléographie (ECoG).

4 Remerciements

Nous tenons à remercier le groupement Entendre qui finance la thèse de Florian Hasselmann ainsi que Boris Gourévitch (CNRS, Paris Sud) pour ses conseils.

5 Bibliographie

- Smith, Z.M., B. Delgutte, and A.J. Oxenham, Chimaeric sounds reveal dichotomies in auditory perception. *Nature*, 2002. 416(6876): p. 87-90.
- Shannon, R.V., et al., Speech recognition with primarily temporal cues. *Science*, 1995. 270(5234): p. 303-4.
- Ter-Mikaelian, M., M.N. Semple, and D.H. Sanes, Effects of spectral and temporal disruption on cortical encoding of gerbil vocalizations. *J Neurophysiol*, 2013. 110(5): p. 1190-204.
- Joris, P.X. and T.C. Yin, Responses to amplitude-modulated tones in the auditory nerve of the cat. *J Acoust Soc Am*, 1992. 91(1): p. 215-32.
- Eggermont, J.J., Temporal modulation transfer functions in cat primary auditory cortex: separating stimulus effects from neural mechanisms. *J Neurophysiol*, 2002. 87(1): p. 305-21.
- Cooper, N.P., D. Robertson, and G.K. Yates, Cochlear nerve fiber responses to amplitude-modulated stimuli: variations with spontaneous rate and other response characteristics. *J Neurophysiol*, 1993. 70(1): p. 370-86.

Road Show Phonak

2 décembre
8 janvier



Rejoignez notre aventure pour atteindre le succès !

Venez découvrir un nouveau chapitre dans l'histoire de l'innovation technologique de Phonak qui dévoile une gamme complète et convaincante de solutions auditives personnalisables.

Villes et dates

STRASBOURG, le mardi 2 décembre
LILLE, le mercredi 3 décembre
BORDEAUX, le lundi 8 décembre
TOULOUSE, le mardi 9 décembre
MONTPELLIER, le mercredi 10 décembre
AIX-EN-PROVENCE, le jeudi 11 décembre
LYON, le lundi 15 décembre
PARIS, le mardi 16 décembre
RENNES, le mercredi 17 décembre
NANTES, le jeudi 18 décembre
NICE, le mardi 6 janvier
PAU, le jeudi 8 janvier

Inscriptions



Internet : www.phonakpro.fr
Allez sur « Inscriptions Road Show »
dans le bandeau de droite



Email : marketing@phonak.fr
Précisez la ville où vous serez présent
ainsi que vos coordonnées



Téléphone : 0 821 02 7000
Demandez le service marketing



Dossier

Détection dans le silence et dans le bruit

**Lucie BILLET,
Jean-Luc PUEL,
Jérôme BOURIEN**

Institut des Neurosciences de Montpellier (Inserm U1051),
Université Montpellier 1
Hôpital Saint-Eloi,
80 rue Augustin Fliche.
34295 Montpellier

1

Introduction

La plainte majeure des malentendants est la difficulté de compréhension de la parole dans des atmosphères bruyantes (repas de familles, réunions animées, cocktail partie). Dans la majorité des cas, ces difficultés de compréhension reflètent une atteinte de l'oreille interne (cellules ciliées, strie vasculaire, neurones auditifs primaires) due à l'âge, ou à des problèmes génétiques ou environnementaux (prise de médicaments ototoxiques, exposition au bruit). Pendant des années, les chercheurs en audiologie ont cru que les cellules ciliées, en particulier externes (CCE), étaient plus fragiles que les neurones auditifs primaires (neurones ganglionnaires). Des travaux récents menés chez l'animal ¹⁻² attestent qu'il n'en est rien (**Figure 1**). En effet, ces études montrent que le nombre de cellules ciliées internes (CCI) reste quasi-stable au cours de la vie chez la souris et que le nombre de (CCE) ne commence à diminuer qu'à demi-vie (~80 semaines chez la souris). A l'inverse, la perte de neurones auditifs commence très tôt. La dégénérescence des neurones ganglionnaires progresse tout au long de la vie (0,25% par semaine chez la souris) pour atteindre ~35% de perte en fin de vie. Autrement dit, il existe un stade précoce du vieillissement cochléaire où les cellules ciliées sont intactes, alors que les neurones auditifs ont commencé à dégénérer.

Chez l'homme, l'observation post-mortem de cochlées montre un mécanisme similaire, à savoir une perte progres-

sive des neurones tout au long de la vie avec une bonne préservation des cellules ciliées jusqu'à 50 ans ³. Dès lors, la perte progressive des neurones auditifs pourrait être à l'origine de la difficulté de compréhension dans le bruit dont se plaignent les patients, alors que leur audiogramme reste quasi-normal. Ces observations « paradoxales » s'expliquent aisément si l'on admet que l'audiométrie totale teste uniquement l'intégrité des cellules ciliées externes, et qu'elle est complètement insensible à la perte des neurones auditifs.

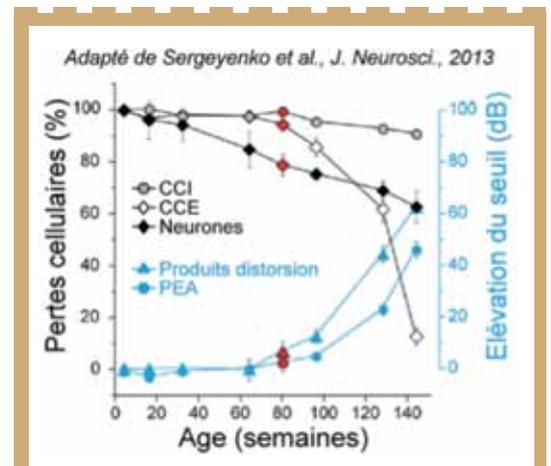


Figure 1 : Pertes cellulaires (CCI, CCE, neurones ganglionnaires) et élévation des seuils auditifs (produits de distorsion et potentiels évoqués auditifs précoces) chez la souris en fonction de son âge ¹.

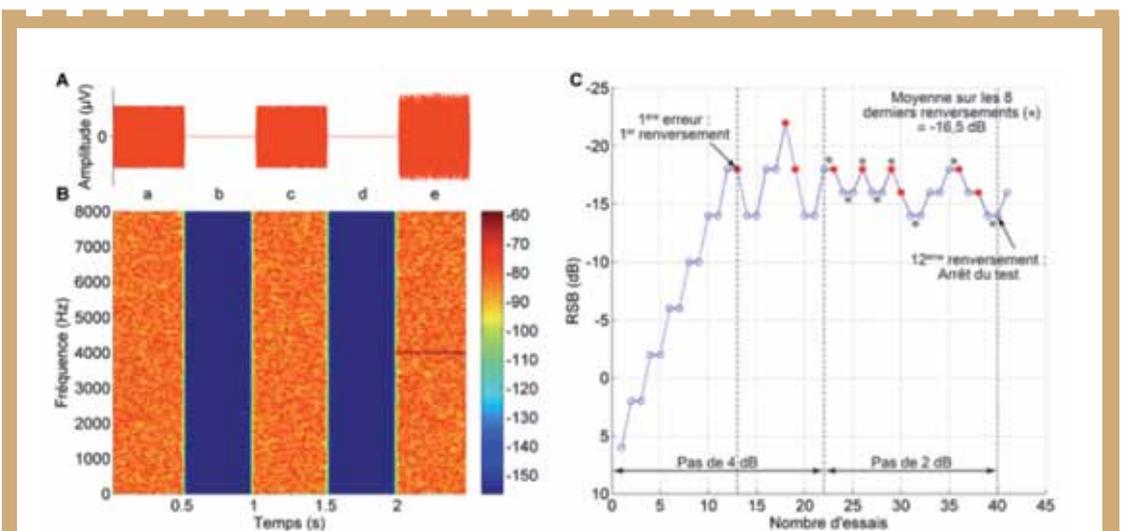


Figure 2 : Évaluation du RSB critique à l'aide d'une méthode 2-up/1-down. A, Représentation temporelle d'une séquence de trois sons de 500 ms séparés par 500 ms de silence. B, Spectrogramme de la séquence. a et c : bruit blanc seul; b et d : silence; e : bruit blanc + son pur de fréquence 4000 Hz (RSB = -6 dB). C, Entre l'essai 1 et 13, le sujet détecte facilement le son cible. Après le 14ème essai, le sujet commence à commettre des erreurs (points rouges). Au-delà du 4ème renversement, le pas de progression passe de 4 à 2 dB pour améliorer l'estimation. Le seuil de détection correspond à la moyenne des 8 derniers renversements (-16,5 dB).



Aussi, nous avons décidé d'évaluer la capacité de détection d'un signal dans le bruit sur un échantillon d'une centaine d'individus âgés de 13 à 85 ans ($n = 106$). Les individus dont l'âge était supérieur à 50 ans présentaient une presbyacousie classique sans antécédent de surexposition sonore. Pour chaque individu, nous avons mesuré son seuil auditif dans le silence puis la détection d'un signal dans le bruit à l'aide d'une méthode psycho-acoustique à choix forcé. Les scores étaient ensuite corrélés à l'âge des sujets. Comme attendu, les scores de détection dans le bruit se dégradent progressivement au cours du temps avec une accélération au-delà de 50 ans.

Ces résultats suggèrent fortement que la difficulté de compréhension dans le bruit provient de la perte progressive des neurones auditifs et non à la perte tardive des cellules ciliées.

2

Approche expérimentale

Pour évaluer les performances d'un individu dans un bruit, nous avons développé une approche psycho-acoustique à choix forcé de type 2-up/1-down^{4,5}. Cette méthode consiste à présenter une séquence de trois bruits blancs dont l'un des trois contient un son pur (Figures 2A, B). Le niveau acoustique du bruit était fixe (70 dB SPL) alors le niveau du son pur pouvait être au-dessus du bruit (rapport signal-à-bruit (RSB) positif) ou au-dessous du bruit (RSB négatif). L'ordre de présentation était aléatoire. Au début du test, le RSB est positif pour que le sujet détecte facilement le rang du son cible dans la séquence. À chaque fois que deux réponses positives étaient données consécutivement (2-up), le RSB diminuait mais à chaque fois qu'une réponse fautive est donnée (1-down), le RSB augmentait. Avec cette

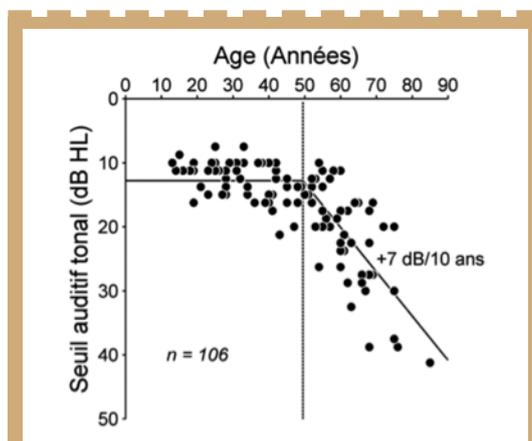


Figure 3 : Seuil auditif tonal moyen dans le silence en fonction de l'âge ($n = 106$). Chaque point représente un sujet. La courbe continue noire représente le modèle d'ajustement à deux pentes.

règle de progression simple, la valeur du RSB convergeait, sous forme d'une suite de renversements, vers la valeur asymptotique du RSB critique (Figure 2C). Le test s'arrêtait automatiquement après le 12^{ème} renversement. Le RSB critique était ensuite calculé en moyennant les RSB correspondant aux 8 derniers renversements.

Le test psycho-acoustique a été mis au point à l'occasion d'un mémoire de fin d'étude de Master « Audiologie et troubles du langage » en utilisant le logiciel Matlab (MathWorks) installé sur un PC portable. Les signaux étaient présentés au sujet à l'aide d'un casque acoustique TDH 39. Le sujet était placé face à l'écran de l'ordinateur qui délivrait les sons. Il pouvait ainsi facilement appuyer sur les touches du clavier pour indiquer ses réponses et suivre l'évolution de son score.

3

Résultats

La population était composée de 106 individus (58 femmes et 48 hommes) dont l'âge était distribué uniformément entre 13 à 85 ans (moyenne = 45,5 +/- 17 ans (écart-type), médiane = 47 ans). Avant de procéder au test de détection dans le bruit, une audiométrie tonale dans le silence à 500, 1000, 2000, et 4000 Hz était systématiquement réalisée chez chaque individu. Tous les tests ont été réalisés en monaural sur l'oreille droite.

Audition dans le silence

Le seuil auditif moyen dans le silence a été calculé pour les fréquences 500, 1000, 2000 et 4000 puis représenté en fonction de l'âge des sujets (Figure 3). Le nuage de points montre qu'à partir de 50 ans, le seuil auditif commence à s'élever. Pour évaluer plus finement l'effet de l'âge sur le seuil, un modèle d'ajustement non-linéaire utilisant deux segments de droite (une droite parallèle à l'axe des abscisses et une droite oblique) a été appliqué aux données. L'abscisse du point de cassure du modèle s'interprète comme l'âge à partir duquel le seuil auditif tonal s'élève significativement alors que la pente du segment oblique s'interprète comme la sévérité de l'élévation de seuil. D'après nos données, le seuil auditif moyen commence à s'élever à partir de 50 ans avec un facteur de pente de 0,7 dB/an, soit 7 dB tous les 10 ans.

Audition dans le bruit

Le seuil de détection dans le bruit a été mesuré pour un son pur de fréquence 500, 1000, 2000 ou 4000 Hz noyé dans un bruit blanc présenté à un niveau fixe de 70 dB SPL. La figure 4 montre le RSB critique obtenu pour les 106 sujets en fonction de leur âge aux 4 fréquences testées.

La valeur moyenne du RSB varie significativement en fonction de la fréquence du son pur utilisée. À 500 Hz, le RSB moyen des sujets jeunes est proche de -24 dB alors qu'il chute à -15 dB à 4000 Hz pour ces mêmes sujets (**Figure 4**). Ce résultat est lié à l'utilisation d'un bruit blanc qui masque plus les sons aigus que les sons graves compte tenu de son contenu spectral.

Un effet dépendant de l'âge a pu être aussi observé. En effet, le RSB augmente systématiquement avec l'âge avec une accélération au-delà de 50 ans. Pour quantifier cet effet, un modèle d'ajustement à deux segments obliques a été appliqué aux données. Cette analyse montre que le RSB se dégrade à raison de 0,3 dB tous les

10 ans avant 50 ans. Cette valeur qui peut sembler modeste est toutefois statistiquement significative ($p < 0,05$). De plus, il faut garder à l'esprit qu'1 dB de perte de RSB équivaut à peu près à 10% de perte d'intelligibilité en audiométrie vocale. Au-delà de 50 ans, le RSB se dégrade à raison de 1,5 dB tous les 10 ans. Il est intéressant de noter que cet effet est plus marqué à 4 kHz puisque la dégradation atteint 2,7 dB/10 ans.

■ Comparaison silence/bruit

Par comparer les performances dans silence et dans le bruit, nous avons normalisé et superposé les modèles d'ajustement obtenus dans ces deux conditions (**Figure 5**). Entre 0 et 50 ans, le seuil auditif dans le silence (courbe noire) ne varie pas alors que le seuil de détection dans le bruit s'élève de +0,3 dB tous les 10 ans, soit +1,5 dB à 50 ans. Ce profil s'explique facilement d'après les données expérimentales obtenues chez l'animal et décrites en introduction de cet article. En effet, le seuil auditif dans le silence, qui dépend surtout de l'intégrité des CCE, ne varie pas car les CCE ne disparaissent qu'après 50 ans. En revanche, la perte de performances jusqu'à 50 ans (0,3 dB/10 ans) ne peut s'expliquer que par la perte progressive de neurones auditifs. Au-delà de 50 ans, la diminution des performances dans le bruit (1,7 dB/10 ans) s'accélère probablement en raison de la perte cumulée des CCE.

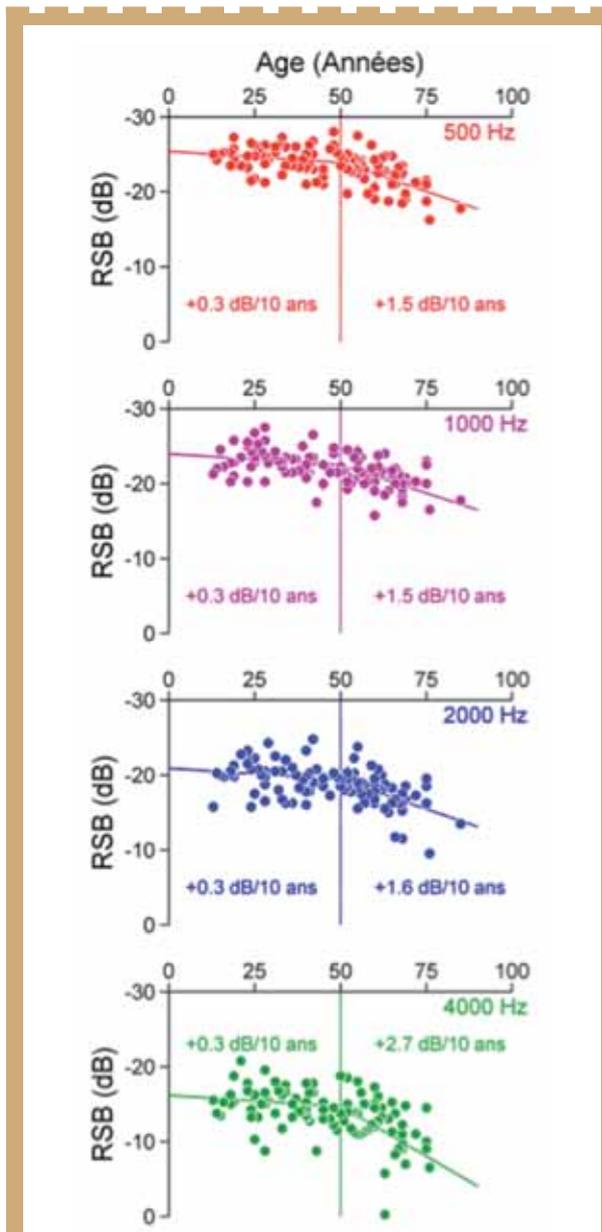


Figure 4 : Rapport Signal à Bruit critique des 106 sujets en fonction de leur âge pour les 4 sons purs testés : 500 (rouge), 1000 (violet), 2000 (bleu), 4000 Hz (vert). Dans chaque graphique, la courbe continue représente le modèle d'ajustement à deux segments obliques. La valeur numérique de la pente de chaque segment est affichée en dB/10 ans. La droite pointillée verticale représente la position de la rupture de pente.

4 Conclusion

Nous avons mesuré la capacité d'un individu à détecter un son pur dans le silence et dans le bruit. Nos résultats montrent que les performances dans le bruit commencent à se dégrader dès le plus jeune âge alors que les performances dans le silence restent stables jusqu'à 50 ans. Ce profil audiométrique peut s'expliquer par une perte sélective de neurones du nerf auditif qui commence dès le plus jeune âge comme le montrent des données expérimentales obtenues chez l'animal ^{1,2} et chez l'homme ³. La mise au point de ce type de méthode d'évaluation des performances dans le bruit est

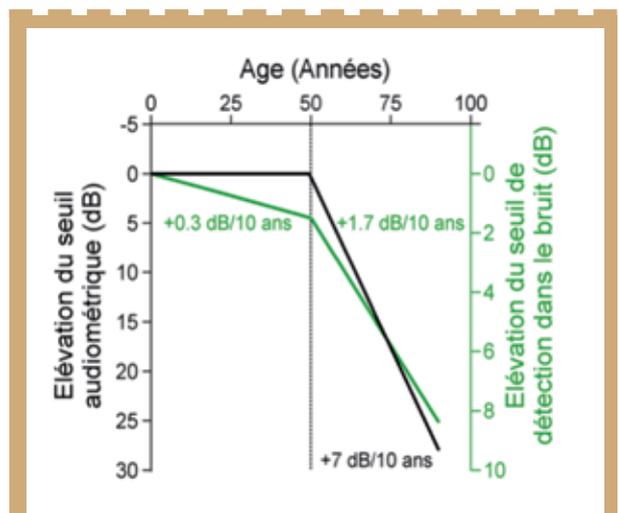


Figure 5 : Modélisation chez l'homme de la perte d'audition dans le silence (courbe noire, axe de gauche) et dans le bruit (courbe verte, axe de droite) en fonction de l'âge. Les valeurs numériques représentent la pente de chaque segment oblique. La courbe verte a été obtenue en regroupant les données présentées dans la figure 4.



cruciale, d'autant que la perte de neurones auditifs liée à l'âge s'accroît sous l'effet de surexpositions sonores modérées⁶ nommées probablement à tort « fatigue auditive ». L'effet cumulé du vieillissement et de surexpositions sonores répétées pourrait conduire à une dégradation importante des performances dans bruit malgré des performances dans le silence quasi-normales.

5

Remerciements

Nous tenons à remercier toutes les personnes qui ont accepté de passer les tests, Patrick Azema pour la calibration acoustique des tests et Régis Nouvian pour ses conseils.

6

Bibliographie

1. Sergeenko, Y., et al., Age-related cochlear synaptopathy: an early-onset contributor to auditory functional decline. *J Neurosci*, 2013. 33(34): p. 13686-94.
2. Kujawa, S.G. and M.C. Liberman, Acceleration of age-related hearing loss by early noise exposure: evidence of a misspent youth. *J Neurosci*, 2006. 26(7): p. 2115-23.
3. Makary, C.A., et al., Age-related primary cochlear neuronal degeneration in human temporal bones. *J Assoc Res Otolaryngol*, 2011. 12(6): p. 711-7.
4. Viemeister, N.F., Temporal modulation transfer functions based upon modulation thresholds. *J Acoust Soc Am*, 1979. 66(5): p. 1364-80.
5. Levitt, H., Transformed up-down methods in psychoacoustics. *J Acoust Soc Am*, 1971. 49(2): p. Suppl 2:467+.
6. Furman, A.C., S.G. Kujawa, and M.C. Liberman, Noise-induced cochlear neuropathy is selective for fibers with low spontaneous rates. *J Neurophysiol*, 2013. 110(3): p. 577-86.

 **Annuaire Français
d'Audiophonologie**



auditionTV

News | Interviews | Reportages



La 1^{ère} Web TV
dédiée au monde
de l'audition



accéder à
auditionTV

www.annuaire-audition.com 



Dossier

La neuropathie auditive AUNA1

Marie GUILLET,
Jean-Luc PUEL,
Régis NOUVIAN

Institut des
Neurosciences de
Montpellier
(Inserm U1051),
Université Montpellier 1

1 Introduction

Depuis une dizaine d'années, les cliniciens décrivent une nouvelle classe de surdités : les neuropathies auditives (Starr et al., 1991; 1996). D'un point de vue diagnostique, ces surdités se caractérisent par des altérations des potentiels évoqués auditifs précoces (absents ou désynchronisés) et des otoémissions (témoins de l'activité des cellules ciliées externes) normales. Les neuropathies auditives peuvent donc refléter une atteinte sélective soit des cellules ciliées internes (cellulopathie), soit des synapses entre les cellules ciliées internes et les fibres du nerf auditif (synaptopathie), soit des fibres auditives (neuropathie), voire une dégénérescence de la gaine de myéline recouvrant les fibres auditives (myélinopathie).

Récemment, l'équipe de Marcy Lesperance (Université du Michigan) a montré qu'une mutation ponctuelle dans la région 5' non traduite du gène humain DIAPH3 est responsable de la neuropathie auditive non syndromique AUNA1 (Greene et al., 2001; Kim et al., 2004; Schoen et al., 2010). De façon surprenante, la mutation de DIAPH3 provoque une surexpression anormale de la protéine Diaph3 (Schoen et al., 2010; 2013). Cette protéine fait partie de la famille des formines, dont la fonction est de réguler la nucléation de l'actine et des microtubules qui sont des constituants du cytosquelette cellulaire (Waller and Alberts, 2003). Cepen-

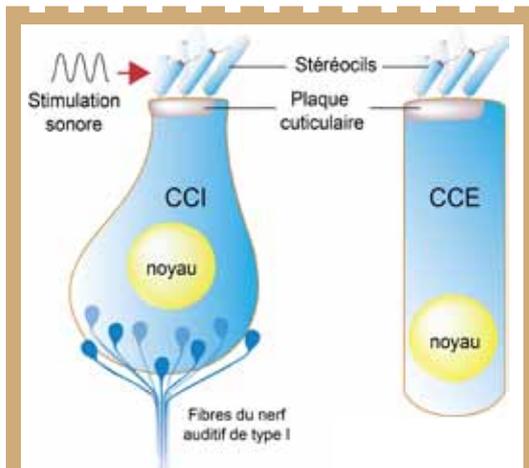


Figure 1. Schéma des cellules sensorielles de l'audition, cellule ciliée interne (CCI) et cellule ciliée externe (CCE). Les CCI transforment les ondes sonores en message nerveux et les CCE amplifient les stimulations acoustiques. Les cellules ciliées sont dotées d'un faisceau de stéréocils ancré dans la plaque cuticulaire. Les stéréocils sont reliés entre eux par des liens transversaux et contiennent des canaux de mécano-transduction (en rouge). La déflexion des stéréocils provoque l'ouverture de ces canaux et l'excitation (dépolérisation) des cellules ciliées. Les CCI sont innervées par les fibres du nerf auditif qui véhiculent le message nerveux jusqu'au système nerveux central.

nant, le rôle de Diaph3 dans la neuropathie auditive AUNA1 reste inconnu. L'objectif de notre projet de recherche est d'étudier les mécanismes moléculaires responsables de la neuropathie auditive AUNA1.

2 Résultats

Nous avons, dans un premier temps, enregistré les potentiels évoqués auditifs (PEA, **figure 2. A, B**). Les ondes obtenues reflètent l'activation synchrone des relais le long de la voie auditive ascendante. La mesure des PEA (**figure 2.C**) montre une élévation progressive des seuils auditifs sur toutes les fréquences de stimulation. En outre, on note une réduction d'amplitude des PEA (**figure 2.A, B**) quel que soit l'âge. En revanche, les produits de distorsions acoustiques (**figure 2.D**) sont identiques entre les souris sauvages et transgéniques ce qui traduit un fonctionnement normal des cellules ciliées externes (CCE).

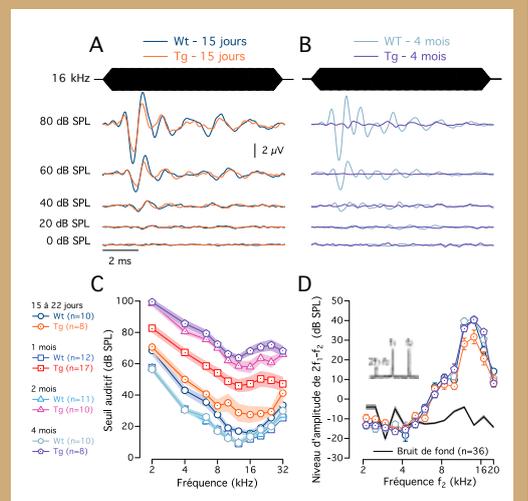


Figure 2. Les souris transgéniques présentent une neuropathie auditive progressive. (A-B) Potentiels évoqués auditifs (PEA) représentatifs évoqués par des bouffées tonales de 16 kHz (représentées au-dessus des courbes) pour différents niveaux sonores (0 à 80 dB SPL) enregistrés chez des souris sauvages (Wt) et transgéniques (Tg) âgées de 15 jours (A) et 4 mois (B). (C) Audiogrammes moyens des souris Wt et Tg âgées de 15 à 22 jours, 1 mois, 2 mois et 4 mois obtenus en reportant les seuils auditifs des PEA en fonction de la fréquence de stimulation (bouffées tonales de 2 à 32 kHz). (D) Les enregistrements des produits de distorsion acoustiques reflètent la non linéarité cochléaire qui résulte du bon fonctionnement des CCE. Le niveau d'amplitude du produit de distorsion 2f1-f2 est reporté en fonction de la fréquence de f2 chez des souris Wt et Tg âgées de 15 à 22 jours et 4 mois. La ligne noire indique le niveau du bruit de fond en l'absence de son. Les valeurs affichées sont les moyennes ± l'écart standard à la moyenne et n indique le nombre d'animaux testés.



Pour aller plus loin, nous avons mesuré l'activité des cellules ciliées et des fibres du nerf auditif en électrocochléographie (**figure 3**). Les potentiels cochléaires globaux sont enregistrés à l'aide d'une électrode placée sur la fenêtre ronde de la cochlée. Ainsi, toujours en réponse à une stimulation sonore, nous obtenons une réponse globale qui peut être filtrée afin d'en extraire 3 composants. Le potentiel microphonique (PM) reflète l'activité électrique des CCE. Celui-ci est comparable entre les génotypes, en accord avec la mesure des produits de distorsions acoustiques. Le potentiel d'action composite (PAC) reflète l'activation synchrone des fibres du nerf auditif et correspond à la première onde des PEA. En accord avec la mesure des PEA, on note une diminution de l'amplitude du PAC chez les souris transgéniques par rapport aux souris sauvages. Nous observons également une réduction drastique de l'amplitude du potentiel de sommation (PS), qui reflète l'activité des cellules ciliées internes (CCI). Ainsi, nos résultats indiquent une altération des CCI chez les souris transgéniques qui surexpriment la protéine Diaph3.

Pour étudier spécifiquement l'activité des CCI, nous avons mesuré l'exocytose du glutamate (**figure 4.A**) en utilisant la technique du patch-clamp (voir Nouvian et al., 2006). Celle-ci consiste à mesurer l'activité électrique d'une CCI grâce à une micropipette de verre accolée contre la cellule et reliée à un amplificateur (**figure 4.B**). Cette technique permet à l'expérimentateur de contrôler le potentiel de la cellule et en retour de mesurer les variations de courants selon la loi d'Ohm. En réponse à un saut dépolarisant, l'ouverture des canaux calciques sensibles au potentiel est reflétée en patch-clamp par un courant entrant ($I_{Ca^{2+}}$). L'amplitude de ces courants calciques sont identiques entre les deux génotypes. De plus, l'exocytose du glutamate qui en résulte,

reflétée en patch-clamp par l'augmentation de la capacité membranaire (Cm), est comparable entre les souris transgéniques et sauvages. Ces données indiquent que la surexpression de Diaph3 n'altère ni les canaux calciques ni l'exocytose.

Nous avons ensuite corrélié ces résultats fonctionnels au nombre de synapses. Pour ce faire, nous avons observé les

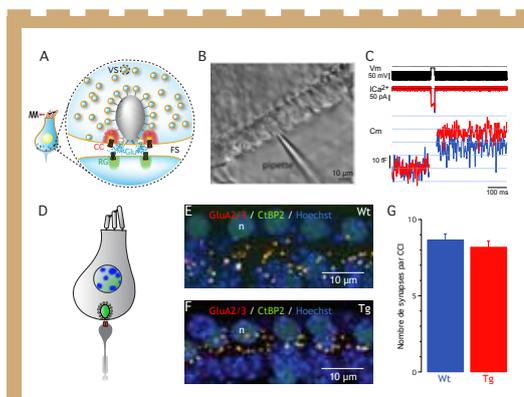


Figure 4. L'exocytose et le nombre de synapses à ruban sont semblables pour les souris sauvages (Wt) et transgéniques (Tg). (A) Agrandissement schématique d'une synapse entre CCI et fibre nerveuse lors d'une stimulation sonore. Le ruban synaptique (en gris) est entouré de vésicules synaptiques (VS) contenant le neurotransmetteur, le glutamate (Glu). La dépolarisation de la cellule ciliée active l'ouverture des canaux calciques (CC) et l'entrée en rouge du calcium dans la cellule entraîne la fusion des vésicules synaptiques à la membrane plasmique et la libération du glutamate dans la fente synaptique (FS). Le neurotransmetteur active alors les récepteurs au glutamate (RG) présents sur la fibre du nerf auditif qui se dépolarise à son tour. (B) Observation d'un organe de Corti en microscopie lors d'un enregistrement de patch-clamp. La pipette utilisée pour cette technique est accolée contre une CCI dont le corps cellulaire est visible parmi la rangée des CCI exposées. (C) Courant calcique ($I_{Ca^{2+}}$) et capacité membranaire (Cm) de cellules représentatives Wt (en bleu) et Tg (en rouge) en réponse à un saut de potentiel dépolarisant (Vm) de 20 ms à -10 mV. (D à F) Immunohistochimie chez des souris âgées de 1 mois. (D) Schéma d'une CCI qui présente les localisations des cibles des anticorps couplés à un fluorophore : l'ADN, dans le noyau, est marqué en bleu (Hoechst); CtBP2, marqué en vert, est une protéine localisée dans le noyau et son analogie avec un composant (Ribeye) du ruban présynaptique permet le marquage de ce dernier ; le récepteur postsynaptique au glutamate (GluA2/3) qui se situe sur la fibre du nerf auditif est marqué en rouge. (E, F) Projections d'images confocales d'organes de Corti représentatifs obtenus chez des souris Wt (E) et Tg (F). 'n' indique l'emplacement du noyau. (G) Analyse quantitative du nombre de synapses par CCI par l'observation de la juxtaposition des signaux verts (indicateurs des rubans) et des signaux rouges (indicateurs des récepteurs au glutamate) qui définissent la présence d'une synapse chez des souris Wt en bleu (A, C ; 8.67 ± 0.38 synapses par CCI, n=79 CCI issues de 3 souris) et Tg en rouge (B, C ; 8.19 ± 0.39 , n=92 CCI issues de 3 souris).

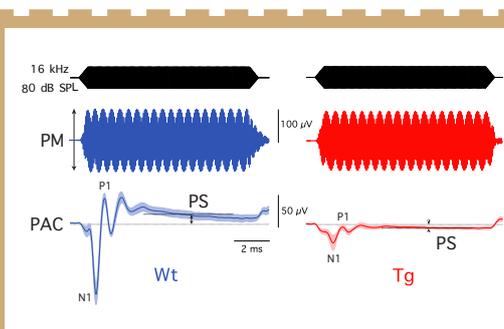


Figure 3. Potentiels cochléaires globaux enregistrés chez des souris sauvages (Wt, bleu) et transgéniques (Tg, rouge) âgées de 2 mois en réponse à une bouffée tonale de 16 kHz à 80 dB SPL.

