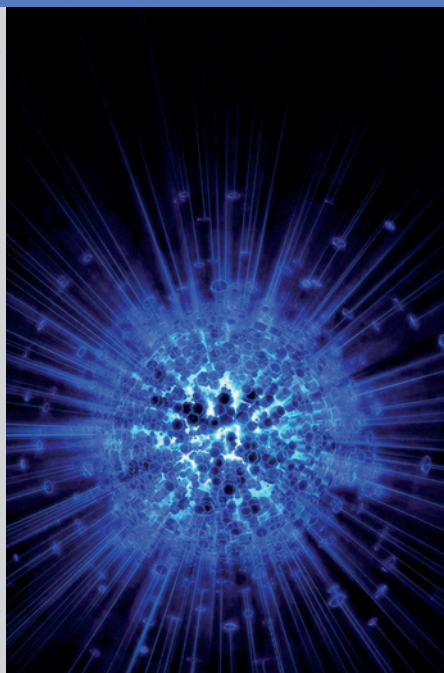


Les Cahiers de l'Audition

LA REVUE
DU COLLEGE
NATIONAL
D'AUDIOPROTHESE

Volume 30 - Janvier/Février 2017 - Numéro 1

ISSN 09803483



Veille Technique

Les innovations des industriels



Dossier

Enseignement post-universitaire
Résumés des communications (2^{ème} partie)



Métier et technique

Pertinence du test adaptatif AAST pour
évaluer l'audition chez les enfants sourds
PRANG I, de LAMBERT M, PERREL B,
DENOYELLE F, LOUNDON



1967 - 2017
Depuis 50 ans
au service des patients.

39^e CONGRÈS des audioprothésistes

24/25/26 MARS 2017

PALAIS DES CONGRÈS DE PARIS

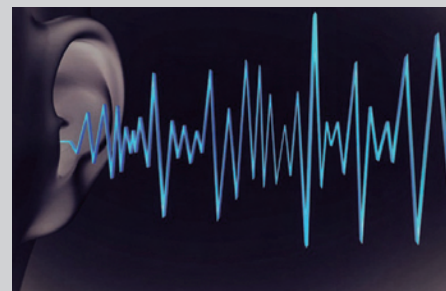


Exposition, ateliers pratiques, événements.



Actualités et agenda

Salons, manifestations
et dates à retenir



Veille acouphènes

La TRT, un monde en image
Partie 2 : Création et évaluation d'un
support aux séances de counselling
Philippe LURQUIN, J.X PELISSIER



Le réseau expert des audioprothésistes libres



En 10 ans, nous sommes devenus une référence en matière de réseau d'audioprothésistes experts. Nous sommes reconnus par les ORL et 98,8 % de nos clients sont prêts à recommander un laboratoire certifié Dyapason à une personne de leur entourage.*



L'expertise technique, l'expérience et les qualités humaines d'Eric Bizaguet et de Francois Le Her ont permis la création du réseau Dyapason. Ce label de qualité de soins est ouvert à tous les audioprothésistes indépendants, qui comme eux, ont décidé d'offrir des services haut de gamme à tous leurs patients.

Afin d'aider nos membres à se positionner comme des experts incontournables et indispensables pour leurs patients, nous organisons des réunions thématiques, des échanges techniques interactifs et des symposiums scientifiques pour les médecins prescripteurs.

Nous agissons pour le partage, le transfert de connaissances entre nos adhérents et le plaisir continu à voir les patients se réhabituer à entendre et être acteurs de leur propre vie.

* Source enquête satisfaction 2014-2015 sur la base de 5374 fiches exploitables.

Vous vous reconnaissez dans nos valeurs, appelez-nous.

 Philippe Delbort 06 98 20 64 46

 Vincent Génot 06 87 83 93 32



3 Editorial

Paul AVAN



5 Le mot du Président du Collège

Stéphane LAURENT



6 Enseignement post-universitaire 2016 (suite)

7 Intérêts du Big Data en audioprothèse .

Applications et cas pratiques

Yves LASRY

12 Appareillage du patient acouphénique et déficient auditif, de la théorie à la mise en pratique

Hervé BISCHOFF

15 Réhabilitation des patients ayant une (sub)cophose unilatérale

Pr Stéphane GALLEGRO, Jehan GUTLEBEN, Dr Nicolas GUEVARA

20 Réglage de l'appareillage auditif controlatéral chez le patient implanté cochléaire

Grégory GERBAUD, Frédéric REMBAUD

25 Expériences dans le réglage des aides auditives pour l'écoute de la musique

Céline GUEMAS

27 Musique, surdité et aides auditives

Bernard HUGON



31 Veille acouphènes

La TRT, un monde en image

Partie 2 : Création et évaluation d'un support aux séances de counselling

Philippe LURQUIN, J.X PELISSIER



36 Métier et Technique

Pertinence du test adaptatif AAST (Adaptive Auditory Speech Test) pour évaluer l'audition chez les enfants sourds

PRANG I, de LAMBERT M, PERREL B, DENOYELLE F, LOUNDON N



42 Veille technique

Les innovations des industriels

BERNAFON, COCHLEAR, INTERACOUSTICS, MED-EL, OTICON, PHONAK, SIGNIA - SOLUTIONS AUDITIVES SIEMENS, STARKEY, UNITRON, WIDEX