Exemples représentatifs de potentiels microphoniques (PM) et moyenne des potentiels d'action composites (PAC) obtenus chez 9 souris Wt et 8 souris Tg (\pm l'écart standard à la moyenne). Le potentiel de sommation (PS) négatif des souris transgéniques traduit une altération du potentiel de récepteur des CCI.

synapses des CCI en microscopie confocale. Ici, l'utilisation d'anticorps couplés à des fluorophores et dirigés contre des protéines d'intérêt permet de les distinguer (**figure 4.D**). En accord avec nos résultats en patch-clamp, le nombre de synapses est similaire pour les souris sauvages et transgéniques (**figure 4.E**). Ainsi, nos données semblent exclure une atteinte des synapses des CCI à l'origine de AUNA1.

Les cellules ciliées sont dotées à leur partie apicale d'un faisceau de stéréocils qui contiennent un canal de mécano-transduction (figure 1). En réponse à une stimulation sonore, la déflexion des stéréocils provoque l'ouverture du canal de mécano-transduction entraînant alors la dépolarisation et l'excitation des cellules ciliées. Les stéréocils sont ancrés sur une plateforme, appelée plaque cuticulaire, connue pour être riche en actine. La protéine Diaph3 étant impliquée dans l'organisation des filaments d'actine, nous avons alors examiné la morphologie de la partie apicale des cellules ciliées en microscopie électronique à balayage. L'observation de la surface d'organes de Corti (**figure 5**) nous révèle, chez les souris transgéniques, un gonflement de la plaque cuticulaire des CCI associé parfois à une fusion des stéréocils. En revanche, la plaque cuticulaire des CCE est parfaitement normale. Ainsi, la surexpression de Diaph3 entraîne une atteinte sélective du pôle apical des CCI.

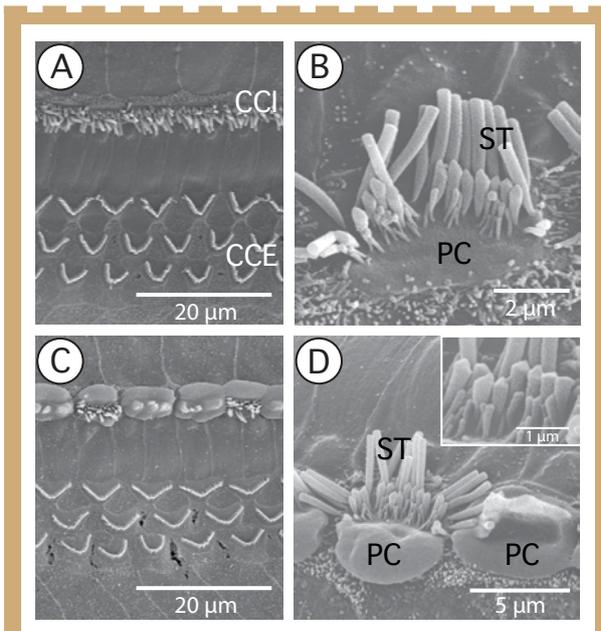


Figure 5. La plaque cuticulaire et les stéréocils des CCI sont altérés chez les souris surexprimant Diaph3. (A-D) Microscopie électronique à balayage de l'organe de Corti de souris Wt (A, B) et Tg (C, D) âgées de 1 mois, dans la région cochléaire codant les sons entre 16 et 32 kHz. (A) Organe de Corti d'une souris Wt d'apparence normale avec 1 rangée de CCI et 3 de CCE. (B) Agrandissement au niveau des stéréocils (ST) et de la plaque cuticulaire (PC) d'une CCI. (C) Les stéréocils des CCE sont bien organisés en 3 rangées chez cette souris Tg. En revanche, des altérations morphologiques sont visibles sur la rangée des CCI. (D) Observation d'un gonflement de la plaque cuticulaire de chaque CCI, les stéréocils sont quant à eux soit d'apparence normale (l'agrandissement permet de noter la présence d'un lien transversal) soit fusionnés et parfois absents.

3 Conclusion

L'ensemble de nos résultats montre que les souris qui surexpriment la protéine Diaph3 répliquent la surdité observée chez l'être humain, à savoir, une neuropathie auditive (altération des PEA et otoémissions intactes) avec baisse d'audition progressive. De plus, nos résultats démontrent que la surexpression de Diaph3 altère le pôle apical des CCI siège de la mécano-transduction. Ainsi, AUNA1 serait due à une cellulopathie auditive. L'atteinte de la mécano-transduction explique la réduction du potentiel de sommation (le potentiel de récepteur des CCI) et celle du potentiel d'action composite des fibres du nerf auditif.

4 Remerciements

Nous souhaitons remercier les membres de l'équipe du Professeur Puel, plus particulièrement ceux qui se sont investis dans cette étude : Marc Lenoir, Gaston Sendin, Michel Eybalin et Jérôme Bourien.

5 Bibliographie

- Greene, C.C., McMillan, P.M., Barker, S.E., Kurnool, P., Lomax, M.I., Burmeister, M., and Lesperance, M.M. (2001). DFNA25, a novel locus for dominant nonsyndromic hereditary hearing impairment, maps to 12q21-24. *Am J Hum Genet* 68, 254-260.
- Kim, T.B., Isaacson, B., Sivakumaran, T.A., Starr, A., Keats, B.J.B., and Lesperance, M.M. (2004). A gene responsible for autosomal dominant auditory neuropathy (AUNA1) maps to 13q14-21. *J Med Genet* 41, 872-876.
- Nouvian, R., Beutner, D., Parsons, T.D., and Moser, T. (2006). Structure and function of the hair cell ribbon synapse. *J Membr Biol* 209, 153-165.
- Schoen, C.J., Emery, S.B., Thorne, M.C., Ammana, H.R., Sliwerska, E., Arnett, J., Hortsch, M., Hannan, F., Burmeister, M., and Lesperance, M.M. (2010). Increased activity of Diaphanous homolog 3 (DIAPH3)/diaphanous causes hearing defects in humans with auditory neuropathy and in *Drosophila*. *Proc Natl Acad Sci USA* 107, 13396-13401.
- Schoen, C.J., Burmeister, M., and Lesperance, M. (2013). Diaphanous homolog 3 (Diap3) Overexpression Causes Progressive Hearing Loss and Inner Hair Cell Defects in a Transgenic Mouse Model of Human Deafness. *PLoS ONE* 8, e56520.
- Starr, A., McPherson, D., Patterson, J., Don, M., Luxford, W., Shannon, R., Sininger, Y., Tonakawa, L., and Waring, M. (1991). Absence of both auditory evoked potentials and auditory percepts dependent on timing cues. *Brain* 114, 1157-1180.
- Starr, A., Picton, T.W., Sininger, Y., Hood, L.J., and Berlin, C.I. (1996). Auditory neuropathy. *Brain* 119 (Pt 3), 741-753.
- Waller, B.J., and Alberts, A.S. (2003). The formins: active scaffolds that remodel the cytoskeleton. *Trends Cell Biol* 13, 435-446.



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

MED[®]EL



CONCERTO
Système d'implant
cochléaire



EAS[®]
Stimulation électrique
acoustique combinée



BONEBRIDGE[™]
Système d'implant
à conduction osseuse



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

hearLIFE

medel.com



Les dispositifs d'implants cochléaires MED-EL (CONCERTO, CONCERTO-PIN, OPUS2 et RCINDO) sont fabriqués par MED-EL GmbH, Autriche. Il s'agit de dispositifs de classe DMIA inscrits à la LPP sous les numéros 3415960, 3453357, 3471600. Ils portent le marquage CE (Numéro de l'organisme notifié : 0123). Indications : décrites dans l'arrêté du 2 mars 2009 (JORF n°0055 du 6 mars 2009) et dans l'arrêté du 30 Août 2012 (JORF n°0206 du 5 septembre 2012). Le dispositif d'implant d'oreille moyenne VIBRANT SOUNDBRIDGE[®] (V58) est fabriqué par Vibrant MED-EL GmbH, Autriche. Il s'agit d'un dispositif de classe DMIA non inscrit à la LPP. Il porte le marquage CE (Numéro de l'organisme notifié : 0123). Le VIBRANT SOUNDBRIDGE[®] (V58) est destiné à traiter les patients souffrant de pertes auditives de perception légères à sévères et de pertes auditives mixtes et de transmission après échec ou inefficacité d'un appareillage conventionnel par voie aérienne ou osseuse. Le dispositif d'implant actif à conduction osseuse BONEBRIDGE est fabriqué par Vibrant MED-EL GmbH, Autriche. Il s'agit d'un dispositif de classe DMIA non inscrit à la LPP. Il porte le marquage CE (Numéro de l'organisme notifié : 0123). Le BONEBRIDGE est destiné à traiter les patients souffrant de surdité de transmission ou mixte ou souffrant d'une surdité neurosensorielle unilatérale après échec ou inefficacité d'un appareillage conventionnel par voie aérienne ou osseuse. Lire attentivement la notice d'utilisation. Date de dernière modification : 01/2014. Vibrant MED-EL Hearing Technology 400, avenue Roumanille, Bât. 6 - CS 70062, 06902 Sophia Antipolis Cedex. Tel : +33 (0)4 83 88 06 00 Fax : +33 (0)4 83 88 06 01



Dossier

Récupération post-stimulation des fibres du nerf auditif

1

Introduction

La mécano-transduction de l'information sonore en message nerveux est assurée par les cellules ciliées internes (CCI) localisées dans l'organe de Corti (**figures 1a,b**). Chaque CCI est coiffée à son pôle apical de trois rangées de stéréocils et est innervée, dans sa partie basolatérale, par une dizaine de fibres du nerf auditif. Une fibre connecte une CCI au moyen d'une synapse à ruban (**figure 1.c**). Chaque ruban a pour fonction de libérer rapidement le neurotransmetteur (glutamate) dans la fente synaptique pour activer ensuite la fibre qui lui fait face. Une stimulation sonore entraîne une vibration de la membrane basilaire, le déplacement des stéréocils, la dépolarisation de la CCI, la libération du neurotransmetteur, l'activation des récepteurs au glutamate de la fibre, puis le déclenchement de potentiels d'action (**figure 1.d**). Les constantes de temps de réponse d'une fibre sont en partie déterminées par les propriétés de la synapse à ruban. Une anomalie de celle-ci (appelée synaptopathie), qu'elle soit de nature génétique (souris mutante sans ruban par exemple ¹) ou environnementale (surexposition sonore par exemple ²), altère son fonctionnement et entraîne une surdité.

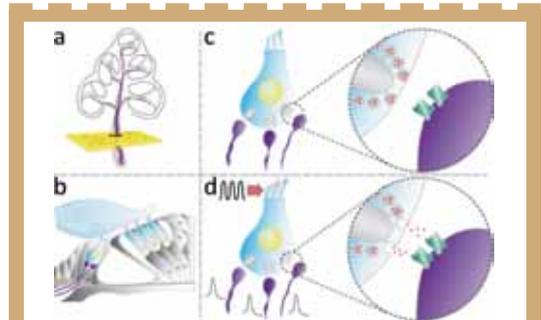


Figure 1 : Innervation des cellules ciliées internes par les fibres afférentes du nerf auditif. (a) Coupe transversale d'une cochlée avec au centre, en violet, les fibres du nerf auditif. Les fibres traversent l'os temporal, en jaune, pour atteindre les noyaux cochléaires. (b) Coupe transversale de l'organe de Corti avec les trois rangées de cellules ciliées externes et une rangée de cellules ciliées internes (CCI). (c) Innervation d'une CCI. (violet : terminaison synaptique, gris : ruban synaptique et son halo de vésicules chargées de glutamate). Grossissement : Le ruban synaptique concentre les vésicules de glutamate en face des récepteurs post-synaptiques (vert). (d) En réponse à une stimulation sonore, le glutamate (points rouges) libéré dans la fente synaptique active les récepteurs post-synaptiques (vert), dépolarise la fibre et déclenche un potentiel d'action.

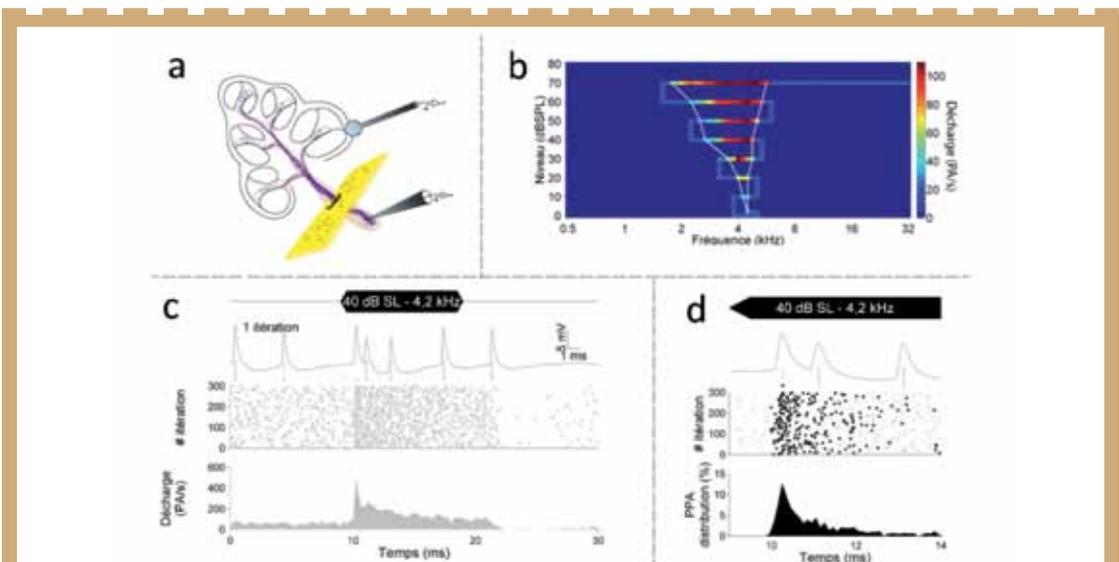


Figure 2 : Synchronisation de l'activité des fibres du nerf auditif en début de stimulation. (a) L'enregistrement unitaire consiste à descendre une micropipette à haute impédance au contact d'une fibre afin d'en enregistrer son activité électrophysiologique. L'électrode boule permet l'enregistrement du potentiel d'action composite du nerf auditif. (b) Courbe d'accord d'une fibre de cochon d'Inde de fréquence caractéristique 4,2 kHz et de seuil 2 dB SPL. Au début de l'expérience, l'expérimentateur fixe le niveau à 70 dB SPL et la fréquence du son pur à 32 kHz. En balayant le champ auditif de l'animal en fréquence et en réduisant progressivement le niveau, l'expérimentateur délimite le contour (courbe blanche) de la courbe d'accord de la fibre. Dans cette image, le taux de décharge de la fibre (exprimé en nombre de potentiels d'action par seconde, PA/s) est représenté par une échelle de couleur. (c) Activité de cette même fibre en réponse à une bouffée tonale présentée à sa fréquence caractéristique et à 80 dB SPL. Le tracé du haut montre la réponse à une présentation (7 potentiels d'action en 30 ms). L'instant d'occurrence des potentiels d'action est détecté et représenté par un point gris. Le nuage de points, en dessous, correspond aux instants d'occurrence des potentiels d'action de la même fibre pour 500 présentations. Le panel du bas correspond au peri-stimulus time histogram, c'est-à-dire au taux de décharge en fonction du temps. (d) Agrandissement des 5 ms faisant suite au début de la stimulation. Les points en noir correspondent au premier potentiel d'action (PPA) évoqué par la stimulation. Le panel du bas correspond à la distribution temporelle du PPA.

Antoine HUET,
Gilles
DESMADRYL,
Jean-Luc PUEL,
Jérôme BOURIEN

Institut des
Neurosciences
de Montpellier,
Inserm U1051



Lorsqu'une stimulation sonore est présentée de nombreuses fois à cadence élevée, la zone active qui entoure le ruban synaptique n'a pas le temps de se réapprovisionner en glutamate entre deux stimulations consécutives, ce qui entraîne une perte de synchronisation du premier potentiel d'action déclenché par la fibre en début de stimulation. Ce mécanisme porte le nom de récupération post-stimulation. Pour étudier ce mécanisme, une approche expérimentale consiste à enregistrer l'activité des fibres du nerf auditif pour différents intervalles de temps inter-stimulation. La constante de récupération post-stimulation vaut alors l'intervalle de temps inter-stimulation critique au-dessous duquel le degré de synchronisation des fibres se dégrade. Dans cette étude, nous avons évalué la récupération post-stimulation des fibres du nerf auditif en couplant des enregistrements de fibres unitaires et du potentiel d'action composite (PAC) du nerf auditif de cochon d'Inde pour des intervalles inter-stimulation compris entre 1280 et 10 ms.

2 Résultats

Protocole

Les expériences ont été réalisées sur des cochons d'Inde adultes. Le potentiel d'action composite (PAC) du nerf

auditif était enregistré à l'aide d'une électrode d'argent implantée dans la niche de la fenêtre ronde de la cochlée (**figure 2.a**, électrode ronde). L'activité unitaire des fibres était enregistrée dans le nerf auditif (après le conduit auditif interne) à l'aide d'une micropipette en verre fixée à un micromanipulateur motorisé et contrôlé par l'utilisateur (**figure 2.a**, électrode pointue). L'expérimentateur déterminait tout d'abord l'activité spontanée d'une fibre en absence de stimulation sonore. A l'aide d'un son pur continu, l'expérimentateur recherchait ensuite, par balayage en fréquence et en niveau, la fréquence pour laquelle le seuil d'activation de la fibre était le plus bas (**figure 2.b**). Cette manipulation qui met en évidence les contours de la courbe d'accord de la fibre permettait de déterminer sa fréquence caractéristique (FC) et son seuil.

Le PAC et l'activité de la fibre étaient ensuite enregistrés simultanément en réponse à une bouffée tonale (enveloppe trapézoïdale, temps de montée et de descente = 1 ms ; plateau = 8 ms ; nombre de présentations = 300) présentée à la fréquence caractéristique de la fibre, 40 dB au-dessus de son seuil. Pour chaque présentation, les potentiels d'action unitaires étaient automatiquement détectés puis présentés sous la forme d'un nuage de points et empilés verticalement suivant le rang de la présentation (**figure 2.c**). Avant la stimulation, le taux de décharge de la fibre est

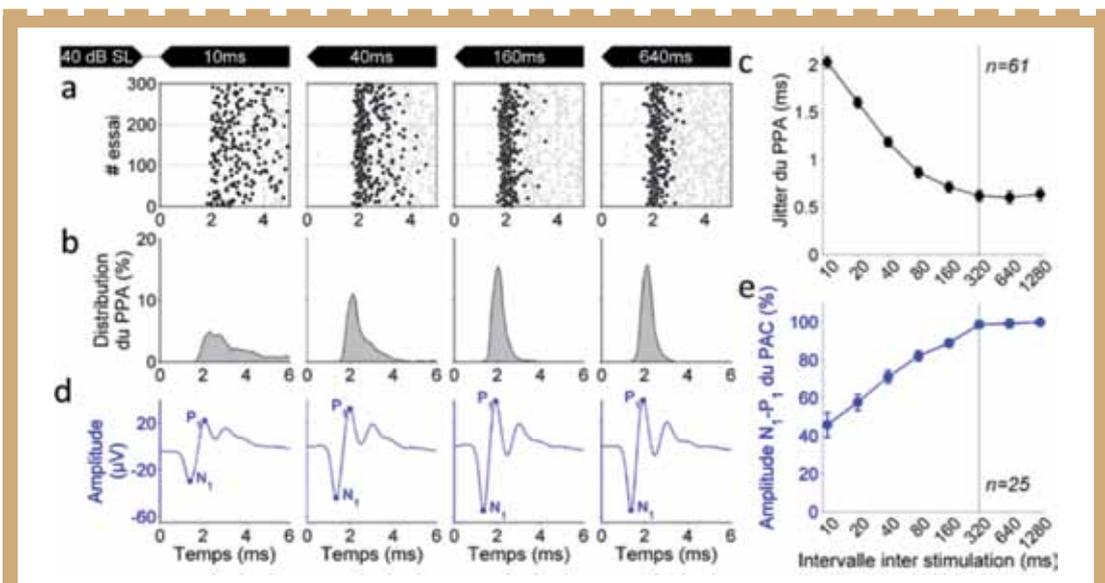


Figure 3 : Effet de l'intervalle inter-stimulation sur le degré de synchronisation des fibres du nerf auditif. (a) Les nuages de points correspondent à l'activité d'une fibre représentative, en réponse à une bouffée tonale présentée à des intervalles inter-stimulation de 10, 40, 160, et 640 ms. Pour chaque itération, le PPA était mis en évidence par un point noir. (b) Histogramme temporel du PPA des données présentées en (a). (c) Dispersion (jitter) du premier potentiel d'action (PPA) en fonction de la valeur de l'intervalle inter-stimulation (61 fibres). La ligne verticale représente la rupture de pente située à 320 ms. (d) Potentiel d'action composite du nerf auditif enregistré simultanément à l'activité de la fibre. N1 représente la première onde négative et P1 la première onde positive. (e) Amplitude du PAC en fonction de la valeur de l'intervalle inter-stimulation. L'amplitude est exprimée en % par rapport à la situation intervalle inter stimulation = 1280 ms. La ligne verticale représente la rupture de pente située à 320 ms.



proche de son activité spontanée (~35 PA/s). Pendant la stimulation, la fibre augmente rapidement son taux de décharge puis s'adapte. Après la stimulation, l'activité de la fibre chute au-dessous de son activité spontanée puis récupère progressivement en quelques dizaines de millisecondes (figure 2.c). Pour étudier plus finement le degré de synchronisation de la fibre, le temps d'occurrence du premier potentiel d'action (PPA) évoqué par la stimulation a été isolé puis analysé statistiquement. Pour ce faire, nous avons simplement calculé la dispersion temporelle du PPA (calcul de l'écart-type) aussi appelée jitter dans la littérature anglo-saxonne (figure 2.d).

Enregistrement unitaires

Pour étudier la récupération post-stimulation, nous avons répété cette analyse pour 61 fibres enregistrées chez 17 animaux, pour des intervalles inter-stimulation compris entre 10 et 1280 ms (soit des cadences de stimulation de 50 à 0,78 stimulation/sec, respectivement). Pour un intervalle de 1280 ms, la synchronisation du premier potentiel d'action est excellente et de l'ordre de 600 μ s car les fibres ont largement le temps de récupérer entre deux stimulations successives (figure 3.a-c). De 1280 à 320 ms, le degré de synchronisation reste stable. Au-dessous de 320 ms, la synchronisation du premier potentiel d'action se dégrade à raison de 400 μ s à chaque fois que la valeur de l'intervalle inter-stimulation est divisée par deux (figure 3.c), ou autrement dit, à chaque fois que la cadence de stimulation double.

Potentiel d'action composite du nerf auditif

Comme pour les enregistrements unitaires, l'amplitude du PAC (mesurée entre les ondes N1 et P1) est maximale pour des intervalles inter-stimulations supérieurs à 320 ms car le nerf auditif a le temps de récupérer entre deux stimulations successives (figure 3.d,e). Au-dessous de 320 ms, l'amplitude du PAC diminue rapidement à raison de 10% à chaque fois que la valeur de la cadence de stimulation double. Les courbes « en miroir » présentées dans les figures 3.c et 3.e montrent clairement que c'est le degré de synchronisation du premier potentiel d'action qui détermine l'amplitude du potentiel d'action composite du nerf auditif.

3

Conclusion

Le but de cette étude était d'évaluer expérimentalement la valeur de la constante de récupération des fibres du nerf auditif.

Deux types d'enregistrements ont été utilisés pour cela : i) l'enregistrement de fibres unitaires, considéré comme la méthode de référence, mais dont la mise en œuvre est lourde et inenvisageable chez l'être humain, ii) l'enregistrement du potentiel d'action composite du nerf auditif, une technique plus intégrée et potentiellement applicable à l'être humain (électrocochléographie).

Ces deux techniques complémentaires montrent que la constante de récupération post-stimulation des fibres est de l'ordre de 320 ms. Cette valeur mesurée ici chez le cochon d'Inde est conforme à la valeur trouvée chez le chinchilla^{3,4}, un autre rongeur utilisé en laboratoire.

D'un point de vue fondamental, cette valeur correspond au temps de réapprovisionnement en glutamate de la zone active qui entoure le ruban synaptique. Un dysfonctionnement de la synapse, appelée synaptopathie, entraîne une augmentation significative de cette constante de temps et donc un problème de surdité.

D'un point de vue clinique, et dans la mesure où l'onde N1 du PAC correspond à la première onde positive (P1) des potentiels évoqués auditifs (PEA) du tronc cérébral, il est donc tout-à-fait envisageable d'étudier la constante de temps de récupération post-stimulation du nerf chez l'être humain en utilisant les PEA.

Cette innovation permettrait de détecter la présence d'une synaptopathie chez l'homme, ce qui est impossible à déterminer avec les outils actuellement à disposition des cliniciens.

4

Bibliographie

1. Buran, B.N., et al., Onset coding is degraded in auditory nerve fibers from mutant mice lacking synaptic ribbons. *The Journal of neuroscience : the official journal of the Society for Neuroscience*, 2010. 30(22): p. 7587-97.
2. Kujawa, S.G. and M.C. Liberman, Adding insult to injury: cochlear nerve degeneration after «temporary» noise-induced hearing loss. *The Journal of neuroscience : the official journal of the Society for Neuroscience*, 2009. 29(45): p. 14077-85.
3. Relkin, E.M. and J.R. Doucet, Recovery from prior stimulation. I: Relationship to spontaneous firing rates of primary auditory neurons. *Hearing research*, 1991. 55(2): p. 215-22.
4. Relkin, E.M., J.R. Doucet, and A. Sterns, Recovery of the compound action potential following prior stimulation: evidence for a slow component that reflects recovery of low spontaneous-rate auditory neurons. *Hearing research*, 1995. 83(1-2): p. 183-9.

TRANSFORMEZ CE MOMENT TRANQUILLE EN UNE MERVEILLEUSE SOIRÉE



Dès novembre 2014

JUNA 9 | 7



bernafon[®]
Your hearing · Our passion



Dossier Les bases neurales du langage. Nouvel éclairage apporté par la cartographie cérébrale peropératoire

Sylvie MORITZ-GASSER^{1,2,3,4},
Hugues DUFFAU^{1,3,4}

- 1. département de neurochirurgie, CHU Montpellier
- 2. département de neurologie, CHU Montpellier
- 3. UFR Médecine, Université Montpellier 1
- 4. INSERM U1051, Institut des Neurosciences de Montpellier

1 Résumé

Depuis les travaux pionniers de la fin du 19^{ème} siècle, les bases neurales du langage ont longtemps été étudiées suivant une conception localisationniste, selon laquelle une fonction était attribuée à une zone cérébrale. L'avènement des nouvelles techniques d'imagerie cérébrale et les résultats d'études basées sur la cartographie corticale et sous-corticale peropératoire pratiquée lors d'interventions chirurgicales d'exérèse de tumeurs en condition éveillée ont largement remis en question cette conception. A l'image de l'architecture cognitive, une organisation cérébrale fonctionnelle du langage en réseaux distribués de zones corticales et sous-corticales interconnectées par des faisceaux d'association de substance blanche est ainsi mise en évidence, soulignant une conception hodotopique des bases neurales du langage. Ces nouveaux éclairages présentent d'importantes implications quant à la compréhension du connectome cérébral et des mécanismes de réorganisation fonctionnelle induits par la plasticité cérébrale en cas de lésion.

2 Introduction

La conception classique, localisationniste, de l'organisation cérébrale fonctionnelle du langage, et qui a prévalu depuis plus d'un siècle (Broca, 1861), doit être profondément repensée et améliorée. Cette réflexion est issue des observations cliniques, de l'étude des données de l'imagerie morphologique et fonctionnelle, et surtout de la cartographie corticale et sous-corticale peropératoire, pratiquée lors d'interventions chirurgicales d'exérèse de tumeurs en condition éveillée. L'éclairage apporté par ces techniques révèle une organisation infiniment plus complexe, aux niveaux cortical et sous-cortical, que celle proposée jusqu'alors. Il nous laisse entrevoir également l'incroyable pouvoir de réorganisation que possède notre cerveau en cas de lésion.

3 Rappels sur le langage

« Le langage humain est une des merveilles de la nature, puisqu'il constitue un système infini qui est maîtrisé par des Êtres aux capacités cérébrales limitées » S. A. Pinker, 1993

Le Larousse définit le langage comme « une faculté propre à l'Homme d'exprimer et de communiquer sa pensée au moyen d'un système de signes vocaux ou graphiques ».

Le lien privilégié entre pensée et langage n'est pas hiérarchique : le langage n'est pas simplement l'expression de la

pensée, la pensée n'utilise pas le langage comme simple véhicule, pensée et langage entretiennent des relations complexes bidirectionnelles, l'un influant sur le déploiement de l'autre dont il constitue in fine le fondement.

La parole, quant à elle, constitue la mise en œuvre individuelle du langage dans une langue donnée, par l'activation des organes phonateurs, selon des programmes moteurs articulaires déterminés.

L'étude du langage implique la connaissance de ses différents niveaux de traitement. En ce qui concerne le mot isolé, que l'on s'attache à étudier le pôle expressif (production) ou réceptif (compréhension) du langage, les niveaux de traitement impliqués sont les mêmes. En effet, pour étudier l'organisation fonctionnelle du langage, la dichotomie artificielle production vs compréhension n'a pas de sens car quel que soit le mode de traitement mis en œuvre, l'homme doit nécessairement activer ses représentations phonémiques, lexicales, sémantiques, syntaxiques, pragmatiques. A noter que cette activation est nécessaire mais non suffisante : l'activation d'autres fonctions cognitives est en effet indispensable au traitement du langage, celui-ci n'étant en aucun cas une fonction cognitive isolée mais bien une fonction interdépendante d'autres fonctions cognitives, mnésiques, attentionnelles et exécutives. La différence entre les deux modes de traitement (production vs compréhension) réside dans l'organisation de ces activations. Ceci ne signifie pas que ces activations soient strictement sérielles, mais au contraire qu'elles interagissent et que ces interactions excitatrices ou inhibitrices n'ont pas la même direction ni la même force selon qu'il s'agit de produire un message ou de le comprendre. En effet, la plupart des travaux actuels en neuropsychologie clinique et psychologie cognitive plaident plutôt en faveur d'un fonctionnement interactif, au moins partiellement, au sein

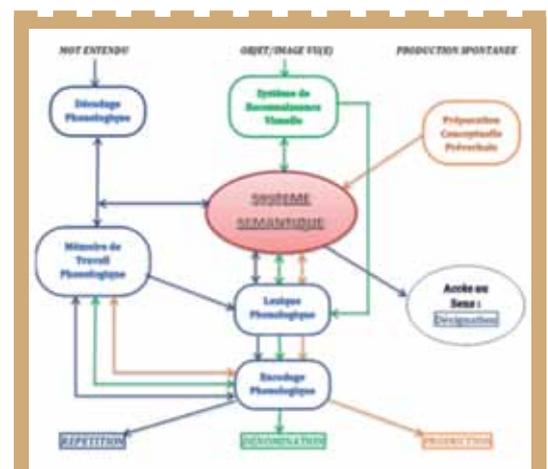


Figure 1 : Modèle psycholinguistique général de traitement du mot (adapté de Caramazza et al., 1986).



duquel les différentes connexions inter- et intra-niveaux peuvent être excitatrices ou inhibitrices.

Les différents modèles psycholinguistiques de production orale du mot, qu'elle soit spontanée (Roelofs, 1997; Levelt et al., 1999; Dell et al., 1997; Caramazza et Miozzo, 1997) ou contrainte (Ellis et al., 1992; Humphreys et al., 1988; Ferrand, 1997), dont l'organisation générale est schématisée ci-dessous (**Figure 1**), constituent des représentations théoriques partielles de cette fonction complexe qu'est le langage oral, précieuses pour son étude, mais artificielles puisqu'isolant la fonction langage de son environnement cognitif, indispensable à son fonctionnement, et de sa réalité physique. En effet, l'implémentation sur ordinateur de ces modèles ne saurait à elle seule garantir leur validité, ils doivent également pouvoir être implémentés sur le fonctionnement cérébral.

Produire ou comprendre un mot n'est pas une activité unitaire mais nécessite, comme toute activité cognitive, la mise en œuvre d'un réseau plus large que celui proposé dans les différents modèles, incluant notamment les mécanismes attentionnels (Van Zomeren et Brouwer, 1994), la mémoire de travail auditive-verbale (Baddeley et Hitch, 1994), et les fonctions exécutives (Luria, 1973; Fuster, 1993; Shallice et al., 1993).

Ainsi, un modèle valide se doit de pouvoir être implémenté sur le fonctionnement cérébral, ainsi qu'au sein du fonctionnement cognitif. Le modèle connexionniste de traitement parallèle et distribué (Mc Clelland, 1994) permet de rendre compte de la mise en œuvre d'un large réseau cognitif dans la production orale de mots, comme d'ailleurs dans toute activité langagière, ainsi que de l'activation parallèle des différents niveaux de traitements.