66 Actualités et Agenda



78 Annonces

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

Editeur

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

Directeur de la publication et rédacteur

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

Rédacteur en chef

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

Conception et réalisation

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

Abonnements, publicités et annonces

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

Dépôt Légal à date de parution

Janvier/Février 2017
Vol. 30 N°1
Imprimé par Simon Graphic - Ornans

Le Collège National d'Audioprothèse

Président	Président d'honneur	Président d'honneur	1 ^{er} Vice Président	2 ^e Vice Président	Secrétaire Général	Secrétaire général adjoint	Trésorier général	Trésorier général adjoint
								
Stéphane LAURENT	Xavier RENARD	Eric BIZAGUET Délégué Général chargé de mission auprès des services publics	Arnaud COEZ	Matthieu DEL RIO	François LE HER	Frank LEFEVRE	Eric HANS	Jean-Jacques BLANCHET

Membres du Collège National d'Audioprothèse

							
Patrick ARTHAUD	Jean-Claude AUDRY	Jean BANCONS	Jean-Paul BERAHA	Hervé BISCHOFF	Geneviève BIZAGUET	Daniel CHEVILLARD	Christine DAGAIN
							
Ronald DE BOCK	Xavier DEBRUILLE	François DEGÔVE	François DEJÉAN	Jean-Baptiste DELANDE	Xavier DELERCE	Charles ELCABACHE	Robert FAGGIANO
							
STÉPHANE GALLEGU	Stéphane GARNIER	Thierry GARNIER	Alexandre GAULT	Grégory GERBAUD	Céline GUÉMAS	Jehan GUTLEBEN	Bernard HUGON
							
Jérôme JILLIOT	Yves LASRY	Maryvonne NICOT- MASSIAS	Morgan POTIER	Frédéric REMBAUD	Christian RENARD	Thomas ROY	Benoit ROY
							
Philippe THIBAUT	Jean-François VESSON	Frédérique VIGNAULT	Alain VINET	Paul-Edouard WATERLOT			

Membres honoraires du Collège National d'Audioprothèse

			
Jean-Pierre DUPRET	Jean OLD	Georges PEIX	Claude SANGUY

Membres Correspondants étrangers du Collège National d'Audioprothèse

					
Roberto CARLE	Léon DODELE	Bruno LUCARELLI	Philippe LURQUIN	Leonardo MAGNELLI	Philippe ESTOPPEY
					
Carlos MARTINEZ OSORIO	Thierry RENGLET	Juan Martinez SAN JOSE	Christoph SCHWOB	Elie EL ZIR Membre Correspondant étranger associé	



Paul AVAN

Le thème de l'EPU 2016, dont les colonnes des Cahiers se sont déjà fait l'écho lors du précédent numéro, a pu sembler éloigné du terrain, dans les approches statistiques et scientifiques qu'il s'est proposé de développer. Que l'objectif visé par cet EPU ne soit pas de transformer l'audioprothésiste en chercheur « geek », utilisateur avide d'outils de consultation bibliographique et de tableurs, est rendu particulièrement clair dans cette deuxième partie.

Tous les auteurs de ce présent numéro, que nous remercions encore pour leurs efforts de pédagogues et de communicants, se sont attachés à faire part de quelques-unes de leurs expériences professionnelles, nous présentant des exemples de ce dont leurs patients expriment le besoin et de solutions concrètes qu'ils ont alors mis en œuvre, le plus souvent, sur mesure. Acouphéniques et patients porteurs de surdités très asymétriques, nous le savons, exigent ce type d'approche très personnalisée, à l'écoute de leurs besoins. D'autres patients vus par l'audioprothésiste combinent un implant cochléaire réglé par une équipe spécialisée et une aide auditive controlatérale, extrêmement utile en général et qui requiert un soin de réglage particulier. Enfin d'autres patients s'intéressent à la musique, par goût ou pour raisons professionnelles, et selon leurs besoins, leur vécu et le type précis de leur surdité, expriment des demandes différentes et jugent différemment les solutions proposées. Dans tous ces cas, aucune recette, si ce n'est mettre son expérience au service d'un cas unique.

Ce type de pratique pourrait sembler antinomique de celle pour lequel le premier numéro plaidait, mais il n'en est rien, comme le démontre le premier article : le « Big Data » ! rien ne peut paraître plus exotique à un audioprothésiste qui s'attache à trouver des solutions à ses patients mélomanes ou acouphéniques. Et pourtant, je cite : « en soi, le Big Data propose une approche différente de l'approche scientifique dite « classique » mais permet aussi d'aboutir à l'établissement de certitudes en partant d'observations. » Il s'agit bien d'exploiter à fond les expériences personnelles, qui conservent toute leur valeur, amplifiée par la capacité désormais illimitée de les collecter pour en faire ressortir des profils, des aptitudes nouvelles. A un autre niveau, il s'agit aussi de permettre à une profession entière de valoriser son champ d'actions en en montrant la diversité et l'adaptabilité.