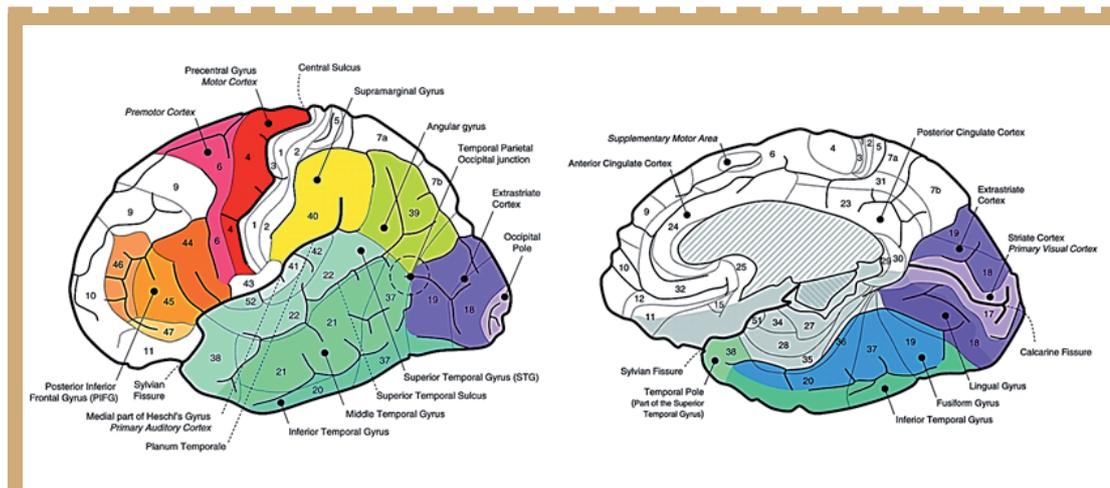


Figure 2 : Principales régions impliquées dans le traitement du langage. (Démonet et al., 2005)

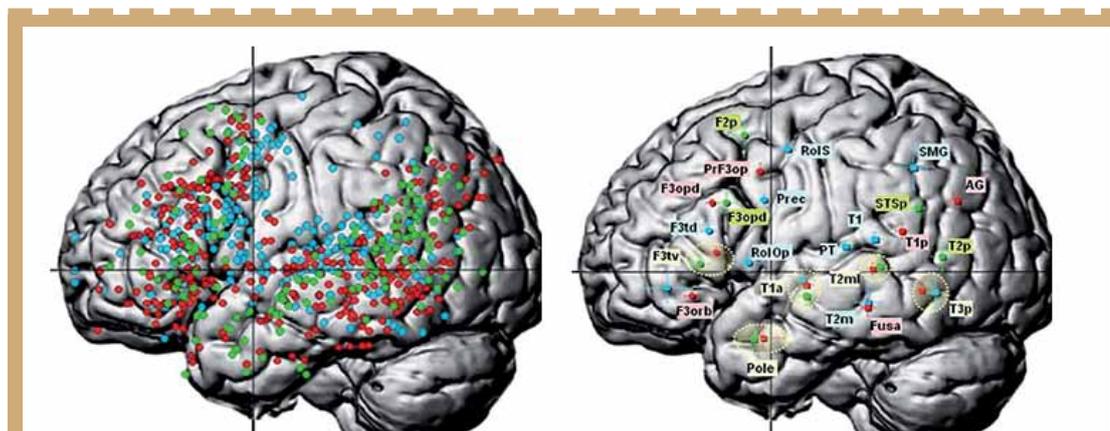


Figure 3 : Pics et clusters d'activation observés lors de différents types de traitement du langage : rouge=sémantique, bleu=phonémique, vert=syntaxique. (Vigneau et al., 2006)

4

Nouvel éclairage sur les bases neurales du langage

On l'aura compris, la conception classique –localisationniste– de l'organisation cérébrale fonctionnelle du langage, ne peut en aucun cas rendre compte de la complexité extrême de cette fonction cognitive.

Les résultats d'études basées sur l'imagerie fonctionnelle rapportent l'implication de nombreuses zones corticales dans les différents niveaux de traitement du langage (**Figure 2**), formant un vaste réseau fronto-temporo-pariétal, majoritairement gauche.

Les méta-analyses révèlent également l'existence d'une importante variabilité interindividuelle lors de différents types de traitement du langage (**Figure 3**).

Si le réseau cortical impliqué dans le traitement du langage est aujourd'hui bien renseigné grâce à de nombreuses études et méta-analyses basées sur l'imagerie fonctionnelle notamment (Démonet et al., 2005 ; Vigneau et al., 2006 ; Price, 2010 ; Binder et al., 2009), l'analyse de la connectivité sous-corticale de ce réseau a jusque récemment reçu moins d'attention. En effet, en dehors de l'imagerie du tenseur de diffusion (DTI), qui, rappelons-le, fournit des informations morphologiques et en aucun cas fonctionnelles sur l'organisation des faisceaux d'association de substance blanche, constitués par les axones des neurones et interconnectant des zones corticales inter- ou intra-hémisphériques, les différentes techniques d'exploration (IRM, IRMf, électrophysiologie) concernent uniquement l'étage cortical.

Tous les auteurs sont aujourd'hui en accord avec la proposition d'un modèle de traitement du langage, à l'image du traitement des informations visuelles (Underleider et Haxby, 1994), suivant une double voie (Hickok et Poeppel, 2004) : une voie ventrale, dédiée au traitement sémantique du langage et une voie dorsale, traitant les aspects phonémiques du langage, ces deux voies interconnectant entre elles des régions corticales essentielles dans les différents niveaux de traitement, et interagissant possiblement l'une avec l'autre.

Les substrats anatomiques sous-tendant ces deux voies ne sont en revanche pas clairement définis : si les études s'accordent quant au rôle essentiel du faisceau longitudinal supérieur (FLS), comprenant le faisceau arqué (FA), dans le traitement phonémique du langage, les corrélats anatomiques de la voie ventrale sémantique demeurent discutés.

5

Apports de la cartographie peropératoire

La cartographie cérébrale peropératoire (Duffau et al., 2002) permet, par l'application de stimulations électriques directes (SED) sur le parenchyme cérébral, de fournir des informations sur l'organisation fonctionnelle cérébrale individuelle, en temps réel, aux niveaux cortical et sous-cortical, avec une excellente résolution spatiale et temporelle. Cette technique, utilisée lors de chirurgies menées en condition éveillée auprès de patients présentant un gliome de bas-grade¹, et

1. Le gliome diffus de bas-grade est une tumeur cérébrale primitive pré-cancéreuse, lentement infiltrante. L'exérèse chirurgicale de cette lésion se doit d'être menée en condition éveillée car le gliome infiltre préférentiellement des structures hautement fonctionnelles pour le langage et les fonctions sensorimotrices. Le cerveau ayant la particularité de ne pas ressentir la douleur, le patient est donc réveillé après l'ouverture de la boîte crânienne afin de participer aux tests proposés.

permettant de maximiser l'exérèse de la lésion tout en préservant l'intégrité des réseaux cérébraux fonctionnels, donc en maintenant la qualité de vie du patient, constitue en outre un paradigme inégalable d'étude du fonctionnement cérébral : alors que le patient est réveillé après l'ouverture de la boîte crânienne, des tests -de langage notamment- lui sont administrés par un orthophoniste pendant toute la durée de l'exérèse de la tumeur au cours de laquelle le chirurgien s'assure du caractère fonctionnel ou non de zones corticales et sous-corticales par l'analyse fine des réponses du patient aux SED. Si une zone est jugée fonctionnelle, car sa SED entraîne un trouble reproductible, elle est alors préservée.

L'exérèse est terminée lorsque les limites fonctionnelles sont atteintes, c'est-à-dire lorsque toute SED autour de la cavité entraîne un trouble reproductible. En ce qui concerne la parole et le langage, le patient est notamment soumis à une épreuve de dénomination orale d'images, et les troubles observés peuvent être un speech arrest (blocage de la parole), une anarthrie, un manque du mot, l'emploi de paraphrasies phonémiques ou sémantiques, une persévération, un délai de réponse. D'autres épreuves peuvent être proposées, en fonction de la localisation de la tumeur (lecture, fonctions visuo-spatiales, fonctions motrices, cognition sociale).

Il est ainsi possible de dresser une véritable cartographie cérébrale fonctionnelle individuelle, et de souligner l'extraordinaire pouvoir de réorganisation fonctionnelle du cerveau en présence d'une lésion infiltrante lentement évolutive (Duffau et al., 2002 ; Duffau, 2005). En effet, le caractère lentement évolutif du gliome de bas-grade permet, grâce à la neuroplasticité, une réorganisation cérébrale des réseaux fonctionnels extrêmement efficace (Duffau, 2014a). Si une variabilité interindividuelle est ici aussi mise en évidence, un certain nombre de sites corticaux et sous-corticaux sont systématiquement retrouvés comme étant essentiels, ou impliqués au sein d'un réseau, dans différents niveaux de traitement de la parole et du langage. Parmi ceux-ci, on retrouve la plupart des sites corticaux, fronto-temporo-pariétaux, rapportés dans les études basées sur l'imagerie fonctionnelle. Citons notamment l'implication essentielle, au sein de l'hémisphère gauche, du cortex prémoteur ventral dans l'articulation de la parole, sa SED entraînant systématiquement un speech arrest, le rôle fondamental de l'aire motrice supplémentaire dans l'initiation de la parole, du gyrus supramarginal et temporal postéro-supérieur dans le traitement phonémique, du gyrus angulaire et temporal postéro-moyen dans le traitement sémantique (Duffau, 2008). Il est intéressant de souligner ici que, selon une étude récente basée sur la cartographie peropératoire chez 165 patients (Tate et al., 2014), la SED de l'aire de Broca n'engendre pas de speech arrest, ce qui remet radicalement en cause le rôle prétendu depuis des décennies de cette structure corticale dans la production de la parole. Ainsi, l'implication de l'aire de Broca dans le langage concernerait plutôt les traitements supramodaux de haut niveau.

En ce qui concerne les faisceaux d'association de substance blanche, la SED du faisceau longitudinal supérieur, faisceau d'association connectant des structures corticales frontales inférieures, pariétales inférieures et temporales postérieures, supérieures et moyennes, entraîne systématiquement des troubles articulaires (partie latérale antérieure du faisceau) ou phonémiques (partie arquée du faisceau), soulignant le rôle essentiel de ce faisceau dans le traitement phonémique du langage et permettant de confirmer qu'il constitue le substrat anatomique de la voie dorsale de traitement du langage (Duffau, 2008 ; Catani et al., 2005).

Quant à la voie ventrale, sémantique, elle serait sous-tendue anatomiquement par une voie directe indispensable et non-compensable, et une voie parallèle indirecte, nécessaire mais compensable en



cas de lésion (Duffau et al., 2013 ; Moritz-Gasser et al., soumis). Les résultats d'études en cartographie peropératoire permettent de proposer le faisceau fronto-occipital inférieur (IFO), dont la SED entraîne systématiquement des troubles sémantiques (Duffau et al., 2005; Moritz-Gasser et al., 2013; Almairac et al., 2014) (**Figure 4**), comme substrat anatomique de la voie ventrale sémantique directe, permettant une intégration et un contrôle permanent du traitement sémantique plurimodal. Ce faisceau d'association est par ailleurs subdivisé en deux couches fonctionnelles (Duffau et al., 2013): une couche superficielle dont la SED entraîne des troubles sémantiques verbaux (paraphasies lors d'une tâche de dénomination) et une couche profonde dont la SED entraîne des troubles sémantiques amodaux (échec lors d'une tâche d'association sémantique non-verbale). Cette ségrégation fonctionnelle est confirmée anatomiquement par des études en dissection et en tractographie (Martino et al., 2010; Sarubbo et al., 2013 ; Caversazi et al., 2014).

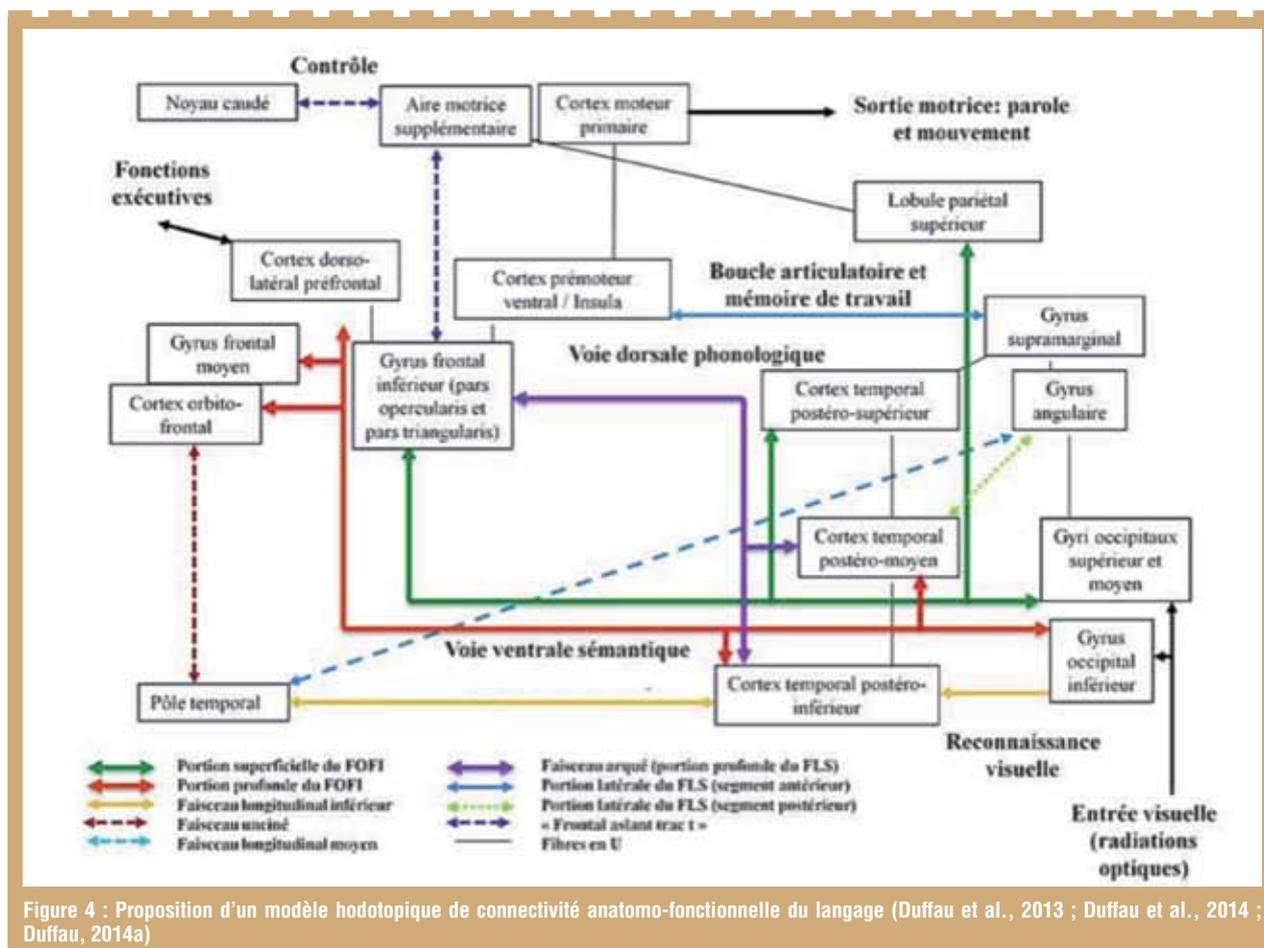
Il est intéressant de noter que ce long faisceau d'association bidirectionnel parcourant le cerveau d'avant en arrière, du lobe occipital et de zones temporo-basales et pariétales postérieures au cortex orbitofrontal et préfrontal dorsolatéral, semble ne pas exister chez le primate non-humain (Catani et al., 2002 ; Catani et Thiebaut de Schotten, 2008), et pourrait donc constituer, d'un point de vue phylogénétique, le faisceau proprement humain permettant d'utiliser le langage dans toutes ses fonctions et d'appréhender le monde et notre existence au sein de celui-ci (Moritz-Gasser et al., 2013). Une voie ventrale indirecte, sous-tendue par le complexe faisceau longitudinal inférieur/faisceau unciné (FLI/FU), et permettant de

connecter des structures occipitales et temporo-basales à la partie antérieure, latérale et médiale, du lobe temporal (FLI) (Catani et al., 2003) et le cortex temporal antérieur aux régions orbitofrontales (FU) (Catani and Thiebaut de Schotten, 2008; Catani et al., 2002), est également mise en évidence comme étant nécessaire-mais compensable en cas de lésion- dans le traitement lexico-sémantique et notamment dans l'intégration de la valence émotionnelle des mots (Moritz-Gasser et al., soumis). Un traitement sémantique harmonieux, riche et complet ne saurait donc être accompli sans l'intégration de l'activité synchrone des voies ventrales directe et indirecte.

Ainsi, l'utilisation du langage nécessite l'implication parallèle et interactive d'une voie ventrale, sémantique, et d'une voie dorsale, phonémique, interconnectant un vaste réseau de zones corticales distribuées au sein de l'hémisphère gauche².

Les éclairages apportés par les études basées sur la cartographie cérébrale peropératoire permettent ainsi de proposer un modèle anatomo-fonctionnel hodotopique de traitement du langage (Fig.4), témoignant de l'organisation cérébrale extrêmement complexe de cette fonction cognitive (Duffau et al., 2013 ; Duffau et al., 2014 ; Duffau, 2014a).

2. L'hémisphère droit participe aussi au traitement du langage, dans ses fonctions pragmatiques notamment, mais la participation de l'hémisphère gauche est très nettement majoritaire en ce qui concerne les aspects formels du langage.



Les études basées sur la cartographie cérébrale peropératoire pratiquée lors de chirurgies menées en condition éveillée auprès de patients présentant un gliome de bas-grade, couplées aux données d'imagerie et de dissection anatomique, permettent donc d'apporter un nouvel éclairage d'importance majeure dans la compréhension du connectome cérébral (Sporns et al., 2005). Une organisation fonctionnelle cérébrale dynamique, en réseaux cortico-sous-corticaux distribués et interconnectés est ainsi mise en évidence. C'est l'activation synchrone de plusieurs zones corticales via la connectivité sous-corticale qui permet l'utilisation du langage, quelle qu'en soit la modalité, en compréhension comme en production. La mise en évidence de cette organisation cérébrale présente par ailleurs d'importantes implications quant à l'étude des mécanismes de réorganisation à l'œuvre en cas de lésion cérébrale, et induits par la neuroplasticité, et donc quant à la rééducation orthophonique de patients aphasiques. En effet, il n'est pas déraisonnable d'imaginer que la réorganisation fonctionnelle extrêmement efficace observée en cas de lésion lentement évolutive telle le gliome de bas-grade, puisse être induite par une rééducation appropriée en cas de lésion d'origine vasculaire, si tant est que les circuits redondants appartenant aux réseaux fonctionnels, contraints par la connectivité sous-corticale, soient épargnés (Duffau, 2014b).

Nos travaux présentent donc d'importantes implications tant cliniques que scientifiques.

1. Almairac, F., Herbet, G., Moritz-Gasser, S., de Champfleury, NM., Duffau, H. (2014) The left inferior fronto-occipital fasciculus subserves language semantics: a multilevel lesion study. *Brain Struct Funct*. [Epub ahead of print].
2. Baddeley, AD., Hitch, G.J. (1994) Developments in the concept of working memory. *Neuropsychology* 8: 485-493.
3. Binder, JR., Desai, RH., Graves, WW., Conant, LL. (2009) Where is the semantic system? A critical review and meta-analysis of 120 functional neuroimaging studies. *Cereb Cortex* 19 (12): 2767-2796.
4. Broca, P. (1861) Nouvelle observation d'aphémie produite par une lésion de la moitié postérieure des deuxième et troisième circonvolutions frontale. *Bulletin de la Société Anatomique* 6:337-393.
5. Caramazza, A., Miozzo, M. (1997) The relation between syntactic and phonological knowledge in lexical access: evidence from the "tip-of-the-tongue" phenomenon. *Cognition* 64: 309-343.
6. Catani, M., Howard, R.J., Pajevic, S., Jones, D.K. (2002). Virtual in vivo interactive dissection of white matter fasciculi in the human brain. *NeuroImage* 17, 77-94.
7. Catani, M., Jones, DK., Donato, R., Ffytche, DH. (2003) Occipito-temporal connections in the human brain. *Brain* 126, 2093-2107.
8. Catani, M., Jones, DK., Ffytche, DH. (2005) Perisylvian language networks of the human brain. *Annals of Neurology* 57 (1): 8-16.
9. Catani, M. and Thiebaut de Schotten, M. (2008) A diffusion tensor imaging tractography atlas for virtual in vivo dissections. *Cortex* 44(8), 1105-1132.
10. Caverzasi, E., Papinutto, N., Amirbekian, B., Berger, M. S., & Henry, R. G. (2014). Q-ball of inferior fronto-occipital fasciculus and beyond. *PLoS One*, 9(6), e100274.
11. Dell, GS., Schwartz, MF, Martin, N. Saffran, EM., Gagnon, DA. (1997) Lexical access in aphasic and nonaphasic speakers. *Psychol Rev* 104: 801-838.
12. Démonet, JF., Thierry, G., Cardebat, D. (2005) Renewal of the Neurophysiology of Language: Functional Neuroimaging. *Physiol Rev* 85: 49-95.
13. Duffau, H., Capelle, L., Sichez, N., Denvil, D., Lopes, M., Sichez, JP., Bitar, A., Fohanno, D. (2002) Intraoperative mapping of the subcortical language pathways using direct stimulations. An anatomo-functional study. *Brain* 125:199-214.
14. Duffau, H. (2005) Lessons from brain mapping in surgery for low grade glioma: insights into associations between tumour and brain plasticity. *Lancet Neurol* 4:476-486.
15. Duffau, H., Gatignol, P., Mandonnet, E., Peruzzi, P., Tzourio-Mazoyer, N., Capelle, L. (2005) New insights into the anatomo-functional connectivity of the semantic system: a study using cortico-subcortical electrostimulations. *Brain* 128: 797-810.
16. Duffau, H. (2008) The anatomo-functional connectivity of language revisited. New insights provided by electrostimulation and tractography. *Neuropsychologia* 46(4):927-934.
17. Duffau, H., Herbet, G., Moritz-Gasser, S. (2013) Toward a pluricomponent, multimodal, and dynamic organization of the ventral semantic stream in humans: lessons from stimulation mapping in awake patients. *Front Syst Neurosci*. 7:44.
18. Duffau, H., Moritz-Gasser, S., Mandonnet, E. (2014) A re-examination of neural basis of language processing: proposal of a dynamic hodotopical model from data provided by brain stimulation mapping during picture naming. *Brain Lang* 131:1-10.
19. Duffau, H. (2014a) Essor de la neurochirurgie fonctionnelle : le connectome cérébral revisité. e-mémoires de l'Académie Nationale de Chirurgie 13 (1) : 057-061.
20. Duffau H. (2014b) The huge plastic potential of adult brain and the role of connectomics: new insights provided by serial mappings in glioma surgery. *Cortex* 58: 325-337.
21. Ellis, AW, Kay, J., Franklin, S. (1992) Anomia: differentiating between semantic and phonological deficits. In DI Margolin Eds *Cognitive neuropsychology in clinical practice*, New York: Oxford University Press pp.207-228.
22. Ferrand, L. (1997) La dénomination d'objets : théories et données. *L'année psychologique* 97 (1) : 113-146.
23. Fuster, JM. (1993) Frontal lobes. *Current Opinion in Neurobiology* 3: 160-165.
24. Hickok, G., Poeppel, D. (2004) Dorsal and ventral streams: a framework for understanding aspects of the functional anatomy of language. *Cognition* 92: 67-99.
25. Humphreys, GW., Riddoch, MJ., Quinlan, PT. (1988) Cascade processes in picture identification. *Cognitive Neuropsychology* 5: 67-103.
26. Levelt, WJM., Roelofs, A., Meyer, AS. (1999) A theory of lexical access in speech production. *Behav Brain Sci* 22: 1-38.
27. Luria, AR. (1973) *The working brain*. New York: Penguin Books.
28. Martino, J., Brogna, C., Gil-Robles, S., Vergani, F., Duffau, H. (2010) Anatomic dissection of the inferior fronto-occipital fasciculus revisited in the lights of brain stimulation data. *Cortex* 46, 691-699.
29. Mc Clelland, JL. (1994) The organization of memory, a parallel distributed processing perspective. *Rev Neurol (Paris)* 150 (8-9): 570-579.
30. Moritz-Gasser, S., Herbet, G., Duffau, H. (2013) Mapping the connectivity subserving multimodal semantic processing in humans. *Neuropsychologia* 51: 1814-1822.



31. Moritz-Gasser, S., Herbet, G., Duffau, H. Integrating emotional valence and semantics in the human ventral stream: a hodological account. *Front. Psychol. Soumis*.
32. Price, C.J. (2010) The anatomy of language: a review of 100 fMRI studies published in 2009. *Ann NY Acad Sci* 1191: 62–88.
33. Roelofs, A. (1997) The WEAVER model of word–form encoding in speech production *Cognition* 64: 249–284.
34. Sarubbo, S., de Benedictis, A., Maldonado, I. L., Basso, G., Duffau, H. (2013) Frontal terminations for the inferior fronto-occipital fascicle: anatomical dissection, DTI study and functional considerations on a multi-component bundle. *Brain Struct Funct* 218, 21–37.
35. Shallice T, Burgess P, Baddeley AD. (1993) Supervisory control of action and thought selection. In L. Weiskrantz (Ed.), New York: Clarendon Press/Oxford University Press, Attention: Selection, awareness, and control: A tribute to Donald Broadbent pp. 171-187.
36. Sporns, O., Tononi, G., Kötter, R. (2005). The Human Connectome: A Structural Description of the Human Brain. *PLoS Computational Biology* 1 (4): e42.
37. Tate, MC., Herbet, G., Moritz-Gasser, S., Tate, JE., Duffau, H. (2014) Probabilistic map of critical functional regions of the human cerebral cortex: Broca's area revisited. *Brain* 137, 2773-2782.
38. Underleider L. G., and Haxby, J. V. (1994). «What» and «where» in the human brain. *Curr Opin Neurobiol* 4, 157-165.
39. Van Zomeren, AH., and Brouwer, WH. (1994) Clinical neuropsychology of attention. New York: Oxford University Press.
40. Vigneau, M., Beaucousin, V., Hervé, PY., Duffau, H., Crivello, F., Houdé, O., Mazoyer, B., Tzourio-Mazoyer, N. (2006) Meta-analyzing left hemisphere language areas: Phonology, semantics, and sentence processing. *NeuroImage* 30: 1414 – 1432.

ASSURANCES
aides auditives

Cabinet
BAILLY

Fondé en 1907 – 52600 HORTES

Des garanties complètes :

PERTE (toutes causes)
VOL
CASSE
PANNE

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

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

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

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

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

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



Dossier

Analyse d'une population de patients primo-appareillés

**Francois DEJEAN,
Cathy-Anne GUYON**

Amplifon France

Le dernier rapport de l'Organisation Mondiale de la Santé sur la déficience auditive en février 2013 fait état de 165 millions de personnes présentant une surdité liée à l'âge. Ce rapport précise que, non traitées, les pertes d'audition nuisent à la communication et peuvent contribuer à un isolement social, à de l'anxiété et au déclin cognitif.

En France, malgré un parcours de soins permettant une prise en charge de qualité, le taux d'équipement de 30,4% donnée par l'étude Euro Track (1) est encore faible comparé à d'autres pays (figure 1).

Chez l'adulte, seulement 9% des sujets présentant une surdité légère et 31 % présentant une surdité moyennes ont recours à l'appareillage. Tout professionnel rompu aux mesures d'audiométrie vocale en champ libre sera surpris par ces faibles taux compte tenu des conséquences d'une surdité modérée sur la communication orale.

Les freins à l'appareillage sont nombreux et complexes. L'analyse des différents motifs du refus d'équipement est d'autant plus difficile que la raison évoquée est bien souvent confuse dans l'esprit du malentendant.

1 Objectif

Pour mieux connaître et comprendre les patients ayant recours à un équipement auditif, cette étude s'appuie sur les données d'une population de patients présentant une surdité liée à l'âge et ayant pris une décision d'appareillage.

2 Méthode et résultats

L'étude porte sur 8310 patients suivis chez Amplifon France (H : 3913, F : 4397) âgés de plus de 50 ans présentant une déficience auditive neurosensorielle bilatérale, ayant effectué un bilan auprès d'un médecin ORL conclu par une prescription d'appareillage auditif.

Répartition de l'âge des primo appareillés

Age	Moyenne	Ecart type
Hommes +Femmes	73,80	+/-13
Femmes	75,20	+/-14
Hommes	72,13	+/-12

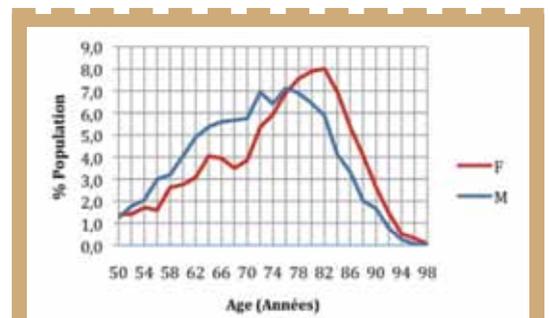


Figure 2 : Distribution de l'âge du primo appareillage en fonction du sexe

L'âge moyen d'appareillage des femmes est plus élevé que celui des hommes. La distribution d'âge (Figure 1) montre que la proportion d'hommes primo appareillés est supérieure à celle des femmes avant 76 ans, puis inversement pour les sujets les plus âgés.

Répartition du niveau de perte auditive moyenne (P.A.M)

La perte auditive moyenne (P.A.M.) a été calculée selon les recommandations du BIAP². Elle est exprimée en dB HL. Le niveau de perte auditive moyen au moment du premier appareillage est de 49 dB HL+ 12,50. Il n'y a pas de différence significative entre les hommes et les femmes.



Figure 1 : Proportion de porteurs d'aides auditives (% de la population générale) et taux d'adoption d'aides auditives dans différents pays -Sources Euro Trak, Japan Trak 2012, Marke trak 2008.



La distribution des déficiences auditives est représentée sur la figure 2 en fonction de la PAM et des 4 classes de niveau de déficience : légère, moyenne 1^{er} degré, moyenne 2^{ème} degré et sévère 1^{er} degré.

La classe de déficience auditive moyenne la plus concernée en primo appareillage est la celle des surdités moyennes du 1^{er} degré qui représente plus de 50% de la population (Figure 2).

Evaluation du handicap

Les patients ont été soumis au questionnaire G.H.A.B.P. (Glasgow Hearing Aid Benefit Profile). Mis au point par Stuart Gatehouse³ il s'agit d'un questionnaire auto-administré qui est réalisé en deux étapes : avant et après appareillage. Le questionnaire pré-appareillage, remis par l'audioprothésiste à l'occasion de la première visite du patient, permet d'évaluer la perception de sa gêne. Il fait appel à quatre situations d'écoute prédéfinies et quatre situations d'écoute propres au patient. La cotation du questionnaire s'exprime en pourcentage % moyen des scores obtenus pour les items concernant les difficultés initiales et le retentissement psycho-émotionnel.

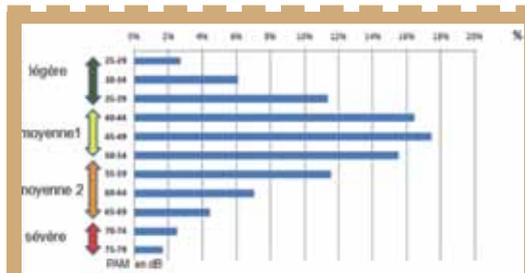


Figure 3 : Distribution des pertes auditives moyennes binoculaires PAM (dB HL) des 8310 patients

Relation entre le Handicap et le niveau de perte auditive moyenne

Les figures 3 et 4 représentent l'étendue des réponses en percentile des difficultés ressenties (Figure 3) et du retentissement psycho émotionnel (Figure 4) en fonction de la perte auditive moyenne.

Bien que la médiane des résultats augmente avec le niveau de perte auditive, on observe une grande disparité d'autoévaluation du handicap pour un même niveau de perte auditive.

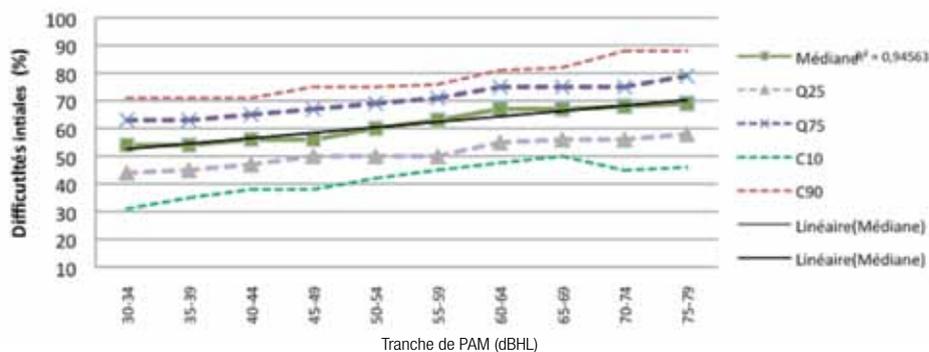


Figure 4 : Répartition des difficultés initiales (%) en fonction de la perte auditive moyenne binaurale (PAM)

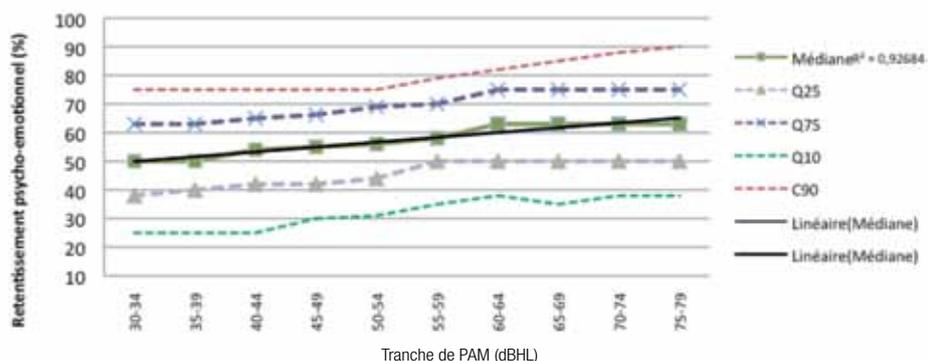


Figure 5 : Répartition du retentissement psycho émotionnel (%) en fonction de la perte auditive moyenne binaurale (PAM)

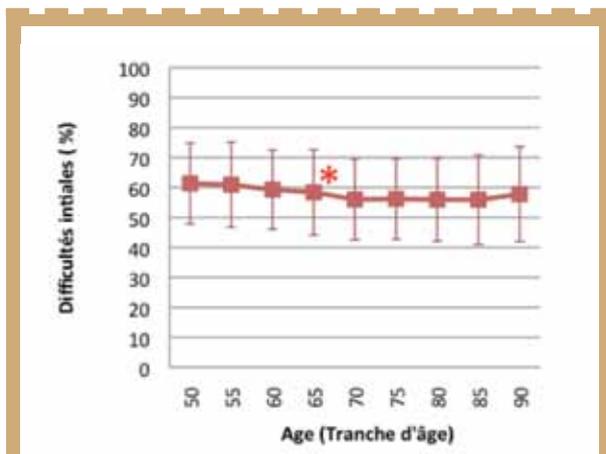


Figure 6 : Représentation des difficultés initiales (% moyen) en fonction de l'âge pour le groupe de surdités moyennes du 1^{er} degré

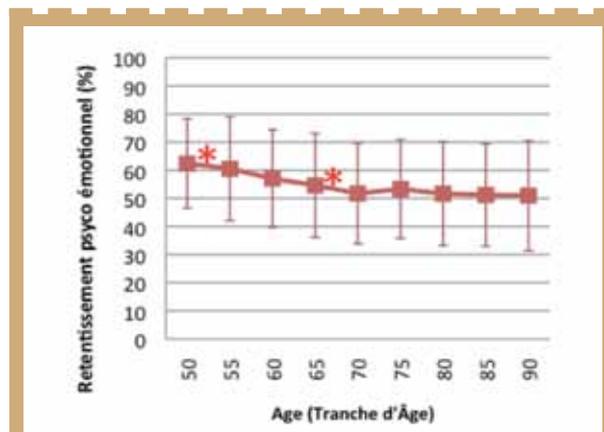


Figure 7 : Représentation du retentissement psycho émotionnel (% moyen) en fonction de l'âge pour le groupe de surdités moyennes du 1^{er} degré

Relation entre le handicap et l'âge du patient

Pour étudier l'effet de l'âge sur l'évaluation du handicap, les réponses des patients ont été regroupées selon leur classification de déficience auditive (légère, moyenne 1^{er} degré, moyenne 2^{ème} degré et sévère). Dans chaque groupe, la perception du handicap est globalement plus élevée pour les patients les plus jeunes. Particulièrement dans le groupe des surdités moyennes du 1^{er} degré, qui est le plus concerné par le primo appareillage, on constate que les difficultés initiales et le retentissement psycho émotionnel des patients de 65 ans sont significativement supérieures à ceux de patients de 70 ans ($p=0.0001$ et $p=9.10^{-7}$) (Figures 5 et 6).