Paul Avan

COLLÈGE NATIONAL D'AUDIOPROTHÈSE

Audioprothésistes chargés d'Enseignement
aux Facultés de Médecine, aux Facultés de Pharmacie
et au Conservatoire National des Arts et Métiers

(DIPLOME D'ÉTAT D'AUDIOPROTHÉSISTE)

ENTRÉE AU CNA SUR CONCOURS : 6 PLACES OUVERTES

Le Collège National d'Audioprothèse a pour objet aux termes de l'article 2 de ses Statuts :

1. De regrouper les Audioprothésistes ayant participé, participant ou aptes à participer à l'Enseignement préparatoire au Diplôme d'Etat d'Audioprothésiste, permettant ainsi aux Directeurs des enseignements préparatoires au diplôme d'Etat d'Audioprothésiste de disposer d'un corps professionnel compétent.
2. De veiller à la qualité technique, scientifique, pédagogique et déontologique de l'exercice de la profession d'audioprothésiste et d'assurer la représentation et la défense des intérêts déontologiques et moraux de la profession d'audioprothésiste.
A cette fin, le Collège National d'Audioprothèse peut mettre en œuvre toute action ou s'associer à toute action, le cas échéant juridictionnelle, judiciaire ou administrative, tendant à assurer la défense des intérêts ainsi définis de la profession ou de l'un de ses membres.
3. D'étudier les programmes d'enseignement et ses modalités d'exercice (cours, exposés, conférences, stages, etc.).
4. De publier les textes, articles, documents, études et communications concernant l'enseignement et l'exercice de la profession d'Audioprothésiste.
5. De promouvoir et de récompenser la recherche en Audioprothèse et de faciliter aux audioprothésistes l'acquisition et le développement de la culture scientifique fondamentale et appliquée dans le domaine de l'audioprothèse.
6. D'organiser la formation professionnelle post-universitaire et d'y participer.

Afin de mener à bien ces missions, le Collège National d'Audioprothèse annonce **l'ouverture de 6 places de membres actifs, accessibles sur concours.**

Vous pouvez envoyer vos candidatures jusqu'au 15 mai 2017.

Les conditions à remplir sont les suivantes :

avoir qualité pour exercer en tant qu'audioprothésiste aux termes de la loi 67-4 du 3 Janvier 1967, exercer effectivement depuis au moins 5 ans, avoir plus de 30 ans, pouvoir être chargé d'enseignement au diplôme d'Etat et être disponible pour dispenser à la demande l'enseignement auprès des sites habilités.

Les dossiers de candidatures sont à adresser au plus tard le 15 mai à Stéphane LAURENT, Président du Collège National d'Audioprothèse, 20 rue Thérèse, 75001 PARIS.



20, rue Thérèse - 75001 Paris - Tél. : 01 42 96 87 77 - Fax : 01 49 26 02 25
cna.paris@orange.fr - www.college-nat-audio.fr
Association loi 1901 - N° SIRET 410 146 773 00032 - APE 8559B

Le mot du Président du Collège

Stéphane LAURENT



Au travers de ce second volet de mise en écrit de l'EPU 2016 – mais c'est évidemment valable pour l'ensemble des publications des Cahiers de l'Audition – on constate sans ambiguïté la large amplitude des domaines scientifiques entourant notre profession. L'extension du domaine des savoirs paraît sans limites ! Mais pas de littérature de salon ici, pas plus que de lecture de retour de plage ou de piste enneigée. Tout cela n'a de finalité que dans la pratique et cette pratique elle-même n'a d'intérêt que dans l'amélioration des soins.

Tant et si bien que le CNA a besoin d'élargir ses rangs ! Vous êtes curieux, ouvert, avez le goût de la transmission des savoirs ? Alors rendez-vous sur notre site pour de plus amples informations. Six places de membres actifs sont ouvertes à concours cette année. C'est l'occasion de parfaire sa formation grâce aux échanges avec les membres du CNA et évidemment de contribuer à l'amélioration globale des pratiques professionnelles.

Et si cette recherche d'amélioration perpétuelle des soins – propre à toute profession de santé – ne trouvait d'ailleurs son plein épanouissement que dans une certaine forme de responsabilité donc de liberté ? C'est en tout cas ce principe, inscrit dans le marbre du code de la santé publique, qui régit dès sa création le métier d'audioprothésiste. Au détour de cette courte phrase que chacun d'entre nous connaît par cœur « l'appareillage comprend le choix, l'adaptation, la délivrance, le contrôle d'efficacité immédiate et permanente de la prothèse auditive et l'éducation prothétique du déficient de l'ouïe appareillé » se déploient depuis 50 ans à la fois une kyrielle de notions complexes, de savoir-faire

en mouvement, et de confrontations avec les secteurs économique et législatif. La liberté dans l'exercice y trouve tout son sens et son ultime aboutissement. Liberté de choix de fournisseur, de processus d'adaptation, d'équipement, de cheminement thérapeutique, etc. Pas une liberté irresponsable et synonyme de minimalisme, de flou, de nivellement vers le bas, de tout permissif mais une liberté faite de l'appropriation par chaque audioprothésiste, tout au long de sa carrière, de ses connaissances et de son approche professionnelle.

Le Collège National d'Audioprothèse propose ainsi depuis des années des champs de connaissances variés, dans différentes directions, avec le souhait d'éveiller la curiosité de chacun, de stimuler l'envie d'exercer différemment, avec la liberté - et donc la responsabilité – vécue par chaque audioprothésiste pour chacun de ses patients. A une époque charnière dans bien des domaines, à la veille d'une élection nationale, notre société permettra-t-elle l'essor d'une telle vision pour notre profession ou ira-t-elle vers plus de contraintes ? Certes le contexte d'il y a 50 ans n'est pas le même qu'aujourd'hui, mais il est cependant possible d'entrapercevoir des invariants dans nos finalités. Papy boom, progrès technologiques indéniables, crises économiques successives, émergence de nouveaux acteurs dans le secteur doivent-ils conduire à faire table rase de toute une culture ? Le débat démocratique de l'époque, qui a donné lieu au texte nous régissant, a considéré que l'objectif premier d'un audioprothésiste était la prise en charge du déficient de l'ouïe ; est-ce si différent 50 ans plus tard ?