3

Conclusion

Cette analyse confirme la décision tardive d'appareillage à un âge moyen de 73,8 ans.

Avant 76ans, la plus grande proportion d'hommes primo appareillés est expliquée par un vieillissement auditif plus précoce chez les hommes. Ce décalage se réfère à la norme Française Iso 7029 (4) qui a étudié la distribution statistique des seuils d'audition en fonction de l'âge en dehors de toute pathologie. Sur la fréquence 4000 Hz par exemple, l'écart en faveur des femmes atteint 12 dB à 60 ans.

Après 76 ans, l'inégalité d'espérance de vie entre les deux sexes explique la féminisation de notre population.

Cependant le niveau de perte auditive au moment de l'intervention est identique pour les hommes et les femmes (49 dB HL). Il ne semble pas y avoir de différence de comportement entre les hommes et les femmes dans notre échantillon.

L'évaluation du handicap par auto-questionnaire est un instrument de mesure complémentaire aux explorations audiométriques.

La forte disparité observée de cette mesure pour un même niveau de perte auditive donne toute sa légitimité à cet outil. La perception du handicap est plus importante chez les jeunes presbycousiques. Cet effet pourrait être lié à une vie sociale plus exigeante pour ces tranches d'âge et/ou à une forme d'acceptation du handicap pour les sujets plus âgés qui auraient restreint leur vie sociale à leurs capacités auditives.

4

Références

1. EurotrackAnovum – France (2012)
2. BIAP : Bureau International d'Audiophonologie. Recommandations 02/1 bis (1997)
3. GHABP -Dérivation and validation of a client centered outcome measure for hearing aid services Stuart Gatehouse. J Am AcadAudiol 10:80-103 (1999)
4. Norme AFNOR: NF EN ISO 7029 – Aout 2000

Cap sur l'invisibilité...
pour tous !

	Alta Pro	Alta	Nera Pro	Nera	Ria Pro	Ria
Design RITE	•		•		•	
IIC Wireless	•		•		•	
CIC Wireless	•	•	•	•	•	•

Désormais, les solutions
auditives Design RITE, IIC et
CIC d'Oticon sont Wireless !

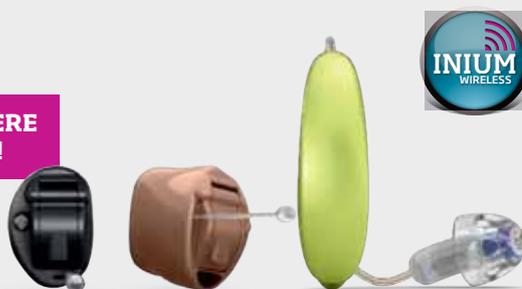


Miniaturisation & confort extrêmes Le Wireless en plus !

- Minuscule...
- Performant...
- Communiquant...
- Fabrication Européenne...
- Design Danois...

Oticon vous invite à développer vos **atouts séduction & audition** pour tous vos clients !

EN PREMIÈRE
MONDIALE !



Contactez votre Responsable Régional Oticon pour découvrir
l'offre qui vous est dédiée
ou le service commercial au 01 41 88 01 50

www.myoticon.fr

oticon
PEOPLE FIRST



Métier et Technique

La réhabilitation prothétique de l'enfant déficient auditif

Francois DEJEAN

Audioprothésiste

Membre du
Collège National
d'Audioprothèse

francois.dejean@
amplifon.com



1. Introduction

Au 19^{ème} siècle, Graham Bell, amoureux d'une jeune fille sourde, fut passionné par la transmission de la voix à distance. Finalement ses recherches aboutirent à l'invention du téléphone. Aujourd'hui Il serait certainement satisfait de mesurer les progrès réalisés dans le domaine de la réhabilitation prothétique (Figure 1).

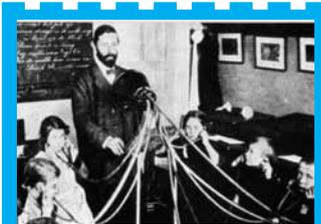


Figure 1 : Enseignement à une classe d'enfants déficients auditifs au 19^{ème} siècle.

En effet l'obscure « surdité » est aujourd'hui éclairée par les découvertes dans le domaine de la physiologie auditive et des altérations perceptives d'une déficience auditive neurosensorielle. La recherche en matière de génétique nous informe de la variété des perturbations biologiques à l'origine d'une surdité. De nouvelles pathologies comme la neuropathie auditive ou les troubles des traitements centraux sont aujourd'hui identifiées et requièrent une prise en charge adaptée.

Sur le plan technique, les prothèses auditives proposent une amplification de qualité pilotée par des processeurs numériques remarquables, capables de modifier un signal sonore pour en extraire l'information utile. Compenser les désordres auditifs n'est pas tâche simple et nécessite de poursuivre nos investigations pour adapter au mieux le signal de parole aux capacités auditives résiduelles de l'enfant.

Mais si l'appareillage tente de restaurer au mieux le canal auditif, la réussite de la réhabilitation repose sur un cadre de prise en charge cohérent.

2. Précocité de l'intervention

S'il semble naturel d'intervenir sans tarder après confirmation du diagnostic, les audioprothésistes Français doivent rendre hommage à Paul Veit et Geneviève Bizaguet qui en 1950 furent les pionniers en matière d'appareillage précoce.

La nécessité d'une immersion sonore durant la période critique, qui a été abordée par le professeur Mondain dans le précédent numéro, est l'argument majeur en faveur de la réhabilitation précoce.

Plusieurs études scientifiques ont consolidé et encouragé cette position :

- Sur le plan de l'expression, en 1986 Markides ¹ a étudié un groupe de 153 enfants sourds et démontré que leur parole est d'autant plus facile à suivre qu'ils ont été appareillés précocement.
- En 1995 Downs ² a mis en évidence une différence significative du niveau de langage selon l'âge de diagnostic et de prise en charge.
- Yoshinaga-Itano en 1998 ³ a comparé les capacités cognitives et de langage entre deux groupes d'enfants appareillés avant et après 6 mois. Les résultats sont également en faveur de l'intervention la plus précoce.

Sur le plan de l'acceptation, le jeune enfant va devoir intégrer la prothèse à sa personne corporelle et psychique. Cette intégration au schéma corporel est d'autant plus facile et rapide que l'enfant est jeune. Alors que, si les débuts de l'appareillage coïncident avec l'âge du « non », il peut être très difficile de convaincre l'enfant d'un port régulier. Le nourrisson qui porte sa prothèse régulièrement associera progressivement la sensation qu'il éprouve à cet appareil et il le percevra comme faisant partie de son corps (Figure 2).



Figure 2 : L'enfant se représente avec ses prothèses

En 2006 les âges moyens d'appareillage étaient de 18 mois pour les surdités sévère et profonde et de 3,5 ans pour les surdités moyennes. Grace au programme de dépistage néonatal mis en place en France en 2011 ils sont aujourd'hui respectivement de 5 mois et 12 mois.

3. Cadre de l'intervention

Si l'appareillage auditif restaure le canal auditif, l'accès au langage oral repose sur la qualité de l'éducation auditive dans un cadre de prise en charge cohérent. La réussite de la réhabilitation dépend du travail effectué par l'ensemble des intervenants, avec lesquels l'audioprothésiste est en relation permanente autour de l'enfant.

3.1. Relation avec la famille

La réhabilitation prothétique de l'audition chez l'enfant est un engagement professionnel sur de nombreuses années. Pour préparer ce travail, l'audioprothésiste va en

Première partie : cadre de la prise en charge



premier lieu établir une relation constructive avec la famille.

Il aura donc un discours positif mais réaliste sur son action. Il doit expliquer les objectifs, les limites de la réhabilitation, respecter le rythme des parents, les impliquer dans l'appareillage et s'intégrer dans leur nouveau projet.

La présence des deux parents sera nécessaire pour certaines séances de manière à privilégier une prise en charge harmonieuse au sein du couple.

Les explications de l'audioprothésiste doivent être adaptées aux capacités de la famille car une bonne compréhension est nécessaire pour une implication efficace.

Des questions douloureuses seront abordées lors des premières séances. Les réponses doivent être claires et cohérentes avec celles des autres membres de l'équipe.

Questions fréquemment posées par la famille concernant l'audition de leur enfant :

- Pourra-t-il entendre ma voix ?
- Pourra-t-il parler ?
- Devra-t-il porter des prothèses toute sa vie ?
- Pourra-t-il suivre une scolarité normale ?
- Entendra-t-il la musique ?

L'audioprothésiste informe les parents du projet de compensation d'une déficience auditive par une amplification en précisant les objectifs fixés et les limites.

Une guidance parentale est mise en place. L'audioprothésiste explique le fonctionnement des prothèses, la manière de les manipuler, l'entretien au quotidien, leur durée de vie.

Il informe la famille :

- du temps nécessaire à l'adaptation,
- de l'accompagnement de leur enfant pour accepter l'appareillage,
- du rythme des visites.

Ces échanges avec les parents ne doivent pas exclure l'enfant qui doit être au centre de cette collaboration. Quel que soit son âge, l'audiopro-

thésiste va lui parler, lui sourire le rassurer pour établir une relation de confiance nécessaire à une prise en charge de qualité.

La prise en charge pédiatrique est un processus à long terme. De nombreuses séances audioprothétiques sont nécessaires pour le bon déroulement de chacune des étapes. Chaque séance doit permettre de pratiquer les tests et contrôles nécessaires mais également d'avoir un échange constructif avec l'enfant et sa famille. L'heure de la séance et sa durée seront adaptées à l'enfant.

Un milieu familial stimulant (éducation auditive, discussions, chansons, jeux musicaux) conditionne la réussite de l'appareillage auditif.

Les parents doivent avoir pleinement conscience du rôle de l'appareillage, ils sont des acteurs à part entière de la prise en charge prothétique. Ils fourniront un rapport détaillé des résultats, assureront une surveillance technique rapprochée et suivront les rendez-vous réguliers nécessaires au suivi de l'appareillage.

Dans le cas particulier d'un enfant de parents sourds profonds utilisant le langage gestuel comme mode de communication, celui-ci se trouve dans un milieu pauvre en stimulations auditives verbales.

3.2. Relation avec l'équipe

3.2.1. Le médecin ORL

Après son diagnostic, le médecin ORL prescrira l'appareillage auditif et sera le coordinateur du projet pour l'enfant déficient auditif. Les membres de l'équipe intervenante lui rapportent leurs actions et résultats.

L'audioprothésiste communiquera :

- les conditions dans lesquelles l'appareillage a été adapté: relation avec les parents, avec l'enfant, les difficultés rencontrées
- les résultats des audiométries tonales et vocales en précisant les conditions des tests

- le temps de port des prothèses, les situations d'utilisation (maison, garderie, école)

- les aides techniques complémentaires à envisager (système FM, écoute TV, etc.)

3.2.2. L'orthophoniste

L'orthophoniste est un allié précieux pour mener à bien la réhabilitation auditive d'un enfant déficient auditif. En effet si l'audioprothésiste est à même d'évaluer le bénéfice « quantitatif » d'un appareillage auditif grâce à des mesures audiométriques, l'orthophoniste aura en charge l'évaluation « qualitative ».

Ses rapports réguliers des progrès réalisés par l'enfant en matière de discrimination, de compréhension et de production vont guider l'audioprothésiste dans ses choix de réglage. Cette analyse permettra d'apprécier l'accès au langage oral, finalité de la réhabilitation prothétique.

Des informations complémentaires telles que le comportement de l'enfant avec ses prothèses, les dysfonctionnements et soucis techniques, les questions posées par la famille seront très utiles.

L'audioprothésiste transmettra toutes informations nécessaires telles que le type de prothèse, le gain électro acoustique, le temps d'utilisation quotidien rapporté par le logiciel de réglage, l'étanchéité des embouts, les résultats des différents examens audiométriques, le comportement de l'enfant, la manière dont les parents ont adhéré au projet d'appareillage, les difficultés rencontrées à la maison et à l'école.

3.2.3. L'enseignant

Lorsque l'enfant est scolarisé, l'enseignant a un rôle important au sein de l'équipe. En effet, une salle de classe est un environnement acoustique perturbé au sein duquel il passe chaque jour de nombreuses heures. Entendre et comprendre la parole de l'enseignant est déterminant pour la réussite de sa scolarité.



Les capacités de l'enfant à suivre son enseignement, à communiquer avec les autres, à comprendre les consignes, sont des éléments précieux à l'audioprothésiste pédiatrique. Dans la plupart des cas il préconisera l'utilisation d'un système « hautes fréquences », dispositif composé d'un émetteur et d'un récepteur qui, en améliorant le rapport parole/bruit facilite la compréhension de la parole en milieu scolaire.

3.2.4. Autres intervenants

Le médecin pédiatre, qui a une vision globale sur l'état de santé de l'enfant, est informé et consulté, notamment dans le cas de syndrome poly malformatifs.

Le psychologue, qui veille au développement optimal des compétences relationnelles, affectives, et sociales de l'enfant sourd. Le psychomotricien, pour le tout petit, qui intervient pour un développement psychomoteur harmonieux.

3.2.5. Les structures d'accompagnement

L'audioprothésiste est en contact avec les services médico-sociaux, qui ont un rôle d'accompagnement des familles et de coordination de soins. Il s'agit des Centres d'Action Médico-Sociale Précoce (CAMSP), des Service d'Accompagnement Familial et d'Education Précoce (SAFEP), et des Services de Soutien à l'Education Familiale et à l'Intégration Scolaire (SSEFIS).

4. Le bilan d'orientation prothétique

L'objectif du bilan d'orientation prothétique est de réunir l'ensemble des informations nécessaires à la réussite de la prise en charge prothétique. On distingue deux types d'informations : les informations liées à la déficience auditive nécessaires au choix adéquat de l'appareillage, et les informations liées à l'état de santé de l'enfant qui nécessitera un projet et une prise en charge adaptée. C'est le cas des enfants présentant des troubles associés.

4.1. Informations liées à la déficience auditive

4.1.1. Type

Dans la plupart des cas les enfants relevant d'une prise en charge prothétique présentent une surdité neurosensorielle.

Il existe cependant des déficiences auditives de transmission pour lesquels l'altération « mécanique » de la chaîne tympano

ossiculaire ou bien l'absence de conduit auditif externe, doit être compensée par une amplification plus dynamique. Si le déficit est « mixte », la perte neurosensorielle est aggravée par une atteinte mécanique qui sera également prise en considération pour le calcul de l'amplification.

4.1.2. Niveau de perte

Le niveau de perte est mesuré à partir de l'audiométrie tonale liminaire. Pour cela on a recours aux résultats des explorations objectives (PEA, ASSR) ainsi qu'aux épreuves d'audiométrie comportementale. Les seuils obtenus sont exprimés en décibels et permettent de tracer un audiogramme pour chaque oreille. Chez l'enfant l'audiométrie fait appel à des stratégies ludiques et à l'observation du comportement de l'enfant en réponse à une stimulation. L'examen peut être assez long et doit être adapté aux capacités de l'enfant.

Pratiquée au casque, ou aux écouteurs externes elle permet la mesure des seuils d'audition oreilles séparées. Lors qu'elle est pratiquée en champ libre, les réponses obtenues sont celles de la meilleure oreille. L'utilisation du vibreur est également possible pour dans le cas de déficience auditive de transmission ou pour confirmer un RINNE audiométrique.

Le tableau ci-dessous extrait du « Guide des bonnes pratiques en audiométrie de l'enfant » réalisé par la Société Française d'Audiologie ⁴ indique les paramètres impliqués en fonction de l'âge de l'enfant. L'ouvrage de Monique Delaroche « Audiométrie comportementale du très jeune enfant » ⁵ très pragmatique, constitue une référence pour les praticiens concernés par l'évaluation de l'audition des enfants.

4.1.3. Etiologie

La surdité peut être d'origine génétique ou extrinsèque. L'identification de l'étiologie permet de mieux appréhender le déficit, ses conséquences et ses risques d'évolution. Si elle doit évoluer, l'audioprothésiste prévoira une réserve d'amplification et adaptera son projet de prise en charge.

4.1.4. Age d'apparition.

Dans 80 % des cas, la surdité est congénitale. L'audioprothésiste va opérer dès les premiers mois de vie sur un système sensoriel « vierge » de toute expérience auditive. La maturation des voies auditives, la perception de stimuli, leur mémorisation requièrent du temps.

Dans les autres cas, la surdité est acquise après la naissance et peut être prélinguale, c'est-à-dire avant l'âge de 2 ans, ou bien post linguale, après l'acquisition du langage. L'appareillage devra alors permettre à l'enfant d'entendre à nouveau après une période de privation.

4.2. Informations liées à l'état de santé

Les pathologies ou troubles associés.

Etre informé des troubles associés et de leurs conséquences, de leur interaction avec la surdité est important pour adapter aux capacités de l'enfant :

- les séances audio prothétiques (horaire , durée, rythme)
- les outils et méthodes de tests d'audiométrie tonale et vocale
- l'évaluation du bénéfice prothétique dans sa globalité

Âge de développement	Perception / Vigilance	Nature des réactions	Renforcement
Naissance et premières semaines	État d'alerte	Réactions réflexes	Pas de renforcement
2 mois Bébé au seuil de l'endormissement			Interaction
2 mois Bébé éveillé			
À partir de 5 - 6 mois	Capture de l'attention exogène	Réactions de surprise et/ou réflexes d'orientation	Renforcement visuel (ROC) ou interaction qui donne du sens
À partir de 28 - 30 mois	Écoute active : sollicitation de l'attention endogène	Réponses motrices volontaires	Renforcement inclus dans la réponse - Appuyer sur un bouton - Mettre un élément de jeu d'encastrement

Tableau 1 : Paramètres impliqués en audiométrie comportementale - Société Française d'Audiologie



4.2.1. Surdité syndromique

Dans ce cas, d'autres pathologies sont associées à la surdité. Il peut s'agir d'un autre trouble sensoriel comme la vision, d'autres anomalies physiologiques, ou bien d'un ensemble de malformations. Le site de l'Inserm « Orphanet », portail des maladies rares, peut être consulté pour connaitre les anomalies associées au syndrome présent.

4.2.2. Autres troubles

- Retard psychomoteur simple : décalage dans le temps des acquisitions, rattrapage progressif (ex : les bébés prématurés).
- Retard psychomoteur et retard global (ex : les enfants trisomiques, les enfants IMC).
- Troubles du comportement : enfant opposant mais avec des aptitudes motrices et intellectuelles normales.

4.3. Les tests d'audiométrie vocale

L'audiométrie vocale peut être pratiquée chez les enfants ayant commencé à développer un langage . En pratique, dans le cadre du bilan d'orientation prothétique, elle concerne les surdités légères et moyennes et doit être rapprochée du bilan de langage réalisé par l'orthophoniste.

L'audiométrie vocale mesure les capacités d'intelligibilité de la parole. Elle est complémentaire de l'audiométrie tonale.

Chez l'enfant, on privil giara la pratique en champ libre.

De nombreuses listes de mots ou de phrases sont disponibles pour réaliser une audiométrie vocale chez l'enfant. Le matériel choisi doit être adapté à ses capacités et à son vocabulaire. Selon l'âge et la capacité de l'enfant, deux modes de réponses sont possibles :

- Sur un ensemble d'images, la désignation de l'image qui correspond au mot présenté
- La répétition du mot qui met également en jeu les capacités de production de l'enfant

Les listes.

5. Les profils rencontrés

En pratique l'audioprothésiste est confronté à la prise en charge de 3 profils en fonction de l'âge de l'enfant.

5.1. Le nourrisson entre 2 et 12 mois

Depuis la mise en place du dépistage, les enfants sont diagnostiqués à quelques mois de vie. Ce sont les prises en charge les plus précoces.

Dans les cas de perte auditive moyenne le diagnostic peut être remis en cause par les parents. En effet, le bébé réagit nettement à certains sons, babille et est intéressé par le monde sonore pour les stimuli de forte intensité (voix fortes, musique, aspirateur, bruits de portes, etc.).

Si l'atteinte est sévère ou profonde, les observations des parents confirment généralement la surdité : l'enfant vit dans le silence, aucun son de l'environnement sonore courant n'est entendu. Quelques réactions discrètes peuvent avoir lieu en cas de stimuli très élevés (claquement de porte, explosion). Aucun son du langage n'est perçu, la réhabilitation est alors urgente.

Pour mener à bien l'appareillage l'audioprothésiste doit tenir compte des 3 contraintes spécifiques aux nourrissons :

Audiométriques : Les mesures de seuils auditifs en audiométrie comportementale sont plus délicates dans les premiers mois de vie nécessite une bonne maîtrise de la pratique d'audiométrie comportementale

Anatomiques : La taille des pavillons ne permet pas la mise en place de positionner le contour d'oreille adapté, notamment en cas de surdité sévère à profonde.

Posturales : Le bébé est très souvent en position couch e dans un berceau ou un siège adapté. Cette position est propice à l'apparition de l'effet larsen.

D'autre part, entre 3 et 12 mois, les bébés dorment entre 12 et 15 heures par jour. Si l'on prend en compte le temps nécessaire aux toilettes, le temps d'utilisation de l'appareillage est limité à quelques heures.

5.2. L'appareillage du jeune enfant entre 1 et 4 ans

C'est l'âge de prise en charge des diagnostics tardifs, des surdités acquises, ou des déficits de degré moyen détectés par un retard de langage ou des difficultés scolaires.

Les conséquences de la déficience auditive sont perceptibles. L'enfant évolue avec un accès limité à l'information sonore et la famille est alert e par les difficultés rencontrées.

S'il n'y a pas d'autres pathologies ou troubles du comportement, les tests

comportementaux sont fiables.

Si la déficience auditive est moyenne à sévère, le bénéfice prothétique est rapide et saisissant. Cependant l'enfant ayant un vécu dans un environnement sonore amorti, on veillera à délivrer l'amplification prothétique en deux temps de manière à respecter une courte période d'accoutumance.

5.3. L'enfant de plus de 5 ans

Il s'agit soit de surdités acquises, soit de surdités légères découvertes tardivement suite à des difficultés scolaires. Les tests audiométriques ludiques du type « son-action » sont précis.

Dans le cas de perte auditive légère, l'enfant perçoit la parole à voix normale et réagit à la plupart des sons de l'environnement. Le langage est acquis spontanément mais imparfaitement. Il existe un défaut de prononciation.

Des mécanismes de compensation sont mis en place: attention, lecture labiale. La compréhension de la parole est possible dans un grand nombre de situations, mais des difficultés apparaissent dans des environnements sonores difficiles (classe, brouhaha, etc.) ou lorsque le niveau sonore de la voix est faible.

La principale difficulté est l'acceptation de l'appareillage. La famille peut mettre en doute le diagnostic, puis la nécessité absolue de porter des prothèses. On a recours à des démonstrations de gain prothétiques en cabine. On assiste généralement à des périodes successives d'acceptation puis de refus notamment au moment de l'adolescence. Il est nécessaire que la famille et les membres de l'équipe adoptent ensemble des consignes personnalisées et adaptés à l'enfant.

6. Bibliographie

1. Markides, Andr s. Age at fitting of hearing aids and speech intelligibility. *British Journal of Audiology*. 1986, Vol. 20, 2.
2. MP, Downs. Universal newborn hearing screening--the Colorado story. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol*. 1995, Jul;32(3):257-9.
3. Yoshinaga-Itano, Christine. Language of Early- and Later-identified Children With Hearing Loss. *Pediatrics*. No, 1998, Vol. 102, 5.
4. Guide des bonnes pratiques en audiométrie de l'enfant. s.l. : Société Française d'Audiologie.
5. DELAROCHE, Monique. Audiométrie comportementale du très jeune enfant. Enjeux et modalités. s.l. : De Boeck, 2001.



Cas clinique

Patient adulte implanté cochléaire portant un ACA controlatéral

Stéphane LAURENT

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



Ce patient est suivi par Frank Lefèvre, à la fois pour l'implant cochléaire et l'aide auditive.

L'objectif de cet article est d'analyser la perception des enveloppes temporelles par un implant cochléaire et une aide auditive chez un même patient avec le logiciel ATEC.

Frank, peux-tu nous rappeler l'histoire de ce patient ?

La surdité est évolutive et d'origine inconnue, elle a débuté vers l'âge de 35 ans chez ce patient de 48 ans. Une des deux oreilles du père est sévèrement atteinte. Le premier appareillage audioprothétique a été réalisé en intra-auriculaires CIC à l'âge de 37 ans. Etant donné une évolution rapide, il a fallu réappareiller les deux oreilles avec des contours puissants l'année suivante pour ensuite entrer dans une indication d'implantation cochléaire. Un implant cochléaire a été posé à gauche, l'oreille la plus touchée, à l'âge de 40 ans.

Quel est l'appareillage actuel du côté droit ?

Actuellement la surdité est profonde groupe I à droite qui est appareillée avec un contour SIEMENS Nitro 3 MI avec embout totalement fermé, délivrant un gain physique au coupleur 2cc et balayage en fréquence de l'ordre de 50 dB avec un niveau de sortie de 125 dB SPL (figure 3).



Fig.3 : coupleur 2cc balayage en fréquence OD aca

Est-il optimisé du point de vue de la correction quantitative ou estimes-tu améliorer la compréhension en augmentant

encore le gain et le niveau de sortie maximum ?

Chez ce patient, la moindre majoration de correction n'est pas tolérée. Le taux de compression est de 2 avec un point d'enclenchement

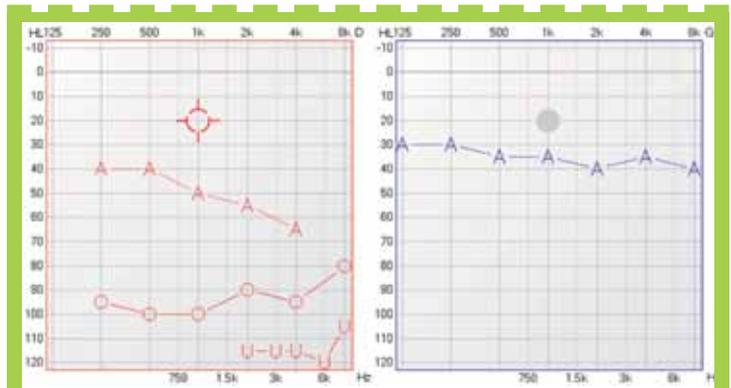


Fig.1 : Audiogramme OD, seuils tonals liminaires OD aca et OG ic

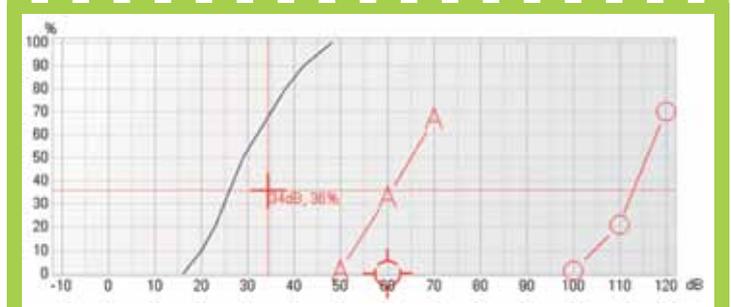


Fig.2 : gain prothétique OD aca

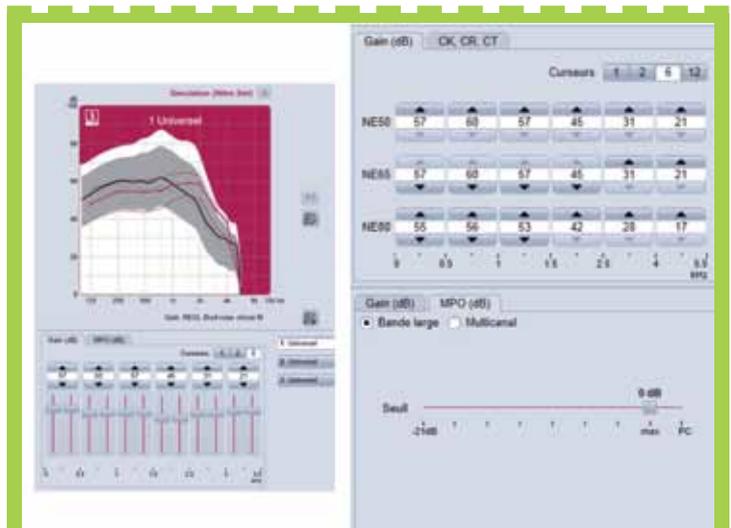
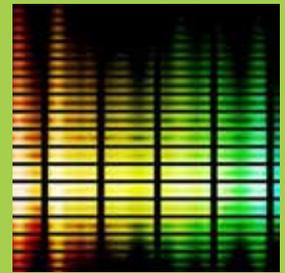


Fig.4 : réglages OD aca

Cas clinique



réglé à 63 dB SPL. Les microphones sont réglés en directivité adaptative, mode préféré par ce patient qui par contre n'apprécie pas les réducteurs de bruit qui, avec l'anti-claquement et l'anti-vent, ont par conséquent été désactivés (figures 4 et 5).

On imagine que qu'avec ce type de perte auditive l'implant et la prothèse auditive sont portés en permanence, quels résultats obtiens-tu ?

L'ACA et l'IC sont en effet portés en permanence. Les seuils tonaux limites avec ACA sont entre 40 et 65 dB, entre 30 et 40 dB avec IC (figure 1). Le gain prothétique vocal de l'ACA mesuré avec le test syllabique est proche de 55 dB (figure 2).

Au-delà de cette approche classique, tu as je crois procédé à une analyse beaucoup plus fine des confusions phonétiques, peux-tu nous en dire un peu plus ?

Pour ce patient, nous avons choisi d'effectuer l'analyse de la perception des enveloppes temporelles en diffusant les items du test syllabique dans le silence à 65 dB SPL azimut 0°. Les confusions phonétiques sont enregistrées dans le logiciel ATEC (figures 7 et 8) avec le code phonétique machine (figure 6).

Que révèle cette analyse comparative des confusions du côté implanté et du côté appareillé ?

La première grande différence entre le côté ACA et le côté IC réside dans les scores de voyelles et consonnes reconnues : confusions des consonnes de 73% et des voyelles de 38% pour l'ACA, 60% des consonnes et 63% des voyelles pour l'implant cochléaire : l'ACA véhicule beaucoup mieux les informations des voyelles que des consonnes alors que les scores sont identiques entre les voyelles et les consonnes pour l'implant, suggérant que l'implant cochléaire, chez ce patient en tout cas, véhicule aussi bien les informations temporelles que fréquentielles alors que l'ACA restitue beaucoup mieux les informations fréquentielles.

Conclusions sur la perception d'enveloppes temporelles selon l'analyse ATEC d'après

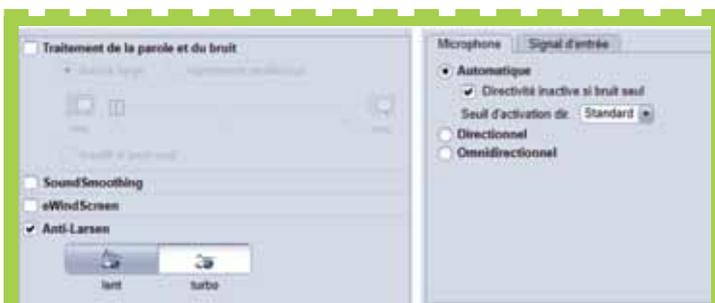


Fig.5 : réglages OD aca

Code de saisie des phonèmes dans ATEC:		Consonnes	
Symbole de l'API	Code retenu pour la saisie		
Voyelles		ʃp/	p
ʃi/	i	ʃt/	t
ʃy/	y	ʃk/	k
ʃu/	u	ʃb/	b
ʃe/	e	ʃd/	d
ʃæ/	æ	ʃg/	g
ʃo/	o	ʃf/	f
ʃa/	a	ʃs/	s
ʃɛ/	ɛ	ʃʃ/	h
ʃɔ/	ɔ	ʃv/	v
ʃɑ/	ɑ	ʃz/	z
ʃɪ/	ɪ	ʃʒ/	ʒ
ʃʊ/	ʊ	ʃʃ/	ʃ
ʃm/	m	ʃm/	m
ʃn/	n	ʃn/	n
ʃŋ/	ŋ	ʃŋ/	ŋ
ʃl/	l	ʃr/	r
ʃʎ/	ʎ	ʃl/	l
aucun phonème perçu	x	ʃʎ/	ʎ
		aucun phonème perçu	x

Fig.6 : Code phonétique international et code machine ATEC

FIG.7 : ODaca 65 dB : saisie ATEC des confusions phonétique listes 3 et4

Les résultats graphiques (figures 9 et 10).

- 1) Le facteur de crête, profondeur de modulation et dynamique sont mieux perçus avec l'implant qu'avec l'ACA dans les aigus supérieurs à 1000 Hz.
- 2) Le facteur de crête et la dynamique sont mieux perçus avec l'ACA qu'avec l'implant dans les graves.
- 3) La valeur RMS dans la bande 500-2000 Hz est mieux perçue avec l'ACA qu'avec l'implant.

Au final, peux-tu résumer les performances, selon l'analyse ATEC, de l'implant et du côté appareillé ?

En résumé, l'ACA est plus performant pour la perception des enveloppes temporelles dans les graves que l'implant, plus performante pour la perception RMS (sollicitant l'acuité fréquentielle) entre 500 et 2000 Hz. Les variations d'enveloppes temporelles sont globalement mieux perçues par l'ACA dans les graves et mieux perçues dans les aigus par le côté implanté. En observant les erreurs de perception des traits acoustiques, l'oreille appareillée a une meilleure acuité fréquentielle que temporelle et c'est l'inverse pour l'oreille implantée. Quant à la perception des traits articulatoires, la perception du mode d'articulation est bien perçue avec l'implant et très perturbée avec l'ACA, alors que c'est l'inverse pour le lieu d'articulation.

Les deux modes de stimulation que sont l'implant cochléaire et l'aide auditive semblent se compléter, quelles conclusions en tires-tu pour ce patient et quelles explications tenterais-tu de donner sur la perception des enveloppes temporelles ?

En conclusion, ce patient reste bien sûr avec d'importantes difficultés de communication orale. L'oreille appareillée reste dominante par rapport à l'oreille implantée, ce qui explique probablement les performances limitées de l'implant pour l'instant. Quant à la perception des enveloppes temporelles, quelles explications peut-on apporter ? Phase-locking dans les graves mieux perçues par l'oreille appareillée ? Enveloppes temporelles mieux perçues dans les aigus par l'implant ? Il sera intéressant de suivre l'évolution à long terme de ces performances.

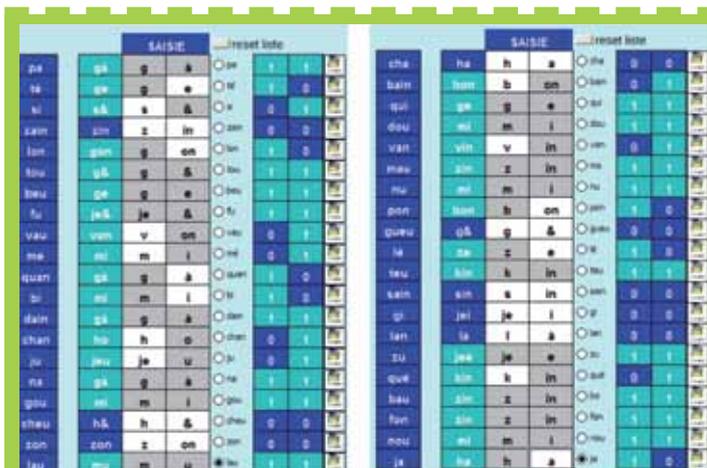


Fig.8 : OG ic 65 dB : saisie ATEC des confusions



Fig.9 : Analyse ATEC ACA colonne gauche, IC colonne droite



Fig.10 : Analyse ATEC : ACA colonne gauche, IC colonne droite

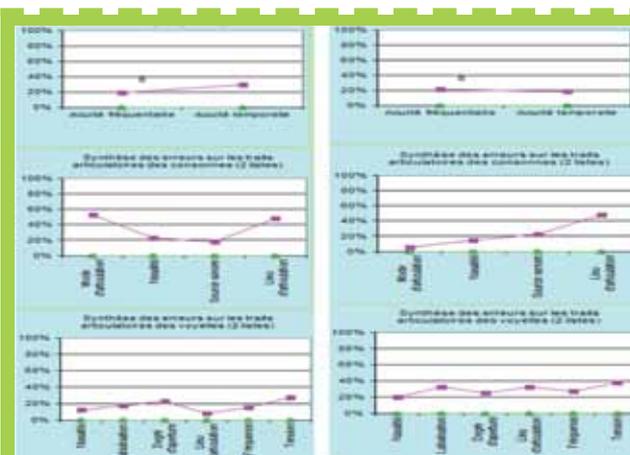


Fig.11 : Analyse ATEC : ACA colonne gauche, IC colonne droite

La première gamme d'aides auditives à ancrage osseux aussi puissante permettant les connexions sans fil

Chez Oticon Medical, nous nous efforçons de créer des systèmes d'implants auditifs novateurs qui apportent au quotidien de nombreux avantages et des résultats positifs sur le long terme. Notre objectif est de mettre l'avancée technologique au service des utilisateurs pour qu'ils bénéficient de la meilleure qualité sonore possible.

Augmenter les opportunités de communication en alliant puissance et connexion sans fil

Parce que nous avons conscience des besoins et des priorités des utilisateurs quant à la qualité du son, la nouvelle gamme Ponto Plus combine puissance et connectivité pour une expérience sonore inégalée et sans restriction dans les situations d'écoute. En somme, Ponto Plus se caractérise par :

- Un nouveau système anti Larsen encore plus efficace, pour apprécier des sons naturels avec moins de sifflement : feedback shield d'Inium
- Un accès aux options de connectivité sans fil via un dispositif de contrôle unique : le Streamer Ponto

MAINTENANT DISPONIBLE



La liberté de choix pour vos patients

Chaque utilisateur mérite le meilleur, et à ce titre, il doit pouvoir connaître les différentes options à sa disposition. Donnez à vos patients la possibilité d'expérimenter la différence ! Ponto Plus, pour une meilleure audition dans les situations les plus exigeantes.



Téléphone portable



TV



Boucle d'induction



Téléphone fixe



FM



Microphone



Musique



Ordinateur



Téléphone de bureau



Télécommande

"Ce dispositif médical est un produit de santé réglementé qui porte, au titre de cette réglementation, le marquage CE. Il est remboursé par les organismes d'assurance maladie."

Pour toute information
contactez-nous au 01 46 24 75 34



Interview

Jérôme Bourien

Arnaud COEZ
Audioprothésiste D.E.
Membre du
Collège National
d'Audioprothèse
acoetz@noos.fr



1. Ton parcours

Après un cursus universitaire d'électronique et de traitement du signal à l'Université Rennes1, je me suis orienté vers des applications biomédicales. Au cours de ma thèse, j'ai développé une méthode d'analyse des signaux EEG enregistrés chez des patients épileptiques dans le but d'aider le neurochirurgien à localiser le foyer épileptogène. Après 2 années post-doc à Rennes et un passage par les Etats-Unis dans le laboratoire du Pr José Principe de l'Université de Floride (Computational NeuroEngineering Laboratory-CNEL, Gainesville), j'ai rejoint l'équipe « oreille interne » du Pr Jean-Luc Puel en 2005. En passant de l'épilepsie à l'audition, la thématique a changé, certes, mais l'objectif est resté le même : développer « les outils diagnostics de demain ». Je m'intéresse tout particulièrement aux neuropathies du nerf auditif et leurs conséquences sur l'audition notamment dans le bruit. J'utilise pour cela des approches qui combinent de l'électrophysiologie chez

l'animal et chez l'homme, de la modélisation mathématique et des tests psychoacoustiques afin de proposer de nouveaux outils de dépistage des neuropathies chez l'homme. Pour cela, je suis entouré d'excellents étudiants en thèse (Charlène Batrel, Florian Hasselmann, Antoine Huet) et en Master (Lucie Billet, Caroline Dryburgh) qui sont tous issus du Master « audiologie et troubles du langage ». Ensemble, nous contribuons au développement de ce projet sur des aspects très fondamentaux comme le codage neuronal des sons dans le nerf auditif ou sur des aspects plus cliniques comme le développement de tests de détection dans le bruit. Côté enseignement, je donne des cours d'électronique, de traitement du signal aux étudiants du DE d'audioprothésiste et du Master « Audiologie et troubles du langage ». J'ai plus particulièrement en charge l'organisation de la seconde année du DE et la seconde année du Master.

2. Présentation du Master « Audiologie et troubles du langage »

Créé en 2006 par le Pr Jean-Luc Puel et le Pr Lionel Collet, le Master d'Audiologie et Troubles du langage offre une formation approfondie dans les domaines de l'adaptation prothétique de l'enfant, des prothèses implantables, de l'exploration fonctionnelle de l'audition et du langage. Cette spécialisation répond à un besoin reconnu par tous les acteurs, médecins, audioprothésistes, et orthophonistes, en quête d'une

formation solide dans le domaine de la réhabilitation de l'enfant sourd et des prothèses implantées. Une telle formation demande des connaissances qui ne peuvent être acquises en seulement 3 ans. Le développement des prothèses implantables et la spécificité des populations auxquelles elles s'adressent nécessitent une formation universitaire complémentaire professionnalisante d'un niveau Master (Bac+5), pouvant déboucher sur des études doctorales.

3. Contenu des cours

Le but de la première année de Master (M1) est de prodiguer un enseignement de haut niveau dans des matières généralistes comme la neurobiologie sensorielle, l'acoustique physiologique et l'exploration fonctionnelle. De plus, nous assurons une remise à niveau dans des matières peu ou pas enseignées en audioprothèse comme l'anglais scientifique ou les statistiques. Enfin, les étudiants suivent des unités d'enseignements optionnelles avec des étudiants de médecine, de pharmacie ou de sciences pour approfondir leurs connaissances dans des domaines aussi variés que la gestion de l'entreprise, la génétique du développement ou la psychopharmacologie. En revanche, la deuxième année (M2) est beaucoup plus professionnalisante et très centrée sur l'audiologie pédiatrique, l'exploration fonctionnelle de l'audition et de la voix, la psychologie de l'enfant sourd ou de la personne âgée, les troubles vestibulaires, les acouphènes, et le réglage d'implant d'oreille moyenne

Biographie express

En 2000, Jérôme Bourien débute sa carrière de chercheur dans le « Laboratoire de Traitement du Signal et de l'Image » de l'Université de Rennes1.

En 2003, il soutient sa thèse de doctorat et rejoint l'équipe du Professeur Jean-Luc Puel en 2005 comme enseignant-chercheur à l'Université Montpellier1.

Depuis il donne des cours aux étudiants du DE d'audioprothésistes et du Master « Audiologie et troubles du langage » et développe un programme de recherche portant sur les neuropathies du nerf auditif.



et cochléaire. A la fin de son Master, un étudiant disposera 60 ECTS (crédits d'enseignement) qu'il pourra faire valoir partout en Europe.

4. Conditions d'admission

Si le Master est ouvert aux médecins, audioprothésistes et orthophonistes, qu'on ne se méprenne pas, chacun reste à sa place : le médecin dans le diagnostic, le traitement et la prescription, l'audioprothésiste dans l'exploration du déficit auditif, la réhabilitation et le réglage des aides auditives classiques ou implantées, et l'orthophoniste dans l'exploration des troubles du langage et la rééducation. Si les médecins peuvent valider un certain nombre d'unités d'enseignements (UE) durant leur parcours de médecine et accéder directement en M2, les audioprothésistes et les orthophonistes devront valider un M1 et un M2. La grande avancée de ce Master est d'ouvrir la profession sur un 3^{ème} cycle et des études doctorales.

5. Débouchés

Depuis sa création en 2006, le master a permis de former un corps de 50 spécialistes de l'audition et du langage à bac+5, qui exercent maintenant dans des centres d'audioprothèse, travaillent pour des enseignes (notamment dans les services évaluation des dispositifs), chez des fabricants (Aides auditives conventionnelles ou d'implant d'oreille moyenne ou cochléaire) ou publics (Inserm, Cnrs) en audiologie, des CHU (réglage d'implants cochléaires), et des centres de réhabilitation de l'audition post-implantation. Enfin, sur la cinquantaine de Masters diplômés depuis 2008, huit poursuivent leur cursus en thèse de doctorat. De belles carrières en perspective et un bon vivier pour le recrutement de nos futures élites en Audiologie.

6. Témoignages d'anciens étudiants.

« Depuis le début de mes études en audioprothèse, je souhaitais me spécialiser dans l'appareillage de l'enfant. Grâce à ces deux années de Master, j'ai donc pu approfondir mes connaissances et surtout mon expérience dans la prise en charge de la surdité pédiatrique. Mes stages dans un laboratoire spécialisé, l'enseignement de neuropsychologie, de neurobiologie, de sensorialité me permettent maintenant au quotidien de mieux appréhender la surdité et les difficultés rencontrées dans l'appareillage. J'ai la chance de travailler depuis la fin de mon master dans un centre expert dans l'appareillage pédiatrique et de mettre en pratique les enseignements acquis au cours de ces deux années ».

Cathy-Anne Guyon, Promotion 2007, Audioprothésiste pédiatrique

« Diplômé de l'école d'audioprothèse de Montpellier j'ai poursuivi vers le master d'audiologie car il pouvait m'apporter la formation que je souhaitais en recherche clinique et fondamentale. Les innovations et les connaissances en audiologie avancent vite et je voulais contribuer à ces découvertes. Chaque étudiant a un profil particulier et distinct en fonction du parcours et des stages qu'il choisit. Il y a une véritable complémentarité entre chacun, je pense que c'est ce qui fait la force de cette formation. J'ai eu la possibilité de travailler plusieurs années dans l'unité Inserm du Pr Jean-Luc Puel en tant qu'ingénieur à l'issue de la formation. Actuellement, en plus d'être audioprothésiste à mi-temps, je collabore comme rédacteur sur le site cochlea.org du Pr Rémy Pujol et je suis conseiller scientifique pour une société montpelliéraine qui développe les solutions d'hygiène que nous utilisons et délivrons en laboratoire d'audioprothèse. Sans ce master, j'aurais eu des connaissances limitées dans l'élaboration

de protocoles précis d'évaluation par exemple. Etre à la fois utilisateur et en amont du développement de nouveaux produits est passionnant ! »

Benjamin Chaix, Promotion 2010, Audioprothésiste et ingénieur R&D

« Après avoir travaillé un an et demi en tant qu'audioprothésiste (diplôme à Fougères), j'ai repris mes études en Master Audiologie et troubles du langage afin de m'initier à la recherche en audiologie et approfondir mes connaissances en implants. A l'issue du master, j'ai intégré l'équipe pluridisciplinaire du CHU de Montpellier en tant que régulateur d'implants cochléaires. Actuellement en thèse au sein de l'équipe INSERM dirigée par Jean-Luc PUEL à l'Institut des Neurosciences de Montpellier, mon étude, financée par le groupe ENTENDRE, consiste à développer un test clinique évaluant le codage de l'enveloppe temporelle par le nerf auditif. Les informations issues de ce travail permettront la création de nouvelles stratégies de traitement de signal prenant en compte ces spécificités neurales à ce jour inconnues. »

Florian Hasselmann, Promotion 2011, Doctorant à l'Institut de Neurosciences de Montpellier

« Actuellement interne en fin de cursus en ORL à Grenoble, j'ai pu effectuer le Master 2 «Audiologie et trouble du langage» dans le cadre d'une année recherche. Son intérêt réside en la pluridisciplinarité des intervenants et des étudiants, la qualité et la diversité de la formation offerte permettant de satisfaire chaque corps de métier y participant (audioprothésistes, orthophonistes ou ORL). J'ai ainsi réalisé un travail de recherche au sein de l'Institut de Neurosciences de Montpellier dans l'équipe «surdités, acouphènes et thérapies», sur le thème de la caractérisation électrophysiologique et comportementale de troubles

auditifs. Cela m'a permis de travailler avec une équipe de recherche de renommée internationale, puis de transposer les acquis en pratique quotidienne clinique et de comprendre le développement d'outils qui feront ma pratique médicale future. Je pense que ce master offre la possibilité de créer un réseau de professionnels hyperspécialisés pour travailler ensemble autour de la surdité de l'enfant, des prothèses implantées, de la recherche en psychoacoustique ou en audiologie fondamentale ».

**Eléa Lamblin, Promotion 2013,
Interne en ORL au
CHU Michallon de Grenoble**

A l'issue d'une « licence en Audiologie » dispensée à Marie-Haps (Bruxelles), j'ai senti le besoin d'approfondir mes connaissances liées au domaine passionnant de l'audition. C'est donc tout naturellement

que j'ai traversé la frontière pour me rendre à Montpellier et y suivre le « Master en Audiologie et troubles du langage ». Grâce à ces deux années de Master, j'ai eu l'occasion premièrement d'élargir mes connaissances autour de l'audition, et deuxièmement de réaliser deux stages en recherche fondamentale à l'Institut des Neurosciences de Montpellier. Ces stages ont été une véritable révélation pour moi. C'est dans une suite logique que j'ai accepté de poursuivre mes études par un doctorat en audiologie, que seul le Master aurait pu m'offrir. Le but de cette thèse est d'étudier avec des outils électrophysiologiques et comportementaux les afférences et efférences cochléaires.

**Antoine Huet, Promotion 2013,
Doctorant à l'Institut
de Neurosciences de Montpellier**

« Passionnée par le domaine de l'audition, à la suite de mon D.E. d'audioprothèse obtenu à Fougères, j'ai choisi de poursuivre mes études en Master d'Audiologie et troubles du langage afin d'élargir mes connaissances. J'ai réalisé ma première étude chez l'animal ce qui m'a permis d'acquérir de précieuses connaissances qui m'ont grandement aidées pour mon mémoire clinique de Master 2. En effet, je me suis appuyée sur les enregistrements unitaires réalisés chez le rongeur (Master 1) afin de mettre au point des méthodes psychoacoustiques chez l'homme. C'est très intéressant de passer de l'animal à l'homme, je me suis rendue compte que la recherche fondamentale est une clé indispensable pour mieux comprendre le fonctionnement du système auditif humain. »

**Lucie Billet, Promotion 2014,
Audioprothésiste**

Présentation de l'Association Représentative des Etudiants en Master d'Audiologie (AREMA)

Le but de cette association est de présenter et de valoriser la formation. Pour cela, elle dispose d'un site internet (www.masteraudiologie.fr) et d'une adresse électronique (masteraudiologie@gmail.com) pour répondre aux questions posées par les nombreuses personnes intéressées par le Master.

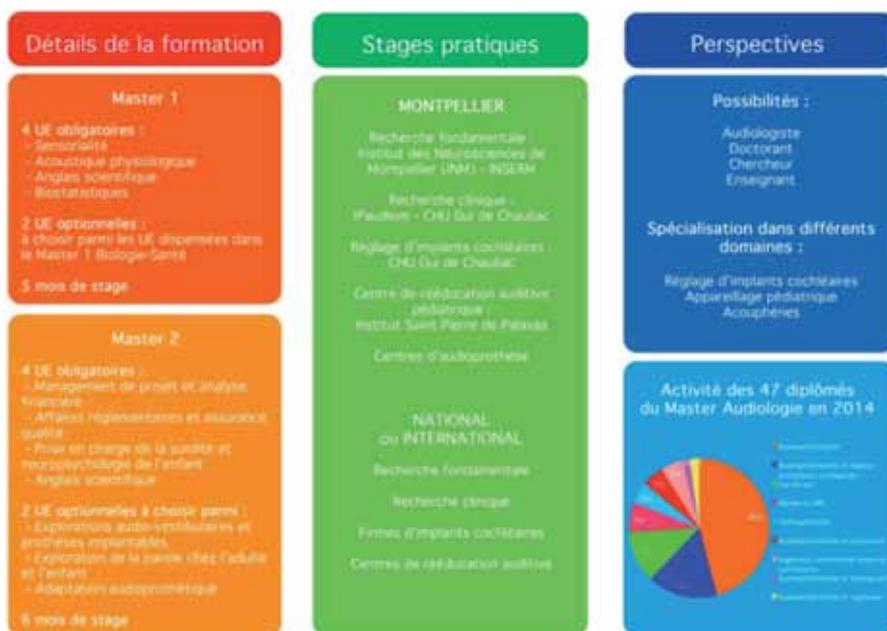
Depuis 2012, l'association anime également un stand et présente des posters scientifiques à l'occasion du congrès annuel des audioprothésistes. Pour la première fois cette année, l'association va intervenir au sein des principaux centres de formation en audioprothèse Français (Fougères, Lyon, Montpellier, Nancy et Paris) ainsi qu'en Belgique (Ecole Marie Haps).

L'association finance également l'achat de matériel et de logiciels d'audiophonologie pour les étudiants, et participe aux frais d'inscription des étudiants aux EPU.

Côté projets, l'association souhaite participer aux congrès nationaux d'audiologie (Société Française d'Audiologie-SFA) et de réglage d'implants cochléaires (GEORRIC). Elle envisage également de mener des actions de sensibilisation et de prévention des risques auditifs liés à la surexposition sonore.

Le Bureau de l'AREMA :

Tristan VILA (Président),
Charlotte DIJOU
(Vice-présidente),
Caroline DRYBURGH
(Trésorière),
Johann LAHAI (Secrétaire)



INVISIBLE, MAIS TOUT AUSSI EFFICACE

La nouvelle aide auditive CIC-MICRO de WIDEX



” J’ENTENDS
BIEN QUE L’ON
NE REMARQUE
QUE MOI.



www.widexpro.fr

Novembre 2014. Dispositif médical de classe IIa, remboursé par les organismes d'assurance maladie.
Nous vous invitons à lire attentivement le manuel d'utilisation.
MW201411-01

WIDEX DREAM™

POUR UNE AUDITION DE RÊVE



Veille acouphène

Thérapie acoustique de la dysesthésie faciale associée à un acouphène (somato-acouphène)

Philippe LURQUIN

C.H.U. St Pierre
Bruxelles

philippelurquin@
yahoo.fr



Virginie HERVÉ

Audioprothésiste
Luxembourg



Introduction

Cette « veille acouphène » propose de réaliser l'évaluation de l'efficacité de la TRT au sein de la population somato-acouphénique, et plus particulièrement l'évolution de la gêne faciale associée à l'acouphène.

Etant donné qu'il existe peu de littérature audiolinguistique concernant le traitement spécifique des sujets somato-acouphéniques et au vu des connexions neuro-anatomiques entre les systèmes sensoriel somesthésique et trigéminal et la périphérie auditive, notamment la connexion entre ces deux sensorialités au niveau du noyau cochléaire (Lurquin, Real & Cotton 2012, Lurquin & Hervé 2014), il nous a paru peu surprenant que certains patients plaintifs évoquent après mise en place de producteurs de bruit blanc la diminution voire la suppression de leur symptôme. Il nous a également semblé intéressant de mesurer et chiffrer l'efficacité de la Tinnitus Retraining Therapy sur cette plainte précise au moyen du questionnaire BAHIA (Lurquin, Real & Leleu 2013).

Le nerf trijumeau

La cinquième paire de nerf crânien encore appelée nerf trijumeau assure l'innervation sensitive de la face ainsi que d'une partie de la sphère ORL (orofaciale) et présente une composante motrice au niveau des muscles masticateurs.

Ce nerf crânien est sous-divisé en trois branches territoriales :

- le nerf ophtalmique (V1) innervant notamment le front, le dos du nez et l'orbite.
- le nerf maxillaire (V2) qui regroupe principalement les informations de la lèvre supérieure, de la partie antérieure de la tempe, de la joue, du nez, du palais, de la partie supérieure de la mâchoire.
- le nerf mandibulaire (V3) responsable, entre autres, de la sensibilité

de la lèvre inférieure, du menton, de la région postérieure de la tempe, de la partie inférieure de la mâchoire et de la mastication via son contingent moteur.

Le noyau cochléaire dorsal, premier relais des voies auditives centrales, situé dans le tronc cérébral reçoit également des afférences du système somesthésique. Ce noyau possède donc une fonction bimodale, (à la fois auditive et somesthésique). Ceci implique une interaction neuronale entre ces deux voies sensorielles et confère au noyau cochléaire un rôle critique dans le somato-acouphène (Shore et al, 2007) (Lurquin, Real & Cotton, 2012).

Ainsi, la contribution facilitatrice ou inhibitrice du système somato-sensoriel dans la genèse du somato-acouphène associé à une désafférentation auditive est au cœur des recherches actuelles.

Les particularités de l'acouphène somatique

Dans le cas des somato-acouphènes, l'intégration multimodale invoque un déséquilibre de l'interaction neuronale du Noyau Cochléaire entre le système auditif et les voies somesthésiques et/ou trigéminales. Son apparition ou sa modulation fait intervenir les systèmes somato-sensoriels, somato-moteurs et plus rarement visuo-moteurs (Sanchez et Rocha, 2011b).

Malheureusement, la littérature actuelle a tendance à globaliser l'acouphène somatique et différencie rarement les acouphènes somato-sensoriels de ceux à modulation somato-sensorielle. Le plus souvent, la dénomination « acouphènes somato-sensoriels » comprend les deux sous-types précédents.

L'acouphène somato-sensoriel se distingue de l'acouphène à modulation somato-sensorielle par la

présence d'un ou plusieurs événements traumatiques dominants dont notamment la dysesthésie cranio-cervicale précédant le dysfonctionnement du système auditif.

Dans cette sous-population, la douleur somatique augmenterait quand l'acouphène augmente. Selon Levine, l'acouphène se prononce du même côté que le dommage ou le trouble somatique (Levine et al, 2007).

Les thérapies développées dans le cadre des acouphènes somatiques se concentrent sur le système somato-sensoriel afin d'atténuer ou de supprimer l'acouphène. Malheureusement, la faiblesse des études relatées en matière de traitement, les conclusions énoncées sur des cas isolés, ne permettent pas d'affirmer la réelle efficacité des méthodes proposées.

Cette veille se propose d'évaluer l'évolution de la gêne faciale associée à un acouphène après Tinnitus Retraining Therapy Celle-ci associe la thérapie acoustique (Lurquin & al 2013c) à des séances de Conseil dirigé. Ainsi, le traitement se focalisera avant tout sur les systèmes auditifs et limbiques. La stimulation acoustique est constituée d'un double enrichissement par à la fois l'amplification et l'administration d'un bruit blanc.

Méthode

Population

L'échantillon compte 21 patients, 9 femmes et 12 hommes qui ont suivi la thérapie pendant une durée de 3 mois.

Critères d'inclusion et d'exclusion

La sélection des patients fut opérée à partir de deux questionnaires

- le THI (Tinnitus Handicap Inventory) devait présenter un score supérieur à 40

Veille acouphène



- le questionnaire BAHIA (Biphasique, Acouphène, Hyperacousie, Insensibilité de la face et Autres sensations) devait présenter une valeur supérieure ou égale à 1 dans l'échelle « gêne faciale » Notons que Les items 11 et 12, critères non décisifs d'inclusion, ont également été évalués dans nos analyses statistiques (voir Lurquin ,Real & Leleu 2013).

- dysfonctionnement de l'articulation temporo-mandibulaire
- maladie de Ménière
- acouphènes objectifs
- âge supérieur à 70 ans
- prise de médicaments psychotropes

Tableau 1 : critères d'exclusion choisis

Age et sexe

L'échantillon répertorié décrit une population dont la moyenne d'âge est de 48,67 ans et l'écart type d'une valeur de 11,51 ans ; l'âge minimum étant de 27 ans et celui maximum de 68 ans. 48 % des sujets présentaient un acouphène bilatéral et 52 % unilatéral. L'audiogramme moyen de la population testée montre une audition subnormale de 125 jusque 2000 Hz (circa 20 dB) et une perte de 40 à 50 dB sur les fréquences 4000 et 6000 Hz

Résultats

Scores au THI avant et après TRT

Après trois mois de TRT, la moyenne des résultats au THI voit une diminution de 67,14 % à 32,19 %, soit une réduction moyenne de 34,95%.

Par ailleurs, 71% des sujets passent de la catégorie « acouphéniques plaintifs » à celle des « non-plaintifs » (THI < à 40%).

Enfin, le traitement montre toujours un effet au niveau du THI ; seul le score d'un patient (sur vingt et un) a montré une dégradation.

Scores au BAHIA avant et après TRT

Conformément aux résultats précédents, une diminution de la plainte est observée au niveau de l'acouphène. Il en va de même en ce qui concerne la perte auditive, l'hyperacousie et la gêne faciale (**Figure 1**).

L'amélioration la plus importante concerne la gêne faciale avec une moyenne globale d'évolution de 38,57%. Pour autant, 5 patients sur

21 affirment n'avoir ressenti aucune amélioration relative à leur gêne faciale.

Temps de gêne faciale quotidienne

L'item 11 du BAHIA révèle une amélioration moyenne de 25% suite à la Thérapie alors que 7 patients ne décrivent aucun changement à ce sujet (**Figure 2**).

Impact de la gêne faciale sur la vie du patient

A la question 12 du BAHIA, l'amélioration s'avère très légèrement infé-

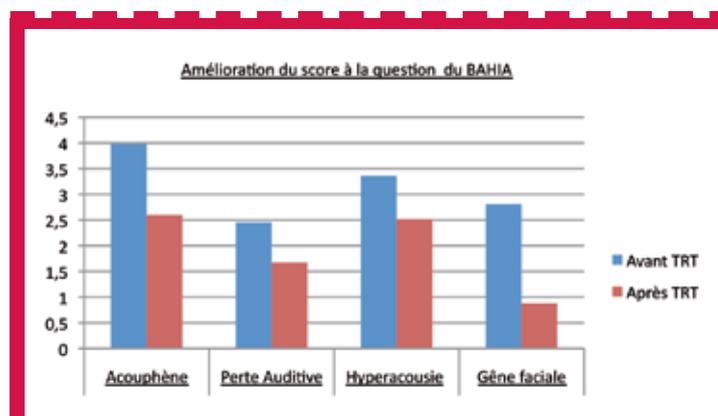


Figure 1 : Comparaison des réponses à l'item 1 du BAHIA avant et après TRT

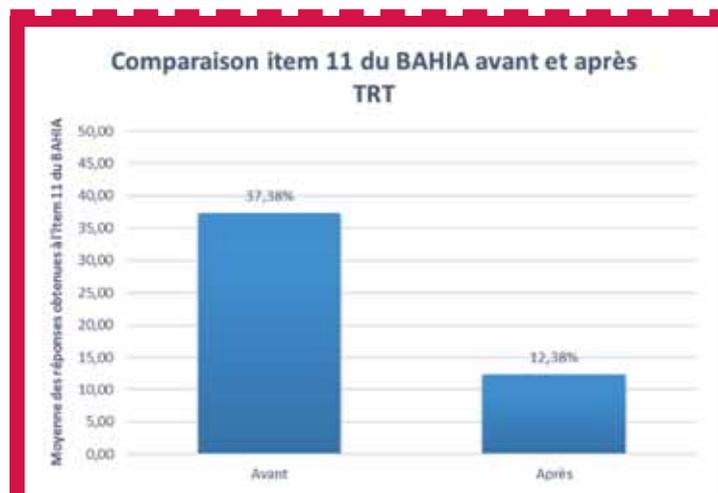


Figure 2 : Pourcentage du temps de gêne faciale



rieure à l'item précédent et ne démontre que 23,81% d'évolution. Par ailleurs, 8 patients sur 21 n'observent aucun changement d'incidence sur leur vie courante.

Enfin, 4 patients sur 21 ne signifient aucun changement au niveau de leur gêne faciale ni à l'item 1d, 11 et 12.

Le test de Wilcoxon permet d'observer une différence significative des scores au THI et aux items 1d, 11 et 12 du BAHIA ($\alpha = 0,05$) avant et après la thérapie.

Sensations évoquées au niveau de la gêne faciale

La douleur apparaît comme la sensation récurrente au sein de cet échantillon (35% des patients). Les sensations de gonflement et de pression arrivent en seconde position (chacune 15%), celles de chaleur, de picotements et de chatouillement en troisième ligne (respectivement des 10%). Enfin, un seul patient se plaint d'insensibilité (5%). Le plus souvent, une ou deux sensations sont relatées (**Figure 3**).

Bien qu'une évolution avérée ait été observée pour chacun des deux symptômes, aucune corrélation significative entre l'évolution de la gêne faciale et celle de l'acouphène n'a été décelée.

De façon logique, une corrélation significative a été établie entre l'évolution de la gêne faciale et respectivement celle de son incidence sur la vie courante et le temps de gêne quotidien.

Les tentatives de corrélation entre la diminution de la gêne faciale et respectivement, le sexe, l'âge (< et > à 50 ans) et le caractère unilatéral ou bilatéral de l'acouphène s'est avérée inefficace.

Sur l'échantillon, l'effet du traitement sur la gêne faciale (item 1d) est ressenti de manière plus importante chez les sujets ayant un acouphène bilatéral avec en moyenne 47% d'amélioration contre 31% pour les unilatéraux. Il est ressenti de manière plus importante chez les femmes (42% d'amélioration chez les femmes contre 36% en moyenne chez les hommes) et a un effet également supérieur dans le groupe des + de 50 ans (44% d'amélioration en moyenne contre 34%).

Aux vues des coefficients de variation calculés pour l'évolution moyenne de chacun des items (76% pour l'item 1d), les résultats restent forts variables d'un individu à l'autre. Généralement, un résultat est considéré comme « stable » lorsque le coefficient de variation n'excède pas

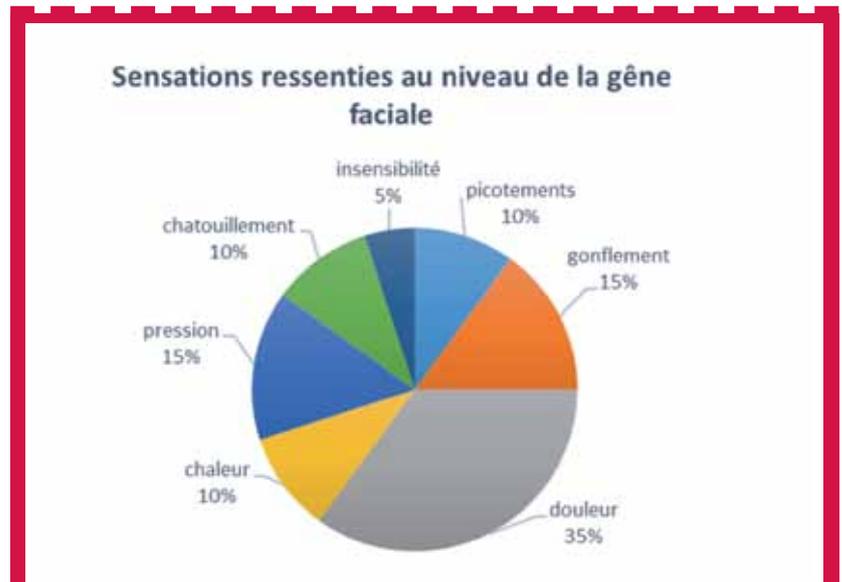


Figure 3 : Variétés des différentes dysesthésies faciales

les 20%. Cependant, ce type de résultat est fréquent lorsqu'on utilise des variables auto-générées, sur des individus ayant de surcroît des handicaps différents.