**Stéphane
LAURENT**

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

**Président du
Collège National
d'Audioprothèse**

> Dossier

Enseignement post-universitaire Résumés des communications (2^{ème} partie)

7 Intérêts du Big Data en audioprothèse. Applications et cas pratiques

Yves LASRY

**12 Appareillage du patient acouphénique et déficient auditif,
de la théorie à la mise en pratique**

Hervé BISCHOFF

15 Réhabilitation des patients ayant une (sub)cophose unilatérale

Pr Stéphane GALLEGO, Jehan GUTLEBEN, Dr Nicolas GUEVARA

**20 Réglage de l'appareillage auditif controlatéral chez le patient implanté
cochléaire**

Grégory GERBAUD, Frédéric REMBAUD

**25 Expériences dans le réglage des aides auditives pour l'écoute de la
musique**

Céline GUEMAS

27 Musique, surdité et aides auditives

Bernard HUGON



Intérêts du Big Data en audioprothèse

Applications et cas pratiques

Yves LASRY Audioprothésiste DE - Audyx CSO

Je remercie les organisateurs d'avoir proposé un tel sujet de conférence pour cet EPU consacré à la recherche scientifique. Celui-ci peut sembler à contre-courant des différents thèmes abordés et pourtant, il y trouve tout à fait sa place.

Lors de ces trois dernières demi-journées, il a été question de recherche scientifique au sens large. De nombreux thèmes ont pu être abordés pour décrire les différentes étapes d'un processus de recherche, et c'est ainsi que nous avons évoqué puis décrit les différents types d'études cliniques ainsi que leurs spécificités. Nous nous sommes ensuite penchés sur l'analyse par la statistique qui nous permet de valider des hypothèses lorsqu'un ensemble de conditions sont réunies. Nous avons aussi abordé l'impartialité et l'absence de biais que se doit de proposer tout protocole de mesure afin de délivrer des résultats recevables.

Nous avons enfin pu voir une application directe de tout cela dans le cadre de la réalisation de listes d'audiométrie vocale modernes et en français.

Nous avons ainsi abordé le processus de recherche scientifique depuis le recueil de données de haute qualité à un instant T jusqu'à la publication des travaux effectués. L'analyse de la pertinence statistique des échantillons a été soulignée et nous avons bien compris que le protocole devait être appliqué de façon stricte et qu'aucun biais ne devait perturber la mesure ou fausser le protocole. Le hasard s'est ajouté à tout cela et nécessite lui aussi d'être pris en compte...

Le Big Data c'est tout l'inverse et sa force c'est le nombre !

Big data, kezaiko ?

Big Data. Il y a 20 ans ce couple de mots n'existait pas et lorsqu'il fut prononcé pour la première fois, il fit référence aux défis technologiques à relever pour visualiser les « grands ensembles de données » et y trouver un sens.

Ce sont aujourd'hui 65 millions de liens qui sont recensés par Google pour cette terminologie, devenue courante, et qui a même eu l'honneur d'être traduite en langue française en 2014 par une officialisation du terme « Mégadonnées ».

Agrégeant de multiples bases de données a priori non corrélées, le Big Data propose aujourd'hui de multiples domaines d'applications. De la compréhension des besoins des individus à l'analyse des comportements des consommateurs, en passant par celle des modes de transports ou même de la météorologie, la sélection de données spécifiques dans ce Big Data permet l'anticipation d'un futur probable en s'appuyant sur l'analyse de nombreuses données. Le domaine de la santé y trouve bien entendu de nombreuses applications, et il devient opportun aujourd'hui de s'interroger sur les apports potentiels (ou possibles) de cet outil dans le cadre de la prise en charge de nos patients malentendants.

Le nombre, un allié puissant...

Pour commencer, regardons de plus près ce Nombre, si grand soit-il, et dont nous devons maîtriser la notion de grandeur. Prenons cette célèbre phrase prononcée en 2010 par Eric Schmidt, CEO Google, lors de la conférence Techonomy. Elle résume à elle seule la situation, ou plutôt le changement qui est en train d'opérer : « Tous les deux jours, nous créons autant de contenu que ceux que nous avons accumulés depuis l'aube de l'humanité jusqu'en 2003 ».

Et cette tendance bien sûr s'accélère comme l'a confirmé en 2013 le SINTEF : « 90% des données stockées dans le monde ont été générées lors des deux dernières années ».

Au total, tout cela nous donne un flux continu d'informations publiées qui enrichit l'internet au rythme de 30 000 Go par seconde. C'est ainsi que chaque minute, Google doit répondre à près de 70 millions de requêtes, Youtube intègre 400 heures de vidéos, ou Amazon réalise un chiffre d'affaires de près de 250 000 \$.

Tout cela est très bien, mais où est le rapport avec la recherche scientifique, thème qui fait le lien entre toutes les conférences de cet EPU ?

Et bien disons qu'en soi, le Big Data propose une approche différente de l'approche scientifique dite « classique » mais permet aussi d'aboutir à l'établissement de certitudes en partant d'observations.

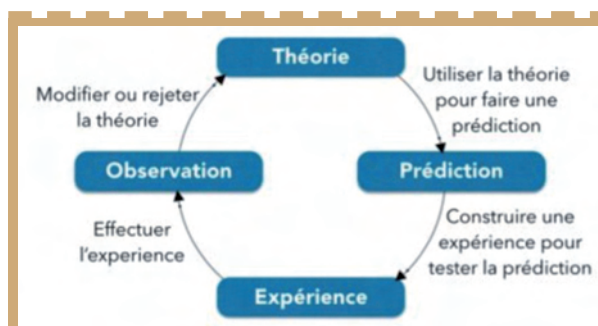


Figure 1 : Recherche scientifique classique : Validation d'une théorie



Figure 2 : Recherche via le Big data : Validation d'une théorie



> EPU 2016 (SUITE)

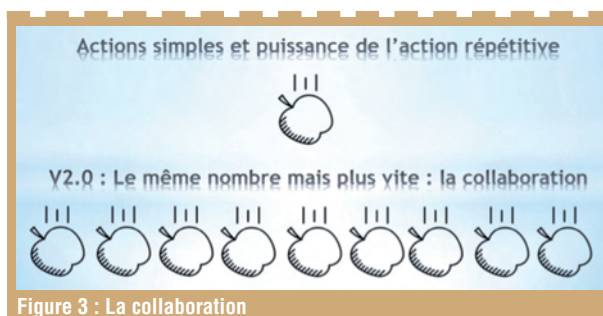
Un exemple...

C'est l'histoire de Newton, tranquillement assis sous un pommier. Il regarde la lune qui est si pleine ce soir-là. C'est alors qu'une pomme se décroche de l'arbre puis tombe à proximité de lui. Il n'est pas surpris car il sait d'expérience que les pommes tombent. Il s'interroge concernant cette lune si ronde, qui elle, ne tombe pas ! L'expérience lui a bien montré aussi que la lune n'est jamais tombée. Se pose alors naturellement la question de savoir si la lune peut « tomber », ou même, si la pomme peut « ne pas tomber ».

Scientifique dans l'âme, Newton a pu établir à partir de ces observations, un modèle puis une théorie permettant de prédire selon différents paramètres le fait que la pomme (ou bien la lune) puisse tomber, ou ne pas tomber. C'est le célèbre $P(N) = m \text{ (Kg)} * G \text{ (N Kg)}$. La pomme ayant une masse, elle tombera tant qu'il y aura de la gravité. Par contre, dans l'espace, elle ne tombera pas. Ainsi, Newton peut affirmer que sur Terre, la pomme tombe, toujours !

Cette approche, rationnelle, modélise et donc prédit le comportement de la pomme (ou de tout autre objet ayant une masse) pour peu que l'on ait les paramètres nécessaires.

Imaginons maintenant son ami Newpom. Moins rigoureux, il se dit qu'il va tout simplement essayer de faire tomber la pomme autant de fois que possible, et en différents lieux, pour voir si la pomme tombe. Après de nombreux essais, il a l'idée de demander à chacun de ses amis de faire exactement la même expérience, et ce en tout lieu de l'univers. Avec un nombre suffisant d'expérimentations, il pourra lui aussi affirmer avec certitude que la pomme tombera toujours, ou pas. Peu lui importe la raison, il souhaite simplement savoir si la pomme peut ne pas tomber. Agrégeant ainsi les données provenant de nombreuses sources, Newpom peut recueillir un grand nombre d'échantillons qui sauront apporter une vérité à qui sait les lire. Ainsi, il pourra constater que la pomme tombe plus vite sur terre que sur la lune, mais aussi que la pomme, dans l'espace, ne tombe pas.



Un autre exemple, plus concret...

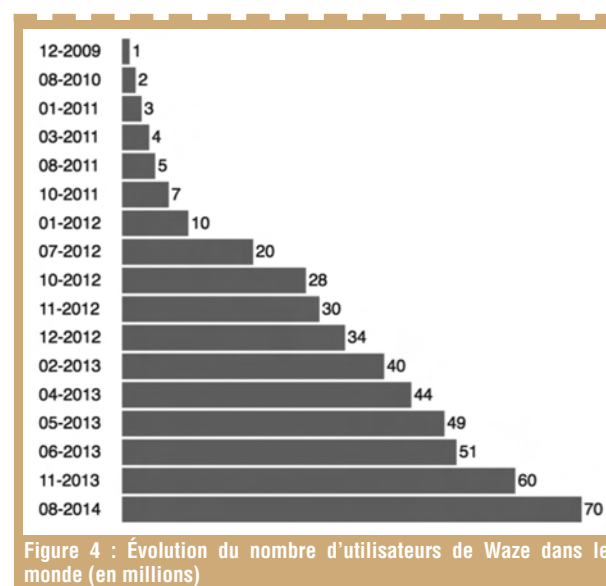
Prenons maintenant un exemple plus concret, celui de la navigation routière. Ce secteur est dominé au début des années 2000 par la société hollandaise Tomtom. Bien implantée, cette société a su trouver en 2007 près de 200 000 clients dans le monde, ou plutôt dans les parties du monde couvertes par l'application de navigation : Etats-Unis, Europe... Le mode de fonctionnement de cette société est plutôt classique. Elle achète des cartes routières à son fournisseur Tele Atlas et les implémente dans son application de navigation à destination des utilisateurs finaux, les conducteurs. Chaque année les cartes sont mises à jour puis redistribuées aux différents utilisateurs.