Discussion

Les questionnaires BAHIA et THI, outils indispensables dans le cadre d'une prise en charge en TRT, ont permis de rendre compte de l'efficacité du traitement chez les patients de notre échantillon souffrant d'acouphène associé à une dysesthésie faciale.

L'évolution moyenne obtenue au THI ainsi qu'aux items 1d, 11 et 12 du BAHIA apportent un premier aperçu positif de la thérapie acoustique tant au niveau de l'acouphène que de la gêne faciale. Les conclusions du test de Wilcoxon, pour chacun des items investigués annoncent une amélioration des scores après le traitement et ceci avec uniquement 5 chances sur 100 de nous méprendre.

Par ailleurs, élément intéressant, 71% des patients passent au THI de la catégorie des acouphéniques plaintifs à non plaintifs.

Seul un patient a vu son THI augmenté de 2% et ses résultats au BAHIA inchangés. Est-ce une valeur aberrante, quelqu'un de plaintif à outrance, ou le traitement a-t-il réellement eu un impact négatif sur son handicap ? Souffrant de maux de tête et de vertiges, et ce avant la prise en charge, ces différents facteurs ont pu interférer dans son échec.

Ces résultats encourageants démontrent un effet ressenti indéniablement positif sur l'échantillon tant au niveau de l'acouphène que de la gêne faciale.

Par ailleurs, le terme de dysesthésie faciale associée à l'acouphène s'est révélé, dans la pratique, bien plus large que son sens premier. En effet, les patients rencontrés relataient des plaintes non seulement faciales mais aussi péri-auriculaires, crâniennes cervicales, scapulaires et palmaires. Lors de la présentation du BAHIA aux patients, il est donc nécessaire d'expliquer les items relatifs à la gêne faciale au risque de passer à côté et ceci d'autant plus que le sujet ne lie généralement pas la plainte somatique à son acouphène.

Bien que les acouphènes à modulation somato-sensorielle et ceux associés à une dysesthésie faciale se veulent être des sous-populations différentes, trois patients ont relaté une capacité de modulation de l'acouphène associée à une dysesthésie faciale.

Conformément aux conclusions de Levine (Levine et al 2007), l'acouphène s'avère ipsilatéral à la gêne dans 93% des cas.

La modulation la plus fréquente, chez les patients présentant un acouphène à modulation somato-sensorielle, serait celle engendré par des mouvements de cou, selon une étude de Sanchez et Rocha, (2011b). Dans notre échantillon, les 3 patients de cette catégorie témoignent, eux aussi, de ces mêmes mouvements en association avec ceux de la mâchoire.



La pathogénie relatée par ces mêmes auteurs (2011a), s'est retrouvée le plus souvent dans les causes d'apparition de l'acouphène somatique. Par contre, la simultanéité d'augmentation des deux symptômes et la sensation de déplacement de l'acouphène n'était pas marquante dans l'échantillon.

Enfin, la description variée des sensations somatiques ressenties, rarement décrite dans la littérature, montre que la douleur est la plainte récurrente au sein de l'échantillon.

Conclusion

L'étude du bienfait de la thérapie acoustique proposée par la TRT sur l'échantillon recueilli apporte des pistes favorables dans le traitement des acouphènes somato-sensoriels.

Bien que l'échantillon récolté soit restreint, l'effet positif ressenti au niveau de la gêne faciale et de l'acouphène est manifeste et confirmé statistiquement.

Ce travail confirme la connexion entre les systèmes auditif et somato-sensoriel (somesthésique et/ou trigéminale). Alors que plusieurs recherches ont tenté, sans succès, d'inhiber l'acouphène par une stimulation trigéminée nous présentons pour la première fois l'efficacité d'une stimulation auditive sur la dysesthésie faciale chez les patients somato-acouphéniques.

Bibliographie

Baizer, J. S., Manohar, S., Paolone, N. A., Weinstock, N., & Salvi, R. J. (2012). Understanding tinnitus: The dorsal cochlear nucleus, organization and plasticity. *Brain Research*. doi:10.1016/j.brainres.2012.03.044

Bürgers, R., Gosau, M., Hahnel, S., & Behr, M. (2011). Differential Diagnosis of Temporomandibular Joint and Masticatory Muscle Disorders in Patients with Tinnitus. In *Textbook of Tinnitus* (pp. 435–440). doi:10.1007/978-1-60761-145-5

Dehmel, S., Cui, Y. L., & Shore, S. E. (2008). Cross-modal interactions of auditory and somatic inputs in the brainstem and midbrain and their imbalance in tinnitus and deafness. *American Journal of Audiology*, 17, S193–S209. doi:10.1044/1059-0889(2008/07-0045)

Dehmel, S., Pradhan, S., Koehler, S., Bledsoe, S., & Shore, S. (2012). Noise Overexposure Alters Long-Term Somatosensory-Auditory Processing in the Dorsal Cochlear Nucleus—Possible Basis for Tinnitus-Related Hyperactivity? *Journal of Neuroscience*. doi:10.1523/JNEUROSCI.4608-11.2012

Kanold, P. O., Davis, K. A., & Young, E. D. (2011). Somatosensory context alters auditory responses in the cochlear nucleus. *Journal of Neurophysiology*, 105, 1063–1070. doi:10.1152/jn.00807.2010

Lurquin, P. & Real, M. (2012). Le Counselling. *Les Cahiers de l'Audition*, 25 (5), 42–44. *Les Cahiers de l'Audition*, 25 (5), 42–44.

Lurquin P., Real M., Cotton P. «Les somato-acouphènes» *Les Cahiers de l'Audition*, 25 (6), 26–29.

Lurquin, P., Real, M., & Leleu, O. (2013a). BAHIA : un nouveau questionnaire poly-paradigmatique. Le nouveau «couteau suisse» de l'audioprothésiste? *Les Cahiers de l'Audition*, 26 (3), 40–43.

Lurquin, P., Real, M., & Leleu, O. (2013b). Les questionnaires: revue de littérature. *Les Cahiers de l'Audition*, 26 (2), 76–79.

Lurquin, P., Real, M., & Vannier M. (2013c). Du bon usage du bruit blanc. *Les Cahiers de l'Audition*, 26 (6), 36–39.

Mazzoli, M. (2011). Complementary tinnitus therapies. *Textbook of Tinnitus*. doi:10.1007/978-1-60761-145-5

Moller A.R et al (2011a). Anatomy and Physiology of the Auditory System. *Textbook of tinnitus*, chap 8, p 51–67.

Moller A.R et al (2011b). Interactions between Somatosensory and Auditory Systems. *Textbook of tinnitus*, chap 9, p 69–75.

Noreña, A. J., & Eggermont, J. J. (2003). Changes in spontaneous neural activity immediately after an acoustic trauma: implications for neural correlates of tinnitus. *Hearing Research*, 183, 137–153. doi:10.1016/S0378-5955(03)00225-9

Ostermann K., Thill MP, Horoi M., Hervé

V., Lurquin P. Tinnitus Retraining Therapy for craniocervical dysesthesia in somatosensory tinnitus patients. Poster présenté au «International Tinnitus Seminar», Berlin, mai 2014

Sanchez, T. G., & Rocha, C. B. (2011a). Diagnosis of Somatosensory Tinnitus. In *Textbook of Tinnitus* (pp. 429–433). doi:10.1007/978-1-60761-145-5

Sanchez, T. G., & Rocha, C. B. (2011b). Tinnitus Caused and Influenced by the Somatosensory System. In *Textbook of Tinnitus* (pp. 363–368). doi:10.1007/978-1-60761-145-5

Shore, S. E. (2005). Multisensory integration in the dorsal cochlear nucleus: unit responses to acoustic and trigeminal ganglion stimulation. *The European Journal of Neuroscience*, 21, 3334–3348. doi:10.1111/j.1460-9568.2005.04142.x

Shore, S. E., El Kashlan, H., & Lu, J. (2003). Effects of trigeminal ganglion stimulation on unit activity of ventral cochlear nucleus neurons. *Neuroscience*, 119, 1085–1101. doi:10.1016/S0306-4522(03)00207-0

Shore, S. E., Koehler, S., Oldakowski, M., Hughes, L. F., & Syed, S. (2008). Dorsal cochlear nucleus responses to somatosensory stimulation are enhanced after noise-induced hearing loss. *The European Journal of Neuroscience*, 27, 155–168. doi:10.1111/j.1460-9568.2007.05983.x

Shore, S., Zhou, J., & Koehler, S. (2007). Neural mechanisms underlying somatic tinnitus. *Progress in Brain Research*, 166, 107–123. doi:10.1016/S0079-6123(07)66010-5

Thill MP, Lurquin, P., Cotton, P., Debaty, M., Real, M., & Horoi, M. Somatic tinnitus (review) : A consequence of plasticity and bimodal integration in the dorsal cochlear nucleus. *Revue Laryngol Otol; Rhinol* 133, n°3, pp115–118, 2012

Zeng, C., Yang, Z., Shreve, L., Bledsoe, S., & Shore, S. (2012). Somatosensory projections to cochlear nucleus are upregulated after unilateral deafness. *Journal of Neuroscience*, 32, 15791–15801. doi:10.1523/JNEUROSCI.2598-12.2012



Mesures objectives en audiologie

Electrophysiologie audiolgogique : les potentiels évoqués auditifs précoces

**Fabrice
GIRAUDET**

Laboratoire de
Biophysique
Neurosensorielle
UMR INSERM 1107
Faculté de Médecine
Université d'Auvergne
Clermont Ferrand

Introduction

Décrit avec précision il y a près de 45 ans (Jewett et al. 1970), les fameux « PEA » sont devenus un test incontournable dans l'évaluation audiolgogique et neurologique. Il s'agit d'une réponse électrophysiologique mesurée à la surface du scalp du patient (ou du volontaire) qui est générée (évoquée) suite à une présentation acoustique. Il existe toute une famille de « PEA », de potentiels évoqués auditifs, qui sont dénommés selon la latence (en millisecondes) à laquelle ils apparaissent après la stimulation acoustique (**Tableau 1**).

Ainsi, dans une fenêtre temporelle de 20ms après la présentation acoustique sont décrits les PEAp

(pour précoces), dans une fenêtre de 50ms les potentiels de latences moyennes et dans une fenêtre de 100ms les potentiels tardifs (**Figure 1**).

Les PEAp sont une technique d'exploration objective non-invasive qui permet d'obtenir de façon relativement aisée des informations précieuses sur la fonction auditive mais également neurale.

Historiquement, dès les années 30, les premières preuves de la réactivité électrique de l'encéphale à des présentations acoustiques étaient publiées (Brewer & Bray 1930, Davis 1939). Il fallut attendre les années 70 pour que de grands noms comme Jewett, Hecox, Galambos,

Eggermont, Don firent émerger de nombreux concepts et réflexions autour de ces réponses électrophysiologiques de la fonction auditive.

L'actuel regain d'intérêt pour cette technique électrophysiologique provient essentiellement de la mise à disposition de nouvelles machines d'acquisition plus conviviale dans la manipulation (appareil portable), avec des possibilités plus aisées d'analyse des tracés (pointage automatique des ondes), avec le développement d'algorithmes de détection automatique de réponse pour le dépistage néonatal. Mais n'écartons pas si rapidement l'œil averti de l'expert...

Aspects techniques

Installation du patient

Du fait de l'amplitude très faible des PEAp, il est important d'installer le patient dans une position la plus confortable possible, afin de favoriser sa décontraction (et donc de minimiser le parasitage des enregistrements par les activités musculaires, essentiellement des muscles de la nuque). Pour cela, il est conseillé de privilégier la position allongée (fauteuil inclinable, divan d'examen) dans une pièce calme (idéalement une cabine insonorisée paradisée) avec une ambiance lumineuse faible. Contrairement à la relaxation musculaire, le niveau de vigilance n'est pas déterminant dans le recueil des PEAp et n'affectera pas les enregistrements. Il est donc possible de réaliser ces enregistrements assez facilement chez un adulte éveillé détendu ; chez le très jeune enfant le sommeil « post-biberon » sera d'un grand secours (**Figure 2**). Pour les enfants jusqu'à 5-7ans, le recours à une sédation voire à une anesthésie est souvent nécessaire. Pour les « grands enfants », il est également possible (selon la coopération de l'enfant) de réaliser des enregistrements devant

PEA: potentiels évoqués auditifs
PEAp: potentiels évoqués auditifs précoces
PEAtc: potentiels évoqués auditifs du tronc cérébral
ABR : auditory brainstem responses
BERA : brainstem evoked responses audiometry
BSER: brainstem evoked responses
PEAA : potentiels évoqués auditifs automatiques
AABR : automated auditory brainstem responses
PEAlm: potentiels évoqués auditifs de latence moyenne (ou semi-précoces)
PEAT ou PEAc: potentiels évoqués auditifs tardifs ou cognitifs, corticaux
MMN : mismatch negativity (négativité de discordance)

Tableau 1 : Terminologies et abréviations françaises et anglo-saxonnes des potentiels évoqués auditifs

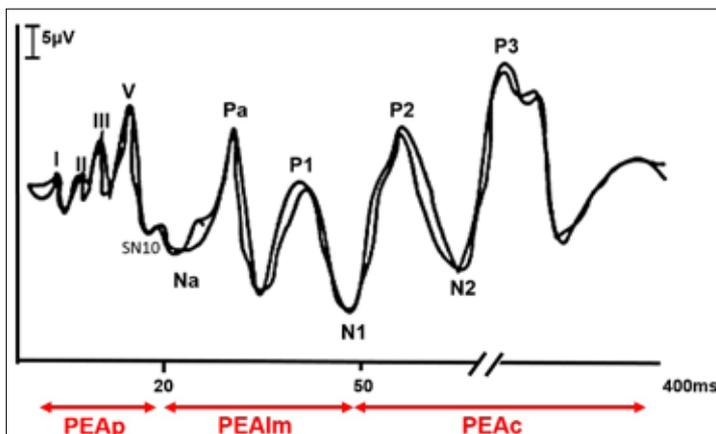
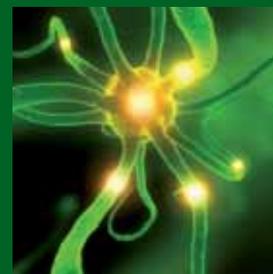


Figure 1 : les potentiels évoqués auditifs : toutes une famille !

MESURES OBJECTIVES EN AUDIOLOGIE <



un dessin animé « muet » (DVD portable, tablette).

Electrodes de recueil

Le positionnement des électrodes de recueil des PEAp est déterminé selon les recommandations de la nomenclature 10-20 d'électroencéphalographie. Ainsi, on considère deux voies d'enregistrements des PEAp (oreille droite et gauche) avec un montage vertexlobes CZ-A1 et Cz-A2 (Klem et al. 2002) (**Figure 2**). Cependant, dans de nombreux services ou laboratoires, l'utilisation d'électrodes à cupules est délaissée au profit d'électrodes auto-collantes (type électrodes gélifiées ECG) dont les positions sont légèrement décalées sur le front et sur la mastoïde. Ceci modifie très peu la morphologie des tracés et n'affecte pas les résultats de seuils. Néanmoins, chez beaucoup de sujets, l'utilisation de cette électrode auto-collante au niveau de la mastoïde est surchargée par l'enregistrement d'activité musculaire rétro-auriculaire.

Stimulus acoustiques

Les PEAp sont avant tout une technique d'exploration de la synchronie des voies nerveuses auditives. Il est donc impératif de disposer de stimulus acoustiques les plus « synchronisants » possible et donc, temporellement, plus les plus courts. Des clics de 100µs sont les stimulus acoustiques les plus appropriés (impulsion électrique carrée appliquée au transducteur). Toutefois, ce qui n'est pas ou peu pris en considération, c'est que les clics ont une dimension spectrale (donc fréquentielle) très large. Un clic stimulera donc quasiment toute la partition spectrale cochléaire. Néanmoins, chez la personne normo-entendante, du fait de la sensibilité de détection accrue pour les fréquences entre 2 et 4kHz (courbe de Wegel), les PEAp donnent une information du seuil auditif (5 à



Figure 2 : positionnement des électrodes d'enregistrement (en cupule) des potentiels évoqués auditifs chez un jeune enfant (après un biberon !)

20dB) pour ces fréquences. Par ailleurs, du fait de la propagation le long de la membrane basilaire de l'onde de pression, il y a un retard de stimulation de la région cochléaire apicale (codant pour les basses fréquences). Donc de façon privilégiée, la région cochléaire basale (codant pour les hautes fréquences) sera stimulée en premier lors de l'application de clics. Autrement dit, il est donc possible de considérer que des seuils obtenus à 5-20dB (donc sujet normo-entendant) sont les seuils des régions cochléaires comprises entre 2 et 4kHz.

Les stimulations acoustiques sont présentées à des intensités décroissantes de 80-90dB jusqu'à la détermination des seuils. Deux enregistrements à la même intensité permettent de confirmer la reproductibilité des tracés. Par ailleurs, dans le cadre d'asymétrie inter-aurale (suspicion ou diagnostiquée) il est conseillé, comme en audiométrie, d'utiliser un masquage contralatéral par un bruit blanc de 40 à 50dB inférieurs à l'intensité de présentation des clics.

Enregistrement des PEAp

Les électrodes de recueil sont placées sur la peau du scalp. Il est important de veiller à une bonne préparation de la peau pour avoir des impédances de contact électrique les plus faibles (inférieures à 5kΩ). Les électrodes de recueil enregistrent toutes les activités électriques (comme le 50Hz du secteur) mais également les artéfacts électromagnétiques des transducteurs acoustiques. Ainsi un casque TDH, du fait de sa « volumineuse » taille (chez enfant par exemple) et de sa position sur l'oreille (proche ou en contact avec l'électrode de recueil)



Figure 3 : les transducteurs acoustiques : insert vs TDH 39.



viendra directement parasiter les enregistrements électrophysiologiques (**Figure 3**). Il est donc fortement conseillé d'utiliser des inserts avec prolongateurs tube plastiques qui (1) éloigne le transducteur de l'électrode de recueil (2) ajoute un délai acoustique d'environ 1 ms. Par ailleurs, il est possible de clamber le tube acoustique de l'insert pour empêcher la propagation de la stimulation acoustique sans affecter les rayonnements électromagnétiques. Ainsi, avec une telle manipulation, on s'assure que les réponses enregistrées sont ou non de réelles réponses physiologiques.

Les PEAp permettent de détecter des réponses évoquées auditives « noyées » dans l'enregistrement électroencéphalographique (EEG). Il faut, comme dans très nombreuses techniques d'explorations objectives, faire émerger le signal physiologique du bruit de fond (constitué ici par l'EEG, les contractions musculaires, les rayonnements électromagnétiques environnementaux). Pour gommer ce bruit de fond et donc améliorer le rapport signal sur bruit, il faut moyenner des enregistrements unitaires (qui s'étendent 10 à 20ms après la stimulation acoustique). Ainsi, il est classiquement recommandé de moyenner entre 1000 et 2000 acquisitions pour obtenir des tracés de bonne qualité, avec une ligne de base acceptable. Il peut également être intéressant d'enregistrer quelques millisecondes avant le déclenchement de la stimulation acoustique (correspondant au zéro temporel) afin de disposer d'une ligne de base.

La morphologie typique des PEAp est une succession de 5 ondes dénommées de I à V (**Figure 4**). Ces ondes sont le reflet de générateurs depuis la cochlée jusqu'au tronc cérébral. Tel un circuit électrique,

l'activité électrophysiologique auditive parcourt les voies nerveuses auditives. Les principaux générateurs des ondes sont : la partie distale du nerf auditif (ganglion spiral) pour l'onde I, les noyaux cochléaires pour l'onde III et le colliculus inférieur controlatéral pour l'onde V.

L'onde V est particulièrement ample et elle est suivie d'une profonde dépression (appelée SN10). C'est cette dépression qui attirera l'œil exercé pour identifier l'onde V, bien avant d'en examiner la latence. Selon les différents abaques utilisés, selon l'âge, le sexe du patient, les ondes sont retrouvées (pour une intensité de stimulation de 80dB environ) avec des valeurs de latences aux alentours de 1.5ms, 3.5ms et 5.5ms pour les ondes I, II et V (respectivement).

Applications cliniques

Il est possible d'enregistrer les PEAp dès les premiers jours de vie. Néanmoins, les latences des différentes ondes sont très allongées comparativement aux valeurs « adultes ». En effet, les processus de maturation neurale au niveau des voies auditives ne s'achèveront que vers l'âge de 2 ans. La technique électrophysiologique est donc utilisable en dépistage néonatal. Ainsi, les PEAp automatiques de dépistage recherchent automatiquement la présence de l'onde V suite à l'application d'une stimulation acoustique d'une trentaine de décibels (selon les machines). Comparativement aux tests de dépistages utilisant les otoémissions, les PEAp automatiques renseignent sur la fonction auditive jusqu'au tronc cérébral. Rappelons que les otoémissions sont un indice de la fonctionnalité des cellules

ciliées externes cochléaires. Donc, en plus des surdités neurosensorielles, les PEAp automatiques peuvent également dépister les troubles rétro-cochléaires comme les neuropathies auditives.

Dans le cadre d'une étude de la fonction neurale auditive, des enregistrements à 80dB (superpositions d'au moins deux tracés) sont réalisés (PEAp neurologiques). La morphologie des tracés, les valeurs des latences sont examinées. Les enregistrements sont réalisés avec des clics de polarité de condensation et de raréfaction. Cette approche permet de mettre en évidence la réponse des cellules ciliées externes qui se dévoile sous la forme d'ondulation couramment considérée comme un artefact. En fait, il s'agit du potentiel microphonique cochléaire. Il n'est donc pas nécessaire de réaliser une électro-cochléographie pour enregistrer cette activité (électrode trans-tympanique ou électrode de conduit). Pour « gommer » cette réponse et pour avoir une onde bien dessinée, de nombreux services ou laboratoires travaillent en réalisant des acquisitions de PEAp en clics alternés (c'est-à-dire alternativement en clics de condensation puis de raréfaction). Mais dans le cadre de troubles majeurs de la synchronisation dans les voies neurales auditives, la désorganisation voire l'absence d'ondes conduit uniquement à des tracés de PEAp plats. Des enregistrements superposés avec étude de la polarité du clic, révéleront la présence d'un potentiel microphonique cochléaire. Dans le cas d'enregistrement d'ondes I, III et V bien identifiées il est important d'examiner les valeurs des latences obtenues et de les comparer à des tableaux normatifs. A souligner que les latences des PEAp obtenues chez la femme sont statistiquement plus courtes.

La valeur de l'intervalle I-V est également important à prendre en considération. Un examen comparatif inter-auriculaire permettra par exemple de suspecter un trouble rétro-cochléaire tel un neurinome. Une augmentation significative des latences alertera sur un trouble de démyélinisation (leucodystrophie, sclérose en plaque). En étudiant avec une approche « dynamique », c'est-à-dire avec une attention particulière sur l'évolution de la morphologie des tracés au cours des moyennages, ou à l'aide de petites acquisitions (200 coups par 200 coups) il est possible de révéler des troubles métaboliques énergétiques. Il est également important, mais malheureusement sous exploité,

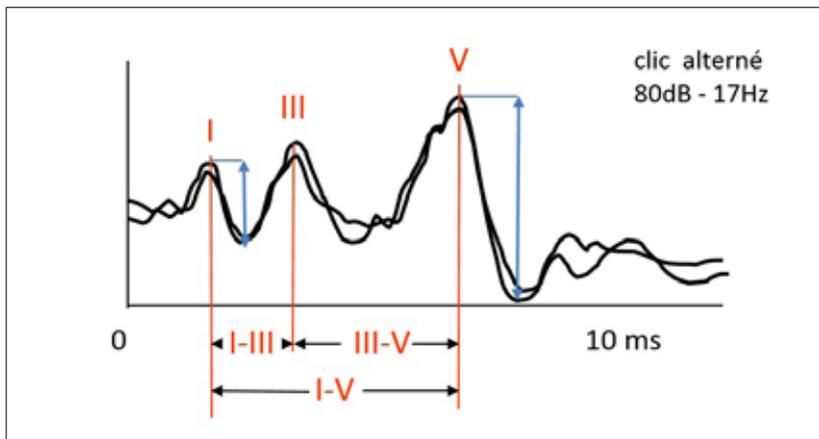


Figure 4 : tracé type de potentiels évoqués auditifs précoces à 80dB



d'examiner avec attention l'amplitude des ondes et surtout le rapport I/V (petite onde I, grande onde V). Une inversion du rapport I/V en faveur de l'onde I est en faveur d'un trouble neuronal axonal (dégénérescence). Par ailleurs, il est possible de réaliser des épreuves dites de « stress ABR ». La cadence ou récurrence à laquelle les clics sont présentés est de l'ordre de 20Hz (attention ne pas utiliser des valeurs « rondes », multiple du 50Hz pouvant conduire à un parasitage des tracés). En augmentant de façon significative (100 voir 1000Hz) cette cadence, cette approche peut révéler une défaillance neurale passant inaperçue avec une cadence « classique ». L'augmentation du rythme permet d'étudier l'adaptation neurale (au niveau de l'onde I) et qui peut se traduire par une augmentation exagérée de l'apparition de l'onde V. Cette méthodologie peut être utilisée pour étudier une certaine souffrance neurale (suite à une anoxie-hypoxie) ou une déficience métabolique.

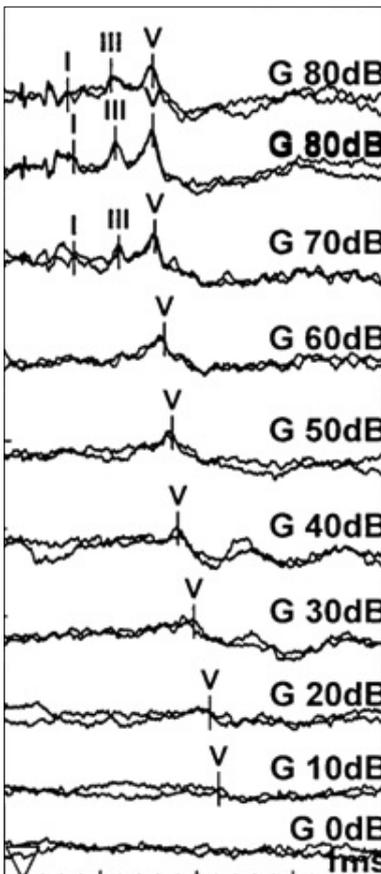


Figure 5 : tracé type de potentiels évoqués auditifs précoces avec recherche de seuil

En diminuant progressivement, par pas de 10dB, l'intensité de présentation des clics, il est possible de déterminer un seuil électrophysiologique. C'est essentiellement le suivi de l'onde V (diminution de son amplitude, augmentation de sa latence) qui sera attentivement observé, et près du seuil seule une petite dépression sera identifiable. Cet allongement de latence est temps nécessaire à l'amplification cochléaire, à l'émission de l'onde I. Si on examine attentivement l'inter-pic I-V celui-ci n'est pas affecté par la diminution de l'intensité de stimulation. L'inter-pic I-V est le reflet de la conduction nerveuse, c'est la signature du temps nécessaire dans ce « circuit électrique » des voies nerveuses auditives.

Le décalage de près d'une milliseconde de l'ensemble des valeurs des latences, (en fait décalage de l'émission de l'onde I, les inter-pics n'étant pas modifiés) est un indice d'un trouble transmissionnel au niveau de l'oreille moyenne.

Les données ainsi obtenues peuvent être croisées avec les résultats des otoémissions et plus particulièrement en produits de distorsion et avec les seuils obtenus en ASSR. Ainsi, cette démarche de l'évaluation de la fonction auditive périphérique permettra de s'approcher (de façon objective) des données audiométriques (obtenues ou non).

Conclusion

Les PEAp sont une technique encore incontournable dans l'évaluation de la fonction auditive et neurale. De nombreuses autres approches dérivées des PEAp sont utilisées (monitorage per-opératoire, potentiels électriques pour évaluation implants cochléaires) ou en cours de développement (speech ABR). Du point de vue audioprothétique, certains fabricants indiquent que dans leurs logiciels de pré-réglage il est possible de tenir compte des résultats obtenus en PEAp. Est-ce réellement judicieux d'utiliser ces données seules en dehors de la prise en considération d'autres données audiologiques telles que les produits de distorsions, la tympanométrie mais également des aspects techniques (casque vs insert). Néanmoins, dans un contexte pédiatrique, cette technique peut renforcer les « intuitions » de certaines données d'audiométrie comportementale...

Bibliographie

Davis H. Principles of electric response audiometry. *Ann Otol Rhinol Laryngol* 1976 May-Jun;85 SUPPL 28(3 Pt3):1-96.

Jewett DL, Romano MN, Williston JS. Human auditory evoked potentials: possible brain stem components detected on the scalp. *Science*. 1970;167(3924):1517-8.

Salamy, A., & McKean, C. M. (1976). Postnatal development of human brainstem potentials during the first year of life. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 40, 418–426.

Klem GH, Luders HO, Jasper HH, ELger C. Le système 10-20 de la Fédération Internationale de Neurophysiologie Clinique – Guide pratique de neurophysiologie clinique – Recommandations de La Fédération Internationale de Neurophysiologie Clinique – 2002 – Elsevier

Ouvrages recommandés

Exploration fonctionnelle objective des voies auditives - Paul AVAN. Collection Explorations fonctionnelles humaines - Edition Tec & Doc Lavoisier - 1997)

New Handbook of Auditory Evoked Responses - James W. Hall- Pearson Education – 2007

Prat H, Aminoff M, Nuwer MR, Starr A. Potentiels évoqués auditifs de courte latence. Guide pratique de neurophysiologie clinique – Recommandations de La Fédération Internationale de Neurophysiologie Clinique – 2002 – Elsevier



Veille Technique

Les innovations des industriels

— Oticon

Oticon rentre en campagne de communication web !

Avec le lancement de nos nouveautés alliant à la fois Design et discrétion, nous offrons à nos partenaires audioprothésistes une campagne publicitaire...

Un dispositif de campagne sur des sites Internet à destination des seniors axés Santé, Famille, Infos et bien d'autres...

Avec :

+ de 20.000.000 de pages avec publicité

+ de 20.000 clics directs pour de l'information

Oticon accompagne ainsi pour la première fois au moyen d'une

campagne d'une telle envergure, les malentendants en quête de solutions auditives à la fois performantes et invisibles !

Bannières, habillages de sites Internet, spot web... de nombreux supports où les appareils auditifs Oticon seront mis en avant et inviteront les malentendants à s'adresser à un audioprothésiste proche de chez eux.



Et si vous choisissiez le plaisir d'entendre avec Oticon ?



Découvrez l'adaptation sans fil avec FittingLINK

Grâce au nouveau programmeur sans fil FittingLINK, profitez d'une adaptation simple et rapide.

Simple car...

- Son installation ne prend que 2 minutes,
- Genie a été spécialement amélioré pour lui,
- Il est compatible avec tous les appareils dotés de la technologie sans fil depuis Epoq.

Rapide car...

- Sa clé USB dédiée a été conçue pour accélérer la vitesse de connexion,

- Il n'est plus nécessaire de brancher cordons, FlexConnect ou les divers accessoires de programmation,

- Vous n'avez plus à retirer et remettre les aides auditives en place plusieurs fois pendant l'adaptation !

Bonne nouvelle :

Le nouveau programmeur sans fil FittingLINK est compatible avec tous les appareils Wireless d'Oticon (dès Epoq, et surtout avec nos nouveaux intras IIC et CIC Wireless !)

Pour plus d'informations sur le programmeur sans fil FittingLINK, rendez-vous sur www.myoticon.fr ou sur la page www.facebook.com/OticonFrance





Phonak Audéo Q

Petite taille. Grandes performances.

Phonak Audéo Q est une gamme complète de contours d'oreille RIC destinée aux pertes auditives légères à sévères. Phonak Audéo Q comprend trois modèles, trois écouteurs externes, dans quatre niveaux de performances et un générateur de bruit pour la gestion des acouphènes. Forts des possibilités innovantes de la plateforme Quest de Phonak, les systèmes auditifs Phonak Audéo Q donnent une réponse idéale aux patients qui recherchent les meilleures performances auditives, dans des boîtiers de contours RIC flexibles et discrets.

Design et couleurs

Phonak Audéo Q est disponible dans trois styles différents, tous offrant une association idéale entre la taille et la performance. Un grand choix de nuances de cheveux et de peau pour une plus grande discrétion. Des couleurs à la mode et amusantes pour s'assortir à tous les styles.



Comprendre partout

La technologie supérieure des produits Phonak Audéo Q offre une foule de fonctions uniques, conçues pour enrichir l'horizon auditif de la vie quotidienne des patients.

Capter les voix dans les deux oreilles

La Technologie Binaurale VoiceStream™, une exclusivité Phonak, détecte le signal vocal et en assure une audition claire dans les deux oreilles. C'est-à-dire que le patient comprend mieux dans un plus grand nombre de situations. Voici quelques fonctionnalités utilisant la Technologie Binaurale VoiceStream™ :

auto StereoZoom - extrait la seule voix que le patient veut entendre du brouhaha d'une foule bruyante
auto StereoZoom s'active automatiquement quand le bruit atteint un niveau tel qu'il est difficile de comprendre une personne qui parle dans un brouhaha. Les microphones se focalisent sur l'interlocuteur devant le patient permettant une discussion plus aisée.

auto ZoomControl - se concentre automatiquement sur la source sonore la plus claire

Lorsque le patient ne peut pas faire face à l'orateur, par exemple, dans une voiture, auto ZoomControl peut se concentrer sur les voix provenant des côtés ou de l'arrière, pour une compréhension sans effort.

Speech in Wind - apprécier les conversations, même les jours de grand vent

Lors du port des aides auditives, le bruit du vent gêne pour comprendre la parole et nuit au confort d'écoute. Grâce à la fonction Speech in Wind, Audéo Q renforce la capacité de compréhension de la parole, même dans le vent.

Se connecter et communiquer

Le monde interactif moderne des téléphones mobiles et fixes, des ordinateurs, des téléviseurs, des consoles de jeux et des lecteurs MP3 peut être un véritable défi pour les personnes malentendantes.