En 2004, un jeune ingénieur en informatique israélien se voit offrir par sa compagne un système de navigation Tomtom. Rapidement déçu par les itinéraires proposés ainsi que par un trop grand nombre d'erreurs de navigation en raison de cartes imprécises ou non à jour, Ehud Shabtai décide alors de travailler sur son propre système. N'ayant pas le budget permettant l'acquisition des cartes pour Israël, il eut l'idée brillante de faire fabriquer des petits boîtiers capables d'émettre leur position de façon régulière, boîtiers qu'il confierait à un grand nombre d'automobilistes.

Partant ainsi du principe que si un boîtier se déplace, il est sur une route, il put alors créer « automatiquement » des cartes de réseaux routiers en s'appuyant sur des données recueillies de façon transparente auprès de réels conducteurs.

C'est ainsi qu'il put proposer l'application communautaire Waze, bien différente de Tomtom dans sa conception et proposant pourtant la même fonctionnalité.

Waze était utilisé en 2014 par 70 millions d'utilisateurs dans le monde lorsqu'il fut racheté par Google pour plus de deux milliards de dollars. Tomtom, cherche encore aujourd'hui un modèle économique pour déployer sa technologie sur smartphone. David a vaincu Goliath.



Et en audioprothèse ?

Entrons maintenant dans le vif du sujet et posons nous les questions suivantes : le secteur de la correction auditive peut-il bénéficier de ce type de « technologie » pour améliorer la qualité de soins proposée aux patients atteints de surdité ? Récoltons-nous, au quotidien et de façon transparente, des données pertinentes qui pourraient être agrégées ? Pouvons-nous trouver un sens à ces données et établir des modèles reproductibles ? A toutes ces questions, la réponse est oui.



Recueil des données

Lors de notre pratique quotidienne nous recueillons de nombreuses données concernant chacun de nos patients. Des données administratives bien sûr sont recueillies simplement ; ce sont le sexe, l'âge, le lieu de vie. D'autres le sont lors de notre questionnaire initial, l'anamnèse. Nous interrogeons alors notre patient sur les origines de ses troubles auditifs ainsi que sur la gêne sociale engendrée, sur les troubles adjacents ainsi que sur les modes de compensation mis en place. Nous tentons de le comprendre au mieux et consignons notre ressenti au sein de nos applications.

Nous administrons des questionnaires et recueillons aussi bien sûr de nombreuses données audiologiques telles que l'intensité nécessaire pour obtenir une perception auditive minimale, confortable ou inconfortable pour chacune des fréquences de l'audiogramme. Nous réalisons aussi des mesures de gain, en chaîne de mesure ou bien à proximité du tympan, pour valider que celui-ci est conforme aux prescriptions des cibles qui nous guident.

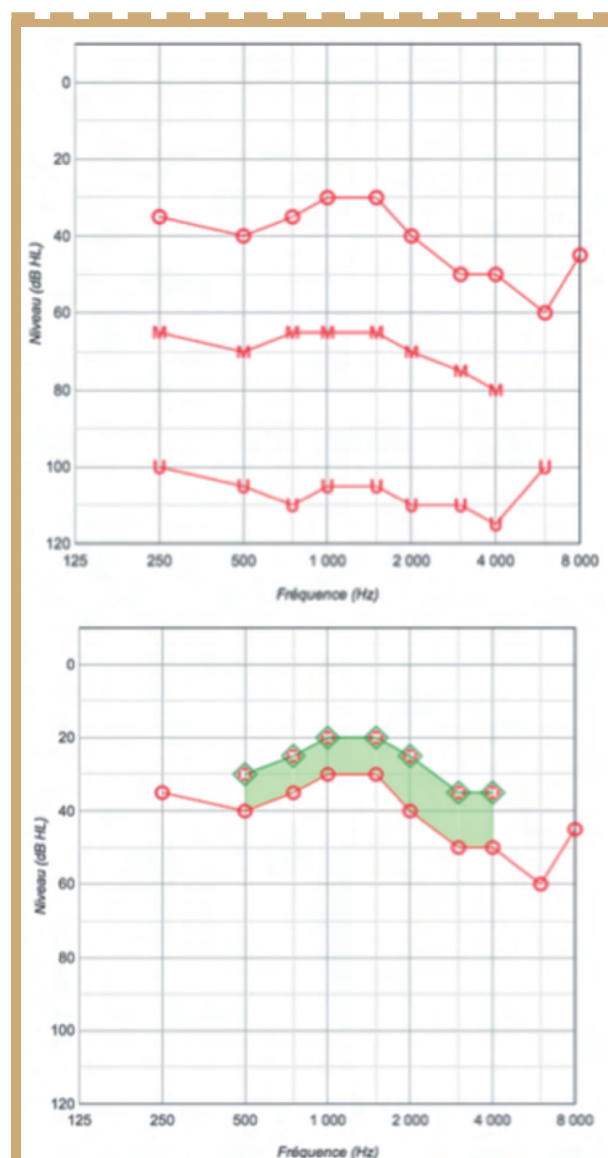


Figure 5 : Exemples de données pouvant être recueillies de façon transparente

Pour cela, nous utilisons différents systèmes de mesures que nous avons la chance de retrouver de façon centralisés au sein de l'application Noah proposé par HIMSA.

Stockage des données

Au coeur de l'activité de l'audioprothésiste, c'est donc Noah qui s'occupe de la gestion des données audiologiques relatives aux patients. Il s'agit d'une plateforme qui collecte les données recueillies par les différents modules de mesures (audiométries, RECD, REUR) pour les mettre à disposition des modules « consommateurs » d'audiogrammes (module de réglage, REM).

C'est ainsi que nous stockons pour chacun de nos patients, et de façon transparente, des données audiologiques standardisées qui ne demandent qu'à être agrégées pour « parler ».

Agrégation des données

La compilation de l'ensemble de ces données pour l'ensemble des centres d'audioprothèse permet la constitution d'un réel Big Data audiologique provenant d'un univers professionnel qui assure une qualité de recueil suffisante pour envisager une analyse puis une recherche de modèles reproductibles.

Analyse et modélisation

Une fois les données agrégées, le travail de recherche commence. Il consiste à interroger les multiples bases de données à partir de requêtes complexes. Nous pouvons ainsi coupler des données audiométriques à des données administratives et/ou de gain prothétique. Nous pouvons interroger la base de données pour des populations spécifiques (les surdités unilatérales moyenne par exemple, ou bien les cas de cophose à droite, ou même les patients dont la dynamique est très pincée à 4000 HZ et ayant une compréhension très dégradée.

Prédictions

S'appuyant sur les données provenant du passé, l'utilisation du Big Data permet la prédiction d'un futur probable. Auto-entretenus par des nouvelles données entrantes au sein du big data, ces futurs probables peuvent être validés ou bien l'algorithme modifié pour s'approcher par étape de la « vérité » la plus probable.

Pas si neuf finalement...

Au final, tout ceci nous rappelle certains moyens que nous utilisons déjà régulièrement. Corréler des données de pertes auditives et de correction sur une population suffisamment importante n'a rien de neuf. C'est l'approche proposée par les laboratoires N.A.L. lors de la création de leurs méthodologies liminaires. Nous pouvons bien



> EPU 2016 (SUITE)

entendu distinguer le Big data et ce principe de « small data » en indiquant que le recueil de données n'est pas continu mais à un instant T ne permettant pas la mise à jour continue ou la validation sur le terrain des concepts permettant le calcul du gain prothétique à appliquer.

Malheureusement, cette approche nous conduit aujourd'hui vers une uniformisation des réglages, sans tenir compte de paramètres tels que le lieu de vie, la langue utilisée ou autres critères permettant une meilleure personnalisation de la correction auditive proposée.

La notion d'objectif prend aussi tout son sens, si les données sont nombreuses et constamment enrichies. On peut alors envisager de comparer ou prédire la performance par rapport à une population comparable pour ce qui concerne par exemple la compréhension dans le silence ou bien dans le bruit.

Applications infinies

Finalement, le big data audiolinguistique est un peu comme la somme et la mise à disposition de toutes les études scientifiques. C'est la possibilité d'ajouter toujours plus de données lors du recueil pour proposer davantage de fiabilité ou de potentialité. Prenons l'exemple du temps de réponse en audiométrie tonale et vocale.

Nous pouvons aussi en savoir un peu plus sur les erreurs communément commises lors de la répétition de mots en audiométrie vocale dans le silence ou dans le bruit. Cela peut être aussi de suivre l'évolution de la capacité auditive en fonction de l'âge, du sexe, du lieu de vie...

Nous avons donc beaucoup à apprendre de la constitution puis de l'utilisation d'un big data audiolinguistique et je suis convaincu que d'ici quelques années, un EPU tout entier sera consacré aux apports et à l'utilisation de ce big data dans la pratique quotidienne de notre activité.

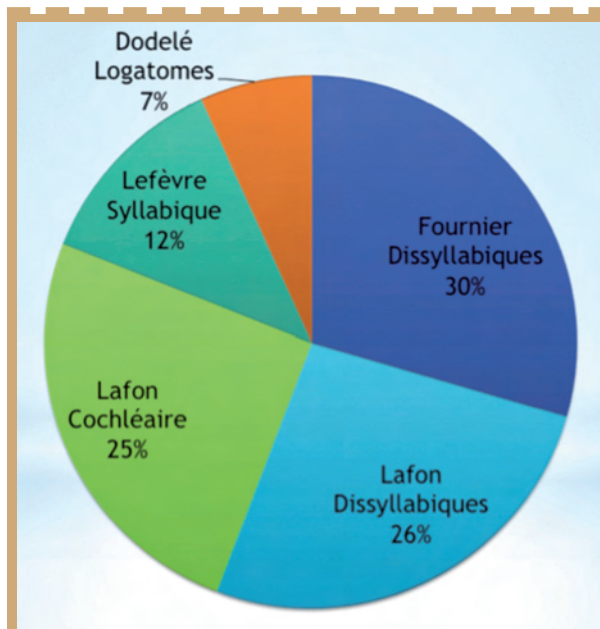


Figure 6 : Répartition du matériel vocal choisi par les utilisateurs de la plateforme Audyx

Les Cahiers de *l'Audition*

La Revue du Collège National d'Audioprothèse



Déposez vos petites annonces

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

La mise en ligne est offerte sur www.lescahiersdelaudition.fr
pour toute parution au sein de la revue

Pour tout renseignement, contactez le Collège National d'Audioprothèse
01.42.96.87.77 ou cna.paris@orange.fr