Les modèles Phonak Audéo Q-312 et Q-312T peuvent se connecter facilement à tous ces appareils de communication et médias. Les différents accessoires sans fil Phonak tels que Phonak ComPilot, DECT CP1, Phonak TVlinkS permettent aux aides auditives de recevoir le signal de ces appareils de communication.

Phonak Audéo Q - la solution Phonak pour les acouphènes

Une option supplémentaire pour l'enrichissement sonore est intégrée à toutes les aides auditives Audéo

Q. Cette approche réduit la gêne causée par les acouphènes. Cette option est disponible pour tous les modèles Audéo Q. Voici ci-après une étude portant sur le générateur de bruit Tinnitus Balance.

Générateur de bruit Tinnitus Balance et Phonak Audéo Q

Étude évaluant l'intégration d'un nouvel outil de gestion de l'acouphène au sein de cliniques spécialisées.

L'objectif de cette étude, menée dans plusieurs pays, est d'évaluer l'applicabilité et les avantages du générateur de bruit Tinnitus Balance disponible dans Phonak Audéo Q au sein de cliniques spécialisées. L'étude est menée avec 54 sujets dans cinq cliniques dont quatre au Brésil et une à Singapour. Les résultats prouvent que Phonak Audéo Q associé au générateur de bruit Tinnitus Balance réduit de manière significative la gêne occasionnée par les acouphènes. Tous les sujets ont indiqué ressentir un soulagement de leurs acouphènes de modéré à important après trois mois. Les audioprothésistes ont déclaré que le réglage du générateur de bruit Tinnitus Balance à l'aide de Phonak Target™ était facile et qu'il s'intégrait parfaitement à leur protocole clinique habituel en matière de gestion des acouphènes.

Introduction

Les acouphènes sont généralement décrits comme des « sifflements » ou « bourdonnements d'oreille ». Ils sont définis comme une perception auditive fantôme : la perception d'un son d'intensité, de sonie et de tonalité variables en l'absence d'un son externe (Jastreboff, 1990). On estime que 10 à 15 % de la population souffre d'acouphènes et de façon permanente dans la plupart des cas. L'incidence des acouphènes



augmente avec l'âge. Une personne sur cinq entre 55 et 65 ans signale des symptômes d'acouphènes (Demeester et al, 2007). Nosrati-Zarenoe et al. (2007) ont révélé que 80% des personnes souffrant d'acouphènes souffraient également d'une perte auditive. L'enrichissement sonore, associé à un conseil de formation, est une approche avérée pour la gestion de l'acouphène. Le principe sous-jacent de l'enrichissement sonore est de fournir une stimulation sonore supplémentaire qui peut aider à détourner l'attention du patient de ses acouphènes et, de ce fait, éviter les réactions négatives. Des méthodes bien connues de gestion de l'acouphène, telles que le masquage de l'acouphène, la Tinnitus Retraining Therapy (Thérapie Acoustique de l'Habituation) et la gestion progressive de l'acouphène, impliquent comme première étape une forme d'enrichissement sonore avec amplification pour les patients souffrant d'acouphènes, mais également d'une perte auditive. La fonctionnalité de générateur de bruit Tinnitus Balance est disponible dans toutes les aides auditives Phonak Audéo Q. Elle fournit un moyen d'enrichissement sonore pouvant être utilisé dans le cadre d'un programme de gestion de l'acouphène dans le but de les soulager.

Méthodologie

Pour cette étude, nous avons sélectionné 54 sujets adultes âgés de 28 à 74 ans représentant une échelle partant d'une audition normale à une perte auditive sévère en passant par les acouphènes. L'étude a été menée dans cinq cliniques (quatre au Brésil et une à Singapour). Chaque clinique brésilienne disposait d'un ORL et d'un audioprothésiste. Celle de Singapour disposait d'un audioprothésiste et d'un spécialiste des acouphènes. L'anamnèse du handicap lié aux acouphènes (THI) a permis d'évaluer le seuil subjectif des acouphènes. Les informations reçues du THI ont été relevées lors du premier rendez-vous, puis après deux semaines et enfin au bout de trois mois. Une étude de satisfaction a également été réalisée après deux semaines et se composait de quatre questions à choix multiples. Enfin, l'audioprothésiste a répondu à un questionnaire lui permettant de donner son impression sur le réglage du générateur de bruit Tinnitus Balance dans le logiciel d'appareillage Phonak Target™. Les aides auditives Phonak Audéo Q ont été adaptées conformément

au protocole établi dans chaque clinique et en fonction de la perte auditive des sujets. Le générateur de bruit a été activé pour tous les sujets.

Résultats et discussion

La figure 1 indique les résultats moyens du THI lors du premier rendez-vous et au bout de trois mois de traitement. On note une amélioration moyenne de 13,5 points sur l'ensemble des résultats après trois mois d'utilisation de l'aide auditive munie du générateur de bruit. Au Brésil, 33 des 44 sujets ont indiqué une amélioration du THI après trois mois. À Singapour, six des dix sujets ont affiché une amélioration des résultats du THI dans ce même laps de temps.

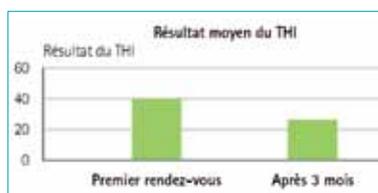


Figure 1 : Résultats moyens du THI lors du premier rendez-vous et au bout de trois mois de traitement pour les sujets du Brésil et de Singapour.

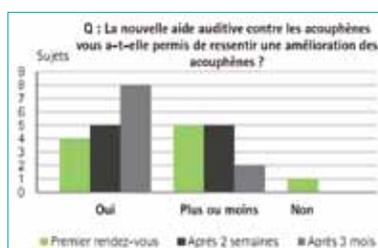


Figure 2 : La question posée aux sujets était d'évaluer subjectivement leur satisfaction avec la nouvelle aide auditive contre les acouphènes. Leurs réponses sont présentées en corrélation avec le temps écoulé. En termes de satisfaction, 60 % des sujets étaient très satisfaits.

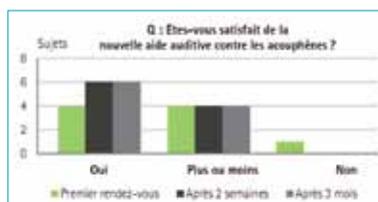


Fig. 3 La question posée aux sujets était d'évaluer subjectivement l'amélioration des acouphènes avec la nouvelle aide auditive contre les acouphènes. Leurs réponses sont présentées en corrélation avec le temps écoulé. Après trois mois, la plupart des sujets disaient ressentir une amélioration.

Ponctuellement au cours de l'étude, on demandait aux sujets de dire si l'aide auditive munie du générateur de bruit améliorerait leurs acouphènes et s'ils en étaient satisfaits. La figure 2 illustre les réponses à cette question. Au bout de trois mois, presque tous les sujets disaient ressentir une amélioration de leurs acouphènes.

Il convient de remarquer que sur les dix sujets à Singapour, quatre présentaient un résultat du THI initial très faible, ce qui est un signe d'un handicap infirme à léger. Ils n'ont rapporté qu'une faible amélioration subjective des acouphènes après l'appareillage. Leur impression est restée inchangée après deux semaines d'utilisation. Ceci du fait des résultats initiaux du THI déjà très faibles. Cela contraste avec le groupe du Brésil au sein duquel les résultats du THI étaient élevés. Pour cinq sujets, le résultat du THI se trouvait entre 80 et 100 points, ce qui est un signe d'un handicap sévère. Même si l'amélioration moyenne était très semblable entre les deux groupes, certaines améliorations de résultats étaient considérables. Par exemple le résultat de l'un des sujets affichait une amélioration de 32 points déjà après deux semaines.



Conclusion

Cette étude a prouvé que l'utilisation du générateur de bruit Tinnitus Balance avec Phonak Audéo Q au sein d'une clinique dédiée à l'acouphène permettait de réduire significativement la gêne causée par ceux-ci. 80 % des sujets ont indiqué ressentir un soulagement des acouphènes de modéré à important. Ils ont également constaté une amélioration de leur bien-être. Les audioprothésistes ayant participé à l'étude ont noté une amélioration des résultats du THI plus rapide qu'avec d'autres produits qu'ils avaient précédemment utilisés. Ils ont également souligné la facilité de réglage du générateur de bruit Tinnitus Balance et le fait qu'il n'est pas nécessaire d'adapter leur protocole clinique habituel à ce nouveau produit. Tous les audioprothésistes ont déclaré maîtriser les réglages du générateur de bruit Tinnitus Balance dans le logiciel d'appareillage Phonak Target™.

Plus d'informations sur www.phonakpro.fr/etudes
-Phonak Field Study News 2014,
Générateur de bruit Tinnitus Balance et Phonak
Audéo Q - Étude évaluant l'intégration d'un
nouvel outil de gestion de l'acouphène au sein de
cliniques spécialisées.



Siemens FOCUS TECHNOLOGIE : ACOUPHÈNES

micon

Dans 90 % des cas, l'acouphène est associé à une baisse d'audition, et il peut être dû à un traumatisme sonore, un traumatisme crânien, une pathologie vasculaire (surdité brusque par exemple) ou métabolique (maladie professionnelle), une presbyacousie, etc. Il est souvent révélé à l'occasion d'un stress, d'un choc émotionnel ou encore en raison d'un terrain anxieux.

Pour réapprendre à vivre sereinement, en dépit des acouphènes, les spécialistes et le patient doivent s'engager ensemble. Par spécialistes, il faut comprendre une équipe pluridisciplinaire avec ORL, psychologues, comportementalistes (sophrologie, thérapie cognitive et comportementale) et audioprothésistes. Il est important de bien comprendre que si l'acouphène est devenu chronique (c'est-à-dire qu'il dure depuis plus de 12 mois), il y a peu de chances qu'il disparaisse complètement. Cependant une thérapie d'habituation et l'accompagnement approprié par une équipe pluridisciplinaire, peuvent considérablement réduire les symptômes de façon que l'acouphène ne domine plus la vie du patient. Il devient tout simplement un autre son du quotidien. Le patient apprend à contrôler l'acouphène. La thérapie d'habituation peut intégrer l'utilisation d'un appareil auditif externe.



Une aide efficace micon™ de Siemens

La technologie innovante des aides auditives micon™ de Siemens répond aux besoins spécifiques des patients acouphéniques, tout en procurant une audition confortable et naturelle.

Combattre les acouphènes et mieux entendre

Aide auditive, générateur de bruit ou les deux à la fois. Avec les solutions auditives Siemens, c'est l'audioprothésiste qui choisit. Siemens propose une gamme de solutions auditives innovantes équipées de la fonction anti-acouphènes.

Fonction anti-acouphènes des aides auditives Siemens (générateur de bruit)

Le générateur de bruit des aides auditives micon a pour but de détourner l'attention de l'utilisateur de ses acouphènes, et de réduire son émergence. La courbe de réponse de ce bruit peut être paramétrée sur 20 canaux de réglage et ce, jusqu'à 12 kHz. Ce bruit de thérapie peut être utilisé soit seul soit mix  à l'amplification microphonique de l'appareil. L'utilisateur peut, en fonction de ses besoins (et si l'audioprothésiste le valide), ajuster lui-même le volume de l'amplification et du bruit de thérapie (  partir des boutons de contrôle de l'appareil ou d'une télécommande).

La fonction anti-acouphènes

- Ajustement du bruit de thérapie sur 20 canaux.
- Jusqu'à 12 kHz.
- Trois modes opérationnels : amplification microphonique seule, bruit de thérapie seul, ou les deux simultanément.
- Générateur de bruit indépendant.
- Quatre enveloppes de bruit pré-programm es : bruit blanc, bruit rose, bruit vocal et bruit aigo.

Les accessoires

  l'aide des boutons de contrôle sur l'aide auditive ou des télécommandes easyPocket™ ou miniTek™, l'utilisateur peut facilement naviguer entre les modes, « Amplification microphonique seule », « Bruit de thérapie seul », « Mixte » (amplification + bruit) et/ou accéder au contrôle de volume de son bruit de thérapie.



easyPocket



miniTek

Guide d'adaptation de la fonction anti-acouphènes des aides auditives Siemens

Les aides auditives Siemens équipées de la fonction anti-acouphènes peuvent être utilisées dans le cadre de la thérapie d'habituation développée par le Pr. Jastreboff et le Dr. Hazell.



Principes de la thérapie d'habituation ou TRT (Tinnitus Retraining Therapy)

Le système auditif central est capable de filtrer les sons non-informatifs, comme par exemple le bruit du ventilateur de l'ordinateur sur lequel on travaille ou celui de la circulation automobile près de laquelle on s'endort. Ces bruits sont alors bloqués dans la zone sous-corticale inconsciente et n'arrivent pas à la zone corticale consciente.

Le patient acouphénique a perdu cette capacité de filtrage des sons non-informatifs. Le but de la thérapie est de rééduquer le cerveau pour retrouver cette fonction de filtrage. Ce filtrage auditif cérébral est régulé par le système limbique qui est le siège du contrôle des émotions ; et par le système nerveux autonome, siège des réponses automatiques du corps aux signaux de danger.

La TRT consiste à rééduquer cette partie sous-corticale du cerveau par une prise en charge du patient (explication du modèle de Jastreboff, informations sur les acouphènes, conseils, aide psychologique) et par l'utilisation d'un bruit adapté non informatif, qui ne doit surtout pas masquer l'acouphène. En effet, il n'est évidemment pas possible de s'habituer à un son que l'on n'entend pas.

Le bruit de thérapie doit aider le patient à détourner son attention de l'acouphène. Plus le patient est à l'écoute de son acouphène, plus fortement il le percevra.

Ce bruit externe n'a pas de connotation émotionnelle négative, il est stable et le patient en est maître. En se mélangeant à l'acouphène, ce bruit réduira aussi la réponse émotionnelle négative de l'acouphène.

Ce bruit thérapeutique diminue l'émergence de l'acouphène qui sera donc moins perçu. La détection de l'acouphène étant rendue plus difficile, le cerveau va, étape par étape, en modifier le traitement et réinstaurer son travail de filtration, amenant le patient à devenir peu à peu indifférent à l'acouphène.

La durée d'une TRT est de 12 à 18 mois.

Hyperacousie et générateur de bruit

Dans le cas de patient présentant une hyperacousie, une thérapie à l'aide de bruit peut être mise en place.

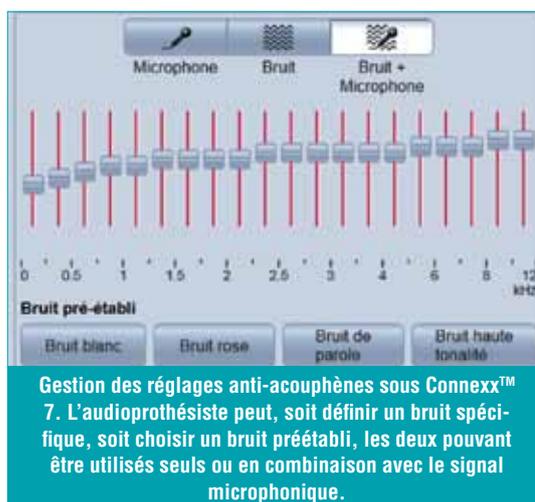
Son but vise à améliorer progressivement la tolérance aux bruits du patient.

Les recherches ont montré que dans ce cas de figure, le bruit rose était le meilleur choix. Ce bruit se rapproche étroitement du spectre du son que nous entendons dans la vie de tous les jours. Le bruit blanc a la même énergie à toutes les fréquences. Étant donné que les patients sont plus sensibles aux hautes fréquences, le bruit blanc n'est pas le meilleur choix pour la thérapie. Il aurait tendance à ralentir les progrès visant à rétablir la tolérance, à cause des hautes fréquences (trop fortes) contenues dans le bruit blanc.

En cas de forte hyperacousie et d'acouphènes concomitants, il est nécessaire de traiter l'hyperacousie avant de pouvoir gérer efficacement les acouphènes. Pour agrandir la dynamique résiduelle du patient, le volume du bruit doit être d'abord ajusté à faible niveau de telle sorte que ce bruit soit jugé tolérable et confortable. Puis le niveau sera très progressivement augmenté au fur et à mesure de l'amélioration ressentie. Une plage de réglage du bruiteur de 8 dB est préférable pour en régler très finement l'intensité. Il sera conseillé à votre patient de l'utiliser seulement quelques heures par jour, pendant une activité qu'il apprécie. Ensuite, le niveau de bruit sera augmenté selon l'option de thérapie préférée. Bien que des progrès soient rapidement perceptibles, une complète désensibilisation demande du temps, souvent plus de 6 mois.

En cas de perte auditive associée à l'hyperacousie, il est utile de vérifier les zones fréquentielles où l'hyperacousie se manifeste. Sur ces fréquences, vous baisserez les seuils d'enclenchement des

AGC-o, et si nécessaire vous augmenterez aussi les AGC-i, pour que le niveau de sortie n'atteigne pas le seuil d'inconfort du patient. Il n'aura plus besoin d'avoir recours à des stratégies d'évitement et pourra porter son aide auditive en toutes circonstances, ce qui stimulera les aires auditives centrales et favorisera leur normalisation par plasticité cérébrale. Au fur et à mesure de la rééducation auditive, vous réduirez progressivement cette surcompression jusqu'au rétablissement d'une dynamique normale. L'hyperacousie peut parfois provenir d'une phonophobie, ou peur de certains bruits liée à des expériences négatives. Une psychothérapie, par exemple la thérapie comportementale cognitive (TCC), donne souvent de bons résultats surtout si elle est complétée par un bruiteur réglé à faible volume et porté séquentiellement sur de courtes durées. Le niveau et la durée des séquences journalières de port seront progressivement augmentés.





Widex

Écouteur déporté et transfert acoustique

La nouvelle référence ?

Cette étude fait suite à la création, par la société danoise WIDEX, d'une nouvelle série d'écouteurs déportés portant la dénomination **EasyWear (EW)**.

Les critères qui ont amené à la conception de ces appareils font suite au constat que les performances des écouteurs actuels sont déjà très élevées : il fallait donc s'attaquer à d'autres caractéristiques moins apparentes et, de ce fait, pas suffisamment travaillées ni assez considérées.

Comme le suggère leur nom, ces nouveaux transducteurs ont été imaginés dans le but de faciliter l'approche pour l'appareillage en écouteur déporté. Plus qu'une redéfinition des paramètres électroacoustiques intrinsèques, ils apportent des réponses nouvelles à la problématique du couplage entre l'écouteur et le tympan, par le biais d'une ergonomie nouvelle et d'un concept d'embout personnalisé qui définit de nouveaux standards fonctionnels, cosmétiques et – surtout – acoustiques.



Encore un nouvel embout, dirons-nous. Cela fait cinquante ans qu'on en fabrique toute sorte d'exemplaires plus ou moins réussis ; quelles seraient les raisons de cette nouvelle mouture ?

La réponse tient dans un seul mot : intégration. Cette nouvelle série introduit, par la même occasion, un événement doté de caractéristiques inusuelles.

Bien que les transducteurs EasyWear aient vocation à être utilisés en configuration OPEN, leur couplage avec le tympan par l'intermédiaire de cet embout sur mesure offre des possibilités acoustiques et de confort pour le moins étonnantes.



Conception orientée utilisateur

Conception traditionnelle

Tout d'abord : la différence entre EW et les autres séries d'écouteurs est évidente.

Dans l'ordre :

- Le fil intégré, renforcé Kevlar®
- L'arrière de l'écouteur, plat, qui contient le réceptacle de l'ancre
- Des dimensions réduites par rapport aux écouteurs classiques
- La sortie latérale du fil suivant un angle d'environ 45°
- Les embouts instantanés (spécifiques EW) avec protection intrinsèque
- Bien sûr, la couleur

Ces spécificités ne représentent que la partie visible de l'ensemble ; leur importance va bien au-delà d'un simple changement à visée purement cosmétique ou marketing.

Le fil intégré entrant à 45° avec inserts en Kevlar® rend cette solution extrêmement intéressante pour l'extraction de l'écouteur : il suffit de tirer sur le fil pour sortir l'ensemble du conduit auditif, la résistance à la traction étant assurée par les fibres aramide qui entourent l'écouteur et se prolongent dans le fil. Par comparaison avec les fils classiques munis de connecteur, toutes les projections indiquent une résistance à l'usure très supérieure.

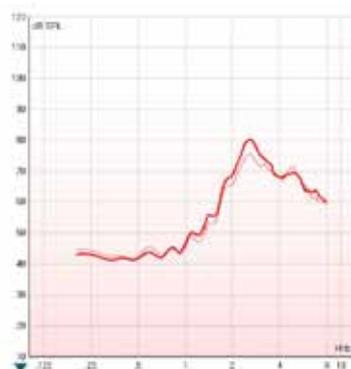
L'introduction dans le conduit auditif est grandement facilitée par l'arrière plat de l'écouteur : le malentendant peut ainsi exercer une pression adéquate et son geste devient beaucoup plus naturel. Ce fait même est à l'origine d'une partie de l'amélioration – dûment constatée – du couplage acoustique entre écouteur et tympan.

Les dimensions des écouteurs EasyWear, nettement inférieures à leurs homologues classiques, permettent très fréquemment un positionnement plus profond dans le conduit auditif externe (CAE) : qu'il s'agisse d'embouts personnalisés ou bien instantanés, cette remarque est toujours valable. Or, un positionnement de l'orifice

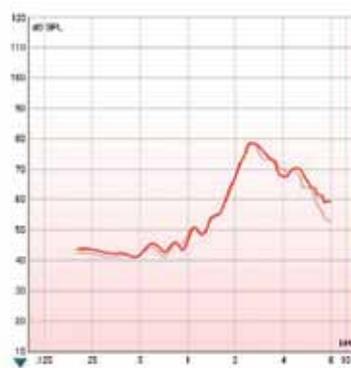
d'écouteur plus proche du tympan se traduit invariablement par l'amélioration du transfert d'énergie entre la source et ce dernier.

La profondeur d'insertion est visualisée au besoin très facilement, grâce à quelques petits fils en soie de longueur égale accrochés aux orifices des écouteurs. La partie qui déborde de l'oreille nous renseigne efficacement à $\pm 0,2$ mm près.

Cette spécificité a été testée et validée à travers plusieurs cas d'appareillage, pour lesquels nous avons produit les deux formes d'équipement : EW et écouteur classique avec embout à adaptation immédiate. La comparaison est aisée, puisque tout écouteur EasyWear possède les mêmes caractéristiques électroacoustiques (à $\pm 0,25$ dB près) que son homologue classique. Il est par ailleurs très important, pour la validité du test, que le malentendant seul procède à l'insertion de l'écouteur, pour bien mettre en évidence la relation de cause à effet : il en résulte que le positionnement plus profond dans le CAE (sans le concours du praticien) est bien le principal facteur d'amélioration du couplage.



Mesure In Situ, avantage EW



Mesure In Situ, égalité



Dans nombre de situations nous n'avons constaté aucun changement de performances pour EW versus classique. L'analyse de ces cas nous montre que la longueur du fil dans le conduit, après la courbure supratragale, est insuffisante pour permettre l'insertion profonde de l'écouteur. Le choix d'un écouteur avec un fil de taille supérieure et la modification de la courbure de ce dernier (pratiquée à l'eau chaude ou tout autre moyen thermique) redonnent l'avantage à EW dans la plupart des cas. Bien entendu, il ne s'agit que d'une éventualité et l'on peut parfaitement se satisfaire du résultat précédent. Nous pouvons maintenant détailler le rapport entre EasyWear et ses embouts personnalisés, produits par imprimante 3D (technologie CAMISHA).



Embout creux pour écouteur EasyWear



Embout plein pour écouteur classique

Les dimensions d'EW, en net retrait par rapport aux écouteurs classiques de puissance comparable, permettent la production d'embouts sur mesure minimalistes et creux dans la plupart des cas.

Nous n'allons pas refaire l'histoire de l'embout personnalisé et de ses multiples variantes : l'on ne connaît que trop bien la problématique liée à l'embout plein classique. Auto-phonation, isolation thermique importante (maximale pour les embouts silicone), insertion parfois difficile obligeant à raccourcir la portion distale de l'embout,

d'où augmentation conséquente de la CR (cavité résiduelle)... la liste est longue.

Avec, toutefois, un avantage majeur : une mise en place et une tenue dans le CAE permettant la constance des caractéristiques acoustiques, jour après jour.

L'embout EW sur mesure **creux, court** et positionné **plus en profondeur** procure un meilleur confort et améliore l'acoustique du couplage.



Dans l'ordre :

L'embout est **creux** :

- A) l'embout est plus léger ; sa paroi relativement fine permet une meilleure évacuation de la chaleur de la cavité résiduelle (par rapport à un embout plein de mêmes dimensions). La mesure différentielle de température montre, bien évidemment, une conductance thermique supérieure pour l'embout EW qui, sans être particulièrement significative, va néanmoins dans la bonne direction.
- B) un événement pratiqué dans cette paroi fine possède une efficacité acoustique bien supérieure à celle qui aurait un événement de diamètre égal percé dans un embout plein, donc forcément plus long (est-il besoin de rappeler que l'effet d'événement est proportionnel à son diamètre et inversement proportionnel à sa longueur).

Le praticien a toute latitude pour produire des embouts personnalisés bénéficiant des avantages d'assise, de tenue dans le conduit et de contrôle précis de l'acoustique qui leur sont propres ; avec en plus une palette d'événements très élargie par rapport à une fabrication traditionnelle, qui va de l'aération simple jusqu'à un degré d'ouverture proche de l'OPEN.

L'embout est **court** :

- Il occupe moins de surface par rapport à la paroi du CAE, donc entrave moins l'échange thermique naturel ; sa longueur réduite permet une meilleure insertion, notamment quand le CAE est sinueux.

L'embout est placé **plus en profondeur** :

- Il réduit en proportion le volume de la cavité résiduelle, d'où moins d'auto-phonation. Le transfert d'énergie est amélioré
 - a) par la réduction du volume de la CR,
 - b) par le fait que le nœud de pression, dû essentiellement à la dimension majeure de la CR, est déplacé vers des fréquences plus élevées.

Conclusions

L'aboutissement d'EasyWear n'est pas sans rappeler le FFF - Form Follows Function, la forme découle de la fonction - qui a marqué nombre de réalisations architecturales. Un seul dogme : faire petit. Avec une forme riche de sa ligne pure, indépendante de son habillage.

Au-delà de l'intérêt esthétique bien compréhensible en soi, il est possible - et souhaitable, surtout - que la famille EasyWear (écouteurs et embouts instantanés / sur mesure) puisse être en mesure de relancer l'intérêt pour l'événement adapté et ses atouts acoustiques. Dans un marché où, depuis une dizaine d'années, l'appareillage est fortement orienté OPEN, EasyWear redessine le standard du sur-mesure en proposant un concept inédit, simple et néanmoins très, très performant.

Il peut se positionner avantageusement par rapport à l'OPEN - solution rapide, pratique et moderne, mais à l'acoustique incertaine - ainsi que par rapport à l'embout traditionnel, suivant les goûts du malentendant et les souhaits de l'audioprothésiste. Les vôtres aussi ?

Marco TORREANI
Directeur Scientifique
WIDEX France
Octobre 2014



L'implant cochléaire : de 1976 à nos jours

**Vendredi 21 novembre
2014**

**Groupe hospitalier Pitié-
Salpêtrière - Service ORL
Otologie, Implants auditifs et
Chirurgie de la base du crâne**

**Lieu de la réunion :
Hôpital Pitié-Salpêtrière
Institut de Cardiologie
Adicare, Auditorium, 5e étage
56, bd Vincent Auriol
75013 Paris**

Pr. Olivier Sterkers, Pr. Bernard Meyer, Dr Daniele Bernardeschi, Dr Didier Bouccara, Dr Evelyne Ferrary, Dr Pascal Foeillet, Dr Isabelle Mosnier, Dr Yann Nguyen, Dr Assia Terranti.

Avec la participation de

Advanced Bionics
Amplifon
Cochlear France
Collin
Medtronic
Neurelec
Pouret Médical
Vibrant Med-El Hearing Technology
Zambon
Zeiss

Programme

9h00 INTRODUCTION
Olivier Sterkers

09h15 Naissance et jeunesse de l'implant cochléaire
Claude-Henri Chouard

09h45 Implant cochléaire et traitement du signal : les fondamentaux
Vincent Péan (Medel)

10h30 Les hôpitaux parisiens dans l'aventure médicale et industrielle de l'implant cochléaire français
Dan Gnansia (Neurelec / Oticon Medical)



11h00 PAUSE

11h30 Traitement temporel en audition : 10 ans de collaboration entre le CNRS et l'hôpital Saint-Antoine
Christian Lorenzi (ENS, CNRS, Paris)

12h00 Facteurs prédictifs des performances de l'implantation cochléaire : résultats d'une étude multicentrique internationale auprès de 2251 adultes.
Diane Lazard (Institut Arthur Vernes, Agir pour l'Audition)

12h30 Les associations d'implantés cochléaires
Catherine Daoud (CISIC)

12h45 DÉJEUNER

14h00 REPRISE DES
PRESENTATIONS

14h00 Les dispositifs aux frontières de l'implant
Bruno Frachet (Rothschild)

14h20 Fox® : un logiciel efficace pour le réglage des implants cochléaires ?
Dorith Amar, Stéphanie Borel (Pitié-Salpêtrière)

14h40 Implantation bilatérale : quelles indications ?
Isabelle Mosnier (Pitié-Salpêtrière)

15h00 Quel implant au cours de la NF2 ?
Didier Bouccara (Pitié-Salpêtrière)

15h20 Implantations cochléaires et acouphènes
Christine Poncet (Rothschild)

15h40 Quand faire un comblement d'oreille moyenne ?
Daniele Bernardeschi (Pitié-Salpêtrière)

16h00 Implantation atraumatique
Yann Nguyen (Pitié-Salpêtrière)

16h20 Perception des émotions non-verbales chez les adultes implantés cochléaires
Emmanuèle Ambert-Dahan (Pitié-Salpêtrière)

16h40 Conclusions : orientations futures du centre d'implantation Pitié-Salpêtrière
Isabelle Mosnier, Olivier Sterkers (Pitié-Salpêtrière)

16h50 FIN DE LA JOURNÉE

Renseignements & inscriptions

Otologie, Implants Auditifs et Chirurgie de la Base du Crâne

Secrétariat : Véronique Piéters
Tél. : 01 42 16 26 04
Fax : 01 42 16 26 05
Email : veronique.pieters@psl.aphp.fr

Inscription obligatoire

70 euros journée et repas
Gratuit pour les CCA, DES, DIS
(Chèque établi à l'ordre de l'Association de recherche du service O.R.L. de l'hôpital Beaujon)



■ Rencontres de la Société Française de Réflexion Sensori-Cognitive (SOFRESC)

9^{ème} édition

Actualités sur le repérage et la prévention des maladies neuro-dégénératives et neuro-sensorielles

Samedi 22 Novembre 2014

Centre Luxembourg, 103, boulevard Saint Michel, Paris 5

Comité organisation

Murielle Jamot, Didier Bouccara
Arach Madjlessi

Comité Scientifique de la journée

Mme Emmanuèle Ambert-Dahan
Pr Bahram Bodaghi, Pr Joel Belmin
Dr Didier Bouccara, Pr Christian Corbé
Mme Catherine Dauxerre
Mme Nicole Denni-Krichel
Dr Philippe De Normandie
Pr Bruno Frachet, Mme Murielle Jamot
Pr Stéphane Lehericy, Pr Frank Lin
Dr Arach Madjlessi, Dr Isabelle Mosnier
Dr Xavier Perrot, Pr Edwige Pissaloux
Pr Anne Sophie Rigaud

Samedi 22 novembre 2014

08h30 Accueil

09h00 Ouverture de la journée

Arach MADJLESSI, Président, SOFRESC
Didier BOUCCARA, Secrétaire et Vice-Président, SOFRESC

Murielle JAMOT, Trésorière, SOFRESC

1^{ère} session : Le repérage des maladies neuro dégénératives et neuro sensorielles

Modérateurs : Pr Christian CORBE, Ophthalmologiste, ancien Directeur de l'Institution Nationale des Invalides (SOFRESC) - Dr Isabelle MOSNIER, ORL, CHU Pitié-Salpêtrière APHP

9h15 Intérêt du repérage de la fragilité en gériatrie : expérience de Toulouse
Dr Sandrine SOURDET, gérontopôle de Toulouse,

09h45 L'outil de repérage Sensori-cognitive de la SOFRESC
Dr Arach MADJLESSI et Dr Didier BOUCCARA

2^{ème} session : Actualités médicales sur la prévention des maladies neuro sensorielles et neuro dégénératives

Modérateurs : Pr Bruno FRACHET et Dr Didier BOUCCARA, Vice-Président, SOFRESC

10h15 Codage de l'information dans le nerf auditif : à la recherche de nouveaux outils diagnostiques

Pr Jean-Luc PUEL, CHU Montpellier

10h45 DMLA

Pr Bahram BODAGHI, DHU handicap visuel, CHU Pitié-Salpêtrière APHP

11h15 Ethique et prévention

Pr Emmanuel HIRSCH, espace éthique, APHP

12h00 Déjeuner

Prévention de la Maladie d'Alzheimer

Modérateurs : Pr Joël BELMIN et Dr Arach MADJLESSI, Président, SOFRESC

13h15 Cardio-vasculaire : Pr Olivier HANON, Broca/Cochin APHP

13h45 Nutrition : Pr Fati NOURHASHEMI, Gérontopôle de Toulouse

14h15 Activités physiques : Dr Christophe TRIVALLE, Paul Brousse APHP

14h45 Maintien des capacités sensorielles : Dr Isabelle MOSNIER, ORL, CHU Pitié-Salpêtrière APHP

Table Ronde : Mieux coordonner les actions de prévention neuro sensorielles et neurodégénératives

15h15 Table-ronde animée par le Dr Philippe DENORMANDIE et Murielle JAMOT, Trésorière de la SOFRESC

Participants : Marc BOURQUIN (ARS Ile de France), Nathalie CHEVALIER (sous réserve), Maurice BECARRI (Fisaf), un représentant de la FHF, Joël STUM (groupe GIE santé retraite), Dr Alain BERARD (Fondation Médéric Alzheimer)

16h15 Conclusions de la journée

Inscriptions

Droits d'inscription : 75 euros Nets de TVA (Pause et déjeuner inclus)
www.sofresc.com / www.sphconseil.fr

■ DIPLÔME UNIVERSITAIRE

Audioprothèse implantable chez l'adulte

Université Pierre et Marie Curie 91 bd Hôpital, 75013 paris

Centre Implant cochléaire GH Pitié Salpêtrière – Bâtiment Paul Castaigne 75013 Paris

Pr. Olivier Sterkers, Pr. Bernard Meyer GH Pitié-Salpêtrière

Année universitaire 2014 - 2015

Jeudi 13 novembre 2014

Physiologie et exploration de l'oreille moyenne et interne

08h45 Accueil des participants

09h00 Introduction. O. Sterkers, B. Meyer

09h30 Physiologie de l'oreille interne
E. Ferrary

11h15 Explorations audiométriques
D. Bouccara

12h45 Déjeuner

14h00 Surdité de l'adulte: quelles étiologies ? Quel bilan ?
D. Bouccara - I. Mosnier

15h45 Imagerie de l'oreille: application aux prothèses implantables. S. Trunet

16h45 Discussion

Vendredi 14 novembre 2014

Prothèses implantables : généralités et bilan

09h00 De l'audioprothèse conventionnelle à l'audioprothèse implantée, les différentes solutions. D. Bouccara

10h45 Parcours du patient, prise en charge pluridisciplinaire. I. Mosnier

11h00 Bilan orthophonique des surdités
E. Ambert-Dahan - S. Borel

12h00 Bilan psychologique. C. Carillo

12h45 Déjeuner

14h00 Traitement du signal dans les implants cochléaires. V. Pean

15h00 Surdités sévères, surdités unilatérales : quelles évaluations ? quelle place pour les aides auditives traditionnelles ?
A. Coez - E. Bizaguet

16h15 Réglementation, données socio-économiques, remboursement, registre, aides financières.
D. Bouccara - I. Mosnier - A. Coez

17h00 Discussion

Samedi 15 novembre 2014

Implant d'oreille moyenne

09h00 Indications et technique chirurgicale. D. Bernardeschi

09h45 Vibrant Soundbridge. MEDEL

10h30 Pause

10h45 MET et Carena - DACS COCHLEAR

11h30 Résultats. Données de la littérature. D. Bernardeschi

Sites et réseaux sociaux

www.fmpmc.upmc.fr

www.facebook.com/pages/Facu



■ GDR GRAEC Groupe de Recherche en Audiologie Expérimentale et Clinique

**L'acouphène aujourd'hui :
de la clinique à la recherche
et vice versa**

**Judi 13 Novembre 2014
(CHU Purpan, Toulouse)**

Comité organisateur

MJ FRAYSSE (CHU Purpan) &
A. NORENA (CNRS Marseille)
O. DEGUINE (CHU Purpan),
P. BARONE (CNRS Toulouse).