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



SYNCHRONY® CI
Système d'implant
cochléaire



SYNCHRONY® EAS
Stimulation électrique
acoustique combinée



BONEBRIDGE®
Système d'implant
à conduction osseuse



VIBRANT SOUNDBRIDGE®
Implant d'oreille moyenne

hearLIFE



Solutions auditives implantables

Les systèmes d'implants cochléaires SYNCHRONY sont fabriqués par MED-EL GmbH, Autriche. Il s'agit de dispositifs de classe DMIA inscrits à la LPPR. Ils portent le marquage CE (Numéro de l'organisme notifié : 0123). Indications des implants cochléaires : décrites dans l'arrêté du 2 mars 2009 (JORF n°0055 du 6 mars 2009) et dans l'arrêté du 30 août 2012 (JORF n°0206 du 5 septembre 2012). Le dispositif d'implant d'oreille moyenne VIBRANT SOUNDBRIDGE® (VSB) est fabriqué par MED-EL GmbH, Autriche. Il s'agit d'un dispositif de classe DMIA en cours d'inscription à la LPPR. Il porte le marquage CE (Numéro de l'organisme notifié : 0123). Le VIBRANT SOUNDBRIDGE® (VSB) est destiné à traiter les patients souffrant de pertes auditives de perception légères à sévères et de pertes auditives mixtes et de transmission après échec ou inefficacité d'un appareillage conventionnel par voie aérienne ou osseuse. Le dispositif d'implant actif à conduction osseuse BONEBRIDGE est fabriqué par MED-EL GmbH, Autriche. Il s'agit d'un dispositif de classe DMIA non inscrit à la LPPR. 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 : 09/2016. MED-EL (France) - 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.



Appareillage du patient acouphénique et déficient auditif, de la théorie à la mise en pratique

Hervé BISCHOFF Audioprothésiste LCA, Paris

La prise en charge d'un patient acouphénique nécessite d'avoir un cadre rigide qui définit les différentes étapes de cette prise en charge que l'on retrouve dans de nombreuses études fondamentales et cliniques.

Les différentes étapes comprendront nécessairement : L'anamnèse, un bilan d'orientation prothétique complet incluant audiométrie tonale, liminaire et supraliminaire (en prenant des précautions particulières quant à la réalisation du seuil subjectif d'inconfort chez ces patients hypersensibles), des mesures vocales, dans le calme et dans le bruit, auxquelles il conviendra d'ajouter des éléments spécifiques de type acouphénométrie, ANL, EVAs et questionnaires THI ou TFI.

Il sera nécessaire d'intégrer la problématique de chaque patient au cours de ces différentes étapes.

Anamnèse

Madame T., âgée de 68 ans, retraitée, présente des acouphènes et une hypersensibilité au bruit apparus suite à un concert dans une grande salle de spectacle et qui l'ont conduite à consulter rapidement un médecin ORL. Ne supportant pas le bruit et voyant ses acouphènes exacerbés suite à une exposition à des stimuli intenses, Madame T. porte depuis 2009 des bouchons obturateurs proposés par un audioprothésiste local. Elle se dit également fortement gênée par la perception de sa propre voix, ce qui ne l'empêche pas pour autant de parler continuellement, notamment de ses acouphènes qu'elle décrit et imite comme le hurlement d'un loup. Face à ses difficultés d'endormissement lui a été prescrit de prendre 5 gouttes de Rivotril®.

En dehors de ses problèmes auditifs, on ne note aucun antécédent médical ou général particulier pouvant interférer avec la prise en charge prothétique. Des essais avec des intra-auriculaires CIC à proximité de son domicile ont été entrepris mais abandonnés rapidement compte tenu des difficultés d'acceptation de la patiente. Il lui a été proposé à la suite de cet essai de porter des bouchons obturateurs.

Bilan d'orientation prothétique

Face à ces difficultés et l'accroissement du retentissement social de ses acouphènes et de son hypersensibilité au bruit, Madame T. consulte un second médecin ORL, spécialisé dans la prise en charge des patients acouphéniques, qui l'adresse pour une prise en charge prothétique à Rouen.

Les mesures réalisées en audiométrie tonale liminaire et supraliminaire sont en faveur d'une surdité moyenne 1er degré bilatérale et symétrique associée à un recrutement modéré. Les mesures vocales au casque avec du matériel phonétique cochléaire de Lafon confirment les mesures liminaires (Figure 1).

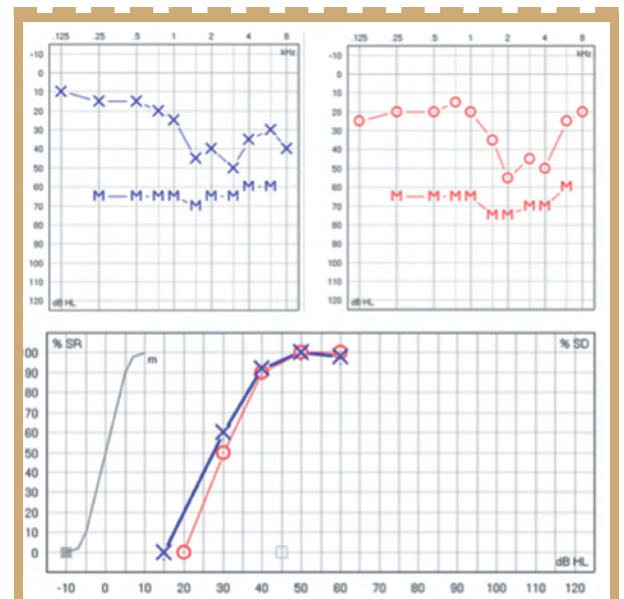


Figure 1 : Audiométrie tonale et vocale de Madame T.

Compte tenu des éléments de l'anamnèse et du bilan d'orientation prothétique, conseil est donné à la patiente de modérer le port de ses