8h30-9h00 Accueil des participants -
Introduction

P. Barone (Toulouse), MJ Fraysse
(Toulouse), A. Norena (Marseille)

9h00-9h30 Titre provisoire : « Un aperçu
des recherches déjà effectuées sur
l'acouphène ». R. Dauman (Bordeaux)

9h30-10h00 Amorçage des acouphènes,
quelques pistes théoriques dans
certaines circonstances de survenue?
P. Avan (Clermont-Ferrand)

10h00-10h30 Acouphènes liés au bruit
et dysfonction des propriocepteurs de
l'oreille moyenne, la possibilité d'un lien.
A. Job (Grenoble)

10h30-11h00 « Acouphènes :
Mécanismes, sous-groupes, analogies ».
A. Norena (Marseille)

11h00-11h30 Pause café

11h30-12h00 Titre provisoire :
« Vertiges et acouphènes : analogies des
mécanismes physiopathologiques »
B. Tighilet (Marseille)

12h00-12h30 Titre provisoire :
« Mécanismes des douleurs
neuropathiques : des acouphènes
somatosensoriels ? »
L. Garcia-Larrea (Lyon)

12h30-13h00 « Perception fantômes
et plasticité cérébrale : le modèle du
membre amputé et de la greffe de main »
P. Giroux (Saint-Etienne)

13h00-14h00 Déjeuner

14h00-14h30 « Mécanismes
neurophysiologiques de l'attention
auditive ».
A. Bidet-Caulet (Lyon)

14h30-15h00 « Mesure et évaluation de
l'acouphène Comment et pourquoi ? ».
MJ Fraysse (Toulouse)

15h00-15h20 « Acouphènes et
approches comportementales ».
En attente de confirmation

15h20-15h40 Traitement de l'acouphène
par une approche acoustique.
Indications et résultats. S. Gallego (Lyon)

15h40-16h00 Titre provisoire :
Stimulation électrique et acouphènes.
B. Frachet (Paris)

16h00-16h20 Implants cochléaires et
acouphènes.
M. Marx (Toulouse)

16h20-16h40 La stimulation magnétique
transcrânienne répétitive a-t-elle
encore sa place dans le traitement des
acouphènes ?
X. Perrot (Lyon)

16h40-16h45 Synthèse et perspectives.
MJ Fraysse & A Norena

Inscription

La participation est libre mais la capacité
sera limitée. Nous vous demandons
de nous envoyer une pré-inscription à
pascal.barone@cerco.ups-tlse.fr.

Road Show Phonak France

Du 2 décembre 2014 au 8 janvier 2015

Compte tenu du succès toujours grandissant de l'actuel
portefeuille produits QUEST et afin de garantir la disponibilité
constante de ses nouveautés sur tous les marchés, Phonak
a pris la décision d'introduire ses nouveautés produits en
2 vagues. Aussi, le road show français se déroulera du 2
décembre 2014 au 8 janvier 2015.

Lors de l'établissement du planning détaillé de notre futur
lancement produit, il est apparu évident que la demande serait
si importante qu'elle ne permettrait pas de garantir avec certitude,
la disponibilité constante de toutes nos nouveautés sur
l'ensemble des marchés mondiaux de Phonak.

Compte tenu de ces éléments, mais également du succès
toujours croissant de l'actuel portefeuille produits QUEST, le
groupe Phonak a pris la décision d'organiser le nouveau lancement
en 2 vagues distinctes:

Les Etats-Unis et l'Allemagne, respectivement 1^{er} et 2^{ème}
marchés en volume débiteront dès la mi-October, suivis par
la France.

Le Road Show français est donc reporté du 2 Décembre 2014
au 8 Janvier 2015, pour une commercialisation officielle le 14
Janvier 2015.

« Ce nouveau planning permettra à Phonak France d'assurer
pour tous nos clients une transition homogène vers nos
nouveaux produits, de bénéficier de l'expertise de la première
vague et de couvrir encore plus de régions » explique Vincent
Lefèvre, Directeur Général de Phonak France. « Nous sommes
particulièrement impatients d'accueillir nos partenaires avec
des nouveautés très excitantes et un portefeuille produits
encore plus étoffé. »

Pour ce nouveau Road Show, les équipes de Phonak France
couvriront pas moins de 12 villes de l'hexagone :

2 déc.	Strasbourg	15 déc.	Lyon
3 déc.	Lille	16 déc.	Paris
8 déc.	Bordeaux	17 déc.	Rennes
9 déc.	Toulouse	18 déc.	Nantes
10 déc.	Montpellier	6 janv.	Nice
11 déc.	Aix en Provence	8 janv.	Pau

Pour plus d'informations, contactez :
Maud Garrel - Phonak France - Relations Presse
Tél : 04 72 14 50 00
Email: maud.garrel@phonak.com



ENSEIGNEMENT POST-UNIVERSITAIRE D'AUDIOPROTHÈSE

Les méthodologies d'appareillage et leur utilisation pour le choix prothétique

5 et 6 décembre 2014
Paris - La Villette

Organisé par le Collège National d'Audioprothèse avec les Directeurs d'Enseignement d'Audioprothèse Centre des Congrès de la Villette
30, avenue Corentin Cariou
75019 Paris

Vendredi 5 Décembre 2014

8h00 Accueil des participants

8h45 - 9h00 Introduction à l'EPU 2014
E. Bizaguet, audioprothésiste, Paris
Président du Collège National d'Audioprothèse

Méthodologies d'appareillage : préambule et instruments de mesure

9h00 - 10h00 Définition des différents paramètres acoustiques et psychoacoustiques. Intérêts, limites.
M. Del Rio, audioprothésiste, Bordeaux
Y. Lasry, audioprothésiste, Nantes

10h00 - 10h30 Historique des méthodes d'appareillage. E. Hans

10h30 - 11h00 Pause

11h00 - 13h00 Méthodologies de calcul de correction auditive et mesures objectives (in-vivo et coupleur).

X. Delerce, audioprothésiste, Mont de Marsan
C. Guemas, audioprothésiste, Carhaix
S. Laurent, audioprothésiste, Gourin

Méthodologies d'appareillage : philosophies et principes généraux

14h30 - 15h30 Méthodologies liminaires : philosophie, description, particularités et applications pratiques. Exemple théorique et pratique du NAL.
A. Coez en binôme avec un nouveau membre élu au CNA 2014

15h30 - 16h30 Méthodologies de transfert de la dynamique : philosophie, description, particularités et applications pratiques. Exemple théorique et pratique du PR (pré-réglage).

X. Renard, audioprothésiste, Lille

16h30 - 17h00 Pause

17h00 - 18h00 Méthodologies basées

sur l'utilisation du seuil de confort : philosophie, description, particularités et applications pratiques. Exemple théorique et pratique du CTM (Confortable transfert matrix). F. Le Her, audioprothésiste, Rouen

18h00 - 19h30 Réunion CNA/UNSAF : actions en cours et projets communs 2015

Samedi 6 Décembre 2014

8h30 Accueil des participants

Utilisation des cibles méthodologiques pour le choix prothétique

9h00 - 10h00 Les méthodes d'appareillage : utilisation, intérêt et limites des méthodologies intégrées dans les logiciels fabricants. Variabilité, artefacts de mesure, données chiffrées.
P. Lurquin, audioprothésiste, Belgique

10h00 - 10h30 impact des traitements du signal sur les gains cibles.

A. Gault en binôme avec un nouveau membre élu au CNA 2014

10h30 - 11h00 Pause

11h00 - 11h30 Les adaptations des méthodologies propres à l'appareillage des patients présentant des zones mortes cochléaires.
Nouveau membre élu au CNA 2014

11h30 - 12h00 Les adaptations des méthodologies propres à l'appareillage des patients présentant une atteinte centrale. Cas particulier de la neuropathie.
P.E. Waterlot, audioprothésiste, Aire sur la Lys

14h00 - 14h20 Stratégie d'adaptation en fonction du profil du patient, de l'anamnèse et de l'ancienneté de la perte auditive.

C. Renard, audioprothésiste, Lille

14h20 - 14h40 Stratégie d'adaptation en fonction des anomalies de l'audiométrie prothétique, des compensations mises en place et des discordances tonale / vocale.
T. Roy, audioprothésiste, Rouen

14h40 - 15h15 Stratégie d'adaptation en fonction de pathologie fréquente ou temporelle et des résultats de l'audiométrie vocale.
F. Lefevre, audioprothésiste, Rennes

15h15 - 15h45 Synthèse et questions sur les stratégies d'adaptation.

C. Renard, audioprothésiste, Lille
T. Roy, audioprothésiste, Rouen
F. Lefevre, audioprothésiste, Rennes

15h45 - 16h15 Adaptation des réglages pour l'écoute de la musique.

B. Hugon, audioprothésiste, Paris

16h15 - 16h45 « Accompagnement humain, soutien psychologique » et conduite à tenir en cas de difficultés d'adaptation.

E. Bizaguet, audioprothésiste, Paris

16h45 - 17h00 Conclusion et clôture de l'EPU. E. Bizaguet, audioprothésiste, Paris

Pour les directeurs d'enseignement d'audioprothèse et de D.U.

M. Achour Aknine - M. Joël Ducourneau - M. Le Professeur Bernard Fraysse - Mme Le Professeur Pascale Friant-Michel
M. Le Professeur Alexandre Garcia - M. Le Professeur Benoit Godey - M. Gérard Kalfoun - M. Le Docteur Romain Kania - M. Le Docteur Mathieu Marx - Mme Le Professeur Cécile Parietti Winkler - M. Le Professeur Jean-Luc Puel

Pour le Collège National d'Audioprothèse

Kamel Adjout - Patrick Arthaud - Jean-Claude Audry - Jean Bancons - Jean-Paul Beraha - Hervé Bischoff - Eric Bizaguet - Geneviève Bizaguet - Jean-Jacques Blanchet - Daniel Chevillard - Arnaud Coez - Christine Dagain - Ronald De Bock - Xavier Debrulle - François Degove - François Dejean - Jean-Baptiste Delande - Xavier Delerce - Matthieu Del Rio - Jean-Pierre Dupret - Charles Elcabache - Robert Faggiano - Stéphane Garnier - Alexandre Gault - Grégory Gerbaud - Céline Guémas - Eric Hans - Bernard Hugon - Yves Lasry - Stéphane Laurent - Frank Lefevre - François Le Her - Maryvonne Nicot-Massias - Jean Old - Georges Peix - Christian Renard - Xavier Renard - Benoît Roy - Thomas Roy - Philippe Thibaut - Claude Sanguy - Jean-François Vesson - Frédérique Vignault - Alain Vinet - Paul-Edouard Waterlot

Pour les membres correspondants étrangers du cna

Roberto Carle - Léon Dodelé - Philippe Estoppey - Bruno Lucarelli - Philippe Lurquin - Leonardo Magnelli - Carlos Martinez Osorio - Juan Martinez San Jose - Thierry Renglet - Christoph Schwob

Pour les membres correspondants étrangers associés du CNA

Elie El Zir

Collège National d'Audioprothèse

20, Rue Thérèse - 75001 Paris
T. 01 42 96 87 77 F. 01 49 26 02 25
cna.paris@orange.fr
www.college-nat-audio.fr



Communiqués de presse



Oticon : Frédéric Combeau devient responsable régional centre sud

L'évolution de plus en plus rapide du marché, de nos gammes de produits et des multiples services que nous vous proposons dans le cadre de notre relation de partenariat, nous amène à renforcer notre équipe commerciale pour vous offrir toujours plus de support au quotidien et de proximité.

C'est pourquoi nous sommes très heureux de vous présenter aujourd'hui la personne qui devient votre interlocuteur privilégié au quotidien en tant que Responsable Régional Centre Sud : Frédéric Combeau.

Certains d'entre vous ont déjà eu la chance de faire sa connaissance alors qu'il était Commercial pour la marque

Sonic (groupe William Demant) pendant plusieurs années.

Suite à des changements stratégiques, Frédéric a accepté un poste au sein de l'équipe Oticon et nous l'en remercions !

Frédéric est désormais animé de l'envie de mettre sa solide expérience des produits, son expertise du marché de l'audioprothèse, sa disponibilité et son sens de l'écoute, à votre service.

Il couvrira les départements suivants : 03, 07, 12, 15, 19, 23, 26, 30, 34, 42, 43, 48, 63 et 87, et formera un binôme avec les animateurs réseaux Sandrine Raymond et Alexandre Varenne sur leurs secteurs respectifs.

Suite à ce remaniement, les secteurs du Sud et de la région Rhône Alpes ont également été modifiés.

Ainsi, Odile Bourguignon, Responsable Régionale Sud-Est se consacrera désormais aux départements suivants : 04, 05, 06, 13, 83 et 84. Julien Villard, Responsable Régional Rhône Alpes et Centre-Est, gèrera quant à lui les départements : 01, 18, 21, 38, 39, 58, 69, 71, 73, 74 et 89.

Veillez noter précieusement les coordonnées de Frédéric ou les flasher directement pour les intégrer à vos contacts :

Frédéric COMBEAU
Email : fco@oticon.fr
Téléphone : 06 87 81 63 11



L'ÉQUIPE COMMERCIALE oticon
PEOPLE FIRST

Christophe AUBERT
 Directeur Oticon France
 Mail : ca@oticon.fr
 Tel : 06.63.17.00.80

FORMATION ET CONSEIL

Eric BOUGEROLLES
 Resp. Audiologie, Pédiatrie & FM
 Audioprothésiste DE,
 DU d'audiologie
 Mail : ebo@oticon.fr
 Tel : 06.87.52.97.68

ÎLE-DE-FRANCE & CENTRE

Serge ADELINE
 Responsable régionale
 Mail : sa@oticon.fr
 Tel : 06.08.58.72.73

NORD & BELGIQUE

Eric BOUTY
 Responsable régional
 Mail : ebo@oticon.fr
 Tel : 06.11.69.90.63

SUD-EST

Odile BOURGUIGNON
 Responsable régionale
 Mail : obo@oticon.fr
 Tel : 06.09.21.92.10

CENTRE-SUD

Frédéric COMBEAU
 Responsable régional
 Mail : fco@oticon.fr
 Tel : 06.87.81.63.11

SUD-OUEST

Pascal EUDELIN
 Responsable régional
 Mail : pee@oticon.fr
 Tel : 06.03.66.00.69

OUEST

Eric MERILLOU
 Responsable régional
 Mail : em@oticon.fr
 Tel : 06.07.97.71.33

EST

Sylvie REMY
 Responsable régionale
 Mail : sr@oticon.fr
 Tel : 06.30.51.16.54

RHÔNE-ALPES & CENTRE-EST

Julien VILLARD
 Responsable régional
 Mail : jv@oticon.fr
 Tel : 06.30.01.27.25



> AGENDA

NOVEMBRE 2014

Groupe de Recherche en Audiologie Expérimentale et Clinique (GDR GRAEC)

L'acouphène aujourd'hui : de la clinique à la recherche et vice versa

Jeu. 13 Nov. 2014 (CHU Purpan, Toulouse)

Pré-inscription : pascal.barone@cerco.ups-tlse.fr

Colloque ACFOS XI

L'enfant sourd en sa famille & dans la cité : accès aux langues

17 & 18 nov. 2014

Espace Reuilly 21 rue Hénard 75012 Paris

contact@acfos.org - Site : www.acfos.org



L'implant cochléaire : de 1976 à nos jours

Groupe hospitalier Pitié-Salpêtrière - Service ORL - Otologie, Implants auditifs et Chirurgie de la base du crâne

Vend. 21 nov. 2014

Email : veronique.pieters@psl.aphp.fr

Rencontres de la Société Française de Réflexion Sensori-Cognitive (SOFRESC)

9^{ème} édition

Actualités sur le repérage et la prévention des maladies neuro-dégénératives et neuro-sensorielles

Samedi 22 Nov. 2014 - Centre Luxembourg, 103, boulevard, Saint Michel, Paris 5

www.sofresc.com

Cilia 2014

18 au 21 nov. 2014 à l'Institut Pasteur, Paris

www.cilia2014.org



34^{èmes} Journées Annuelles de la Société Française de Gériatrie et Gérontologie

Du 25 au 27 nov. 2014 Cité des Sciences La Villette

Info : <http://www.jasfgg2013.com/>



DÉCEMBRE 2014

ACFOS Formation professionnelle



L'accompagnement parental et l'orthophoniste. Du très jeune enfant à l'adolescent

Les 1^{er} et 02 décembre 2014 à Paris

Utilisation des techniques d'atelier d'écriture avec les enfants et adolescents sourds

Les 04 et 05 décembre 2014 à Paris

Info : contact@acfos.org

Enseignement Post-Universitaire

Les 5 et 6 décembre 2014

L'Enseignement Post-Universitaire 2014 sera dédié au thème « Les méthodologies d'appareillage et leur utilisation pour le choix prothétique ». Il se déroulera sous la présidence de Monsieur Eric BIZAGUET.

Le pré-programme est disponible sur le site du Collège National d'Audioprothèse : www.college-nat-audio.fr

Les inscriptions seront ouvertes dès le mois de juillet.

Vous pouvez vous renseigner auprès du secrétariat du CNA au 01 42 96 87 77

ou en adressant un mail : cna.paris@orange.fr



8^{ème} Otoforum

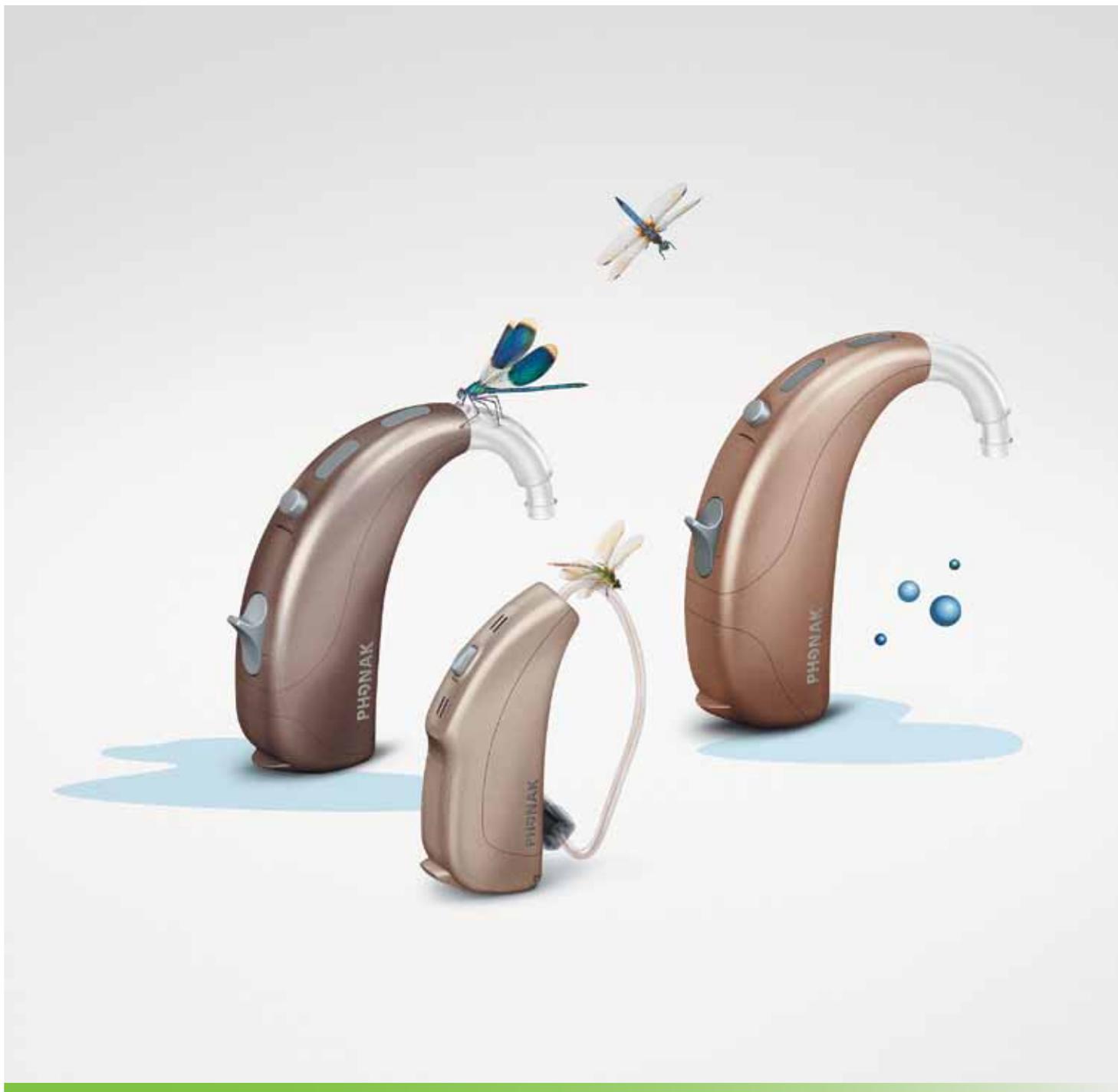
Les 5 et 6 décembre 2014 au Corum à Montpellier

Il s'agit d'un rendez-vous incontournable de tous les Otologues, Audioprothésistes et professionnels de la surdité qui devrait réunir plus de 400 spécialistes français et francophones.

Info : www.otoforum2014.com
ANT Congrès
154 avenue de Lodève - 34070 MONTPELLIER - Tél: 04 67 10 92 23

E-mail: OTOFORUM-2014@ant-congres.com





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 tout 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.



> AGENDA

JANVIER 2015

12^{ème} Semaine du Son 2015

Du lundi 19 au samedi 24 janvier à Paris et du dimanche 25 janvier au 1^{er} février partout en France.

La Semaine du Son sensibilise le public et tous les acteurs de la société à l'importance des sons et de la qualité de notre environnement sonore. Ses conférences, débats, ateliers, événements sonores, concerts, projections, actions pédagogiques, sont accessibles à tous gratuitement.

<http://www.lasemaineduson.org/>



17^{èmes} Assises d'ORL

Du 29 au 31 janvier 2015

Au cours de ces deux jours et demi, vous trouverez un programme toujours renouvelé et riche de nouveautés avec des ateliers pratiques, des débats contradictoires, des sessions interactive avec vote de la salle, ainsi que de nombreuses démonstrations chirurgicales en direct. Vous aurez également l'opportunité de rencontrer dans la convivialité que vous savez si bien créer pour l'occasion, l'ensemble des professionnels des secteurs d'activités impliqués dans votre spécialité, pharmacie, implants, aides auditives, équipements médocochirurgicaux, groupements associatifs... info@assises-orl.fr

Les 3^{ème} Assises d'audioprothèse

Vendredi 30 janvier

Dans le cadre de ces 17^{èmes} Assises, se tiendront les 3^{èmes} Assises d'audioprothèse. Elles sont organisées sous l'égide de l'Unsaf, du Collège National d'Audioprothèse et du Syndicat National des Entreprises de l'Audition (Synea) sur le thème «Nouveautés technologiques et nouvelles applications.» Parmi les conférenciers : Agnès Bo, Lionel Collet, Jacob Johnson, Geneviève Lina Granade, Philippe Lurquin, Mikael Ménard et Arnaud Norena. www.assises-orl.fr

MARS 2015

2^{ème} Forum ORL

Le 28 mars 2015

Espace St-Martin - 199, bis rue St Martin, 75003 Paris

<http://forum-orl.org/>



AVRIL 2015

Congrès national des audioprothésistes

10, 11 et 12 avril 2015 au CNIT - Paris La Défense

<http://www.unsaf.org/site/le-congres/le-congres-2015-annonce.html>



LA MUTUALITÉ FRANÇAISE DEUX-SÈVRES

recherche

2 AUDIOPROTHÉSISTES

CDI

Poste à pourvoir pour octobre 2014

pour

NIORT

THOUARS

Merci d'adresser votre candidature (lettre manuscrite + CV + Photo) à :

Mutualité Française Deux-Sèvres

20 rue de l'hôtel de ville

79000 NIORT

Tél 05 49 77 36 74 - Poste 102

Les Cahiers de
l'Audition LA REVUE
DU COLLEGE
NATIONAL
D'AUDIOPROTHESE

**Offres d'emplois
Ventes et achats de matériel
Cessions et recherches
de fonds de commerce**

Déposez vos petites annonces !

Pour tout renseignement :

Collège National d'Audioprothèse

cna.paris@orange.fr

03.21.77.91.24



L'audition pour passion

DYAPASON recherche des audioprothésistes DE pour différents membres adhérents à son réseau.

Merci de faire parvenir votre candidature en précisant la région souhaitée à :
Philippe Delbort 06 98 20 64 46
philippe.delbort@gmail.com



La Mutualité Française Aude recherche pour ses centres AUDITION MUTUALISTE

**un(e) audioprothésiste
(Diplôme d'Etat d'Audioprothésiste)
en CDI.**

- Temps plein (33h) sur 4j/semaine
- Poste basé à Carcassonne (11) et à pourvoir immédiatement.
- Avantages sociaux (mutuelle, chèques déjeuners, CE...)



Adresser votre candidature :

MUTUALITE FRANCAISE AUDE
Mlle Virginie ZIMOCH, Directrice Générale
63, rue Antoine Marty - 11000 CARCASSONNE
contact@mutualite11.com


Acuitis
Maison d'Optique et d'Audition

La Maison Acuitis de Tours recherche un(e) Audioprothésiste en CDI à temps plein. Vous évoluerez dans un cadre jeune et dynamique.

Pour exercer pleinement votre métier, vous disposez d'un matériel très haut de gamme. Votre espace de travail est composé d'un vidéo-otoscope, une chaîne de mesure ainsi qu'un audiomètre Aurical, la mesure In vivo Free-fit et 3 écrans pour vous permettre une approche très professionnelle qui séduira vos futurs clients. Autonome dans votre organisation, vous assurerez le développement de votre activité.

Contacteur : Sandra Berrebi
sandra.berrebi@acuitis.com
06 62 09 26 63



Recherchons :

**AUDIOPROTHESISTES
en CDI, (temps plein ou partiel)**

- Postes à :
 - Charleville-Mézières (Ardennes)
 - Reims (Marne)
- Rémunération motivante à définir selon expérience
- Avantages sociaux (mutuelle, tickets restaurant, chèques vacances, CE...)

Merci d'adresser votre candidature (CV et lettre de motivation) à l'attention de :

Mutualité Française Champagne-Ardenne SSAM

11 rue de Elus
51100 REIMS

✉ azampaglione@utrcfa.fr

☎ 03 24 33 68 42



> ANNONCES



ensemble
construisons
votre succès !

L'audition, c'est **e**ntendre
www.entendre.com

OFFRE EXCLUSIVE
1 AN d'adhésion GRATUITE !

**Vous souhaitez rejoindre l'équipe d'un
de nos audioprothésistes indépendants
ou créer votre propre affaire ?**

Prenez rapidement contact avec nous !

Fabienne DESABRES-LEPAGE au 01 30 07 17 87
2 bis, rue Francisco Ferrer - 78210 Saint-Cyr-l'École
email : fdesabres@entendre.fr

validité pour les adhésions sur l'année 2014.



LA MUTUALITÉ FRANÇAISE CHARENTE MARITIME

recherche

2 AUDIOPROTHÉSISTES
CDI
Poste à pourvoir à compter de septembre 2014

pour
**SAINTES
ROYAN**

**Merci d'adresser votre candidature
(lettre manuscrite + CV + Photo) à :**

Mutualité Française Charente Maritime
28 avenue A. Einstein - BP 259
17012 LA ROCHELLE CEDEX
Tél 05 46 50 50 44 - Fax 05 46 50 20 14
Mail : pothaburu@mutualite79.fr ou paie@mutualite17.fr



Vous souhaitez rejoindre une entreprise certifiée ISO 9001 et leader en Drôme/Ardèche dans les soins et les services d'accompagnement mutualistes (services à la personne, hébergement de personnes âgées, handicap, centre de santé, optique, audition, crèches...), vous souhaitez participer à notre développement au côté de nos 1400 collaborateurs, vous êtes dynamique et volontaire, nous recherchons dans ce cadre des :

Audioprothésistes (H/F)
en CDI temps plein ou temps partiel.

PROFIL
Diplôme d'audioprothésiste.
Vous intégrerez une équipe dynamique.
Vous exercerez dans les meilleures conditions avec une réelle autonomie.
Vous bénéficierez du statut de salarié.
Rémunération motivante en fonction de l'expérience.

Pour postuler merci d'adresser CV et lettre de motivation par mail à Jean-Christophe NIEL
jc.niel@eovi.fr ou téléphone 04.75.82.18.69

**Postes à pourvoir
à Valence et Montélimar.**



HSM recrute pour son union Mutualité Française Vienne

1 Audioprothésiste
Poste basé à **Poitiers (86)**

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
Temps plein ou partiel.
Débutants acceptés.

Merci d'adresser votre Cv et lettre de motivation à
**Vanessa TOUBON, audioprothésiste,
responsable filière audition**
Audition Mutualiste, 32 place de provence, 86000 POITIERS
Tél. : 05 49 55 01 70
vanessa.toubon@mutualite-vienne.fr

www.nousrecrutonsdesaudios.com

Tinnitomètre® , solution pour les professionnels de l'audition. Nouvelle génération du logiciel de modélisation des acouphènes.

www.siemens.fr/audiologie

**NOUVELLE
GÉNÉRATION !**

Tinnitomètre®
Counselling Tool

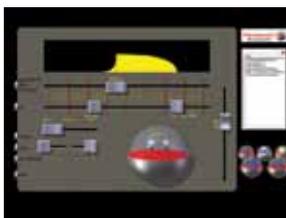


Tinnitomètre® Counselling Tool, est le logiciel de modélisation des acouphènes, distribué en exclusivité par Siemens. Tinnitomètre permet un accompagnement complet des clients acouphéniques en concrétisant notamment leur gêne ressentie.

Ce générateur de bruit en temps réel permet de définir avec une grande précision l'acouphène des patients : fréquence, intensité et forme de l'enveloppe.

Avec la nouvelle génération de Tinnitomètre®, il est désormais possible de :

- Soumettre des bruits types pour guider le patient dans la description de son acouphène.
- Mesurer la gêne du patient et l'exposer à des tiers.
- Modéliser l'enveloppe et la puissance de l'acouphène (de 1 Hz à 30 kHz).
- Enregistrer le résultat de la modélisation de l'acouphène dans une base de données sonores.
- Suivre l'évolution de la perception de l'acouphène dans le temps.
- Identifier les scotomes auditifs.
- Définir l'approche thérapeutique de l'acouphène (aide auditive/générateur).
- Enregistrer le son en MP3.
- Suivre l'évolution des résultats de la thérapie, par l'impression de rapports de mesures.



Modélisation d'un acouphène et enregistrement du résultat dans une base de données sonores.

Pour tout complément d'information, nous vous invitons à contacter votre audioprothésiste ou Siemens Audiologie (Sophie Brunet au 06 03 03 27 62 ou par mail sophie.brunet@siemens.com).



Life sounds brilliant.®

*La vie sonne brillamment.

VFUSION™

LA SOLUTION PRATIQUE, PERFORMANTE ET ÉCOLOGIQUE

Le chargeur de pile d'aides auditives VFusion de Starkey offre aux patients une technologie rechargeable dans un appareil compact et convivial.



PRATIQUE



PERFORMANT



ÉCOLOGIQUE

Avec vFusion, vous allez résoudre l'une des plaintes récurrentes des utilisateurs d'aides auditives : **LA VIE DE LA PILE !**

Pour en savoir plus, contactez votre Responsable Régional ou notre Service Clients.

www.starkeyfrancepro.com
www.starkey.fr

Starkey France 23 rue Claude Nicolas Ledoux - Europarc
94046 CRETEIL CEDEX - N° vert 0800 06 29 53



L'audition est notre mission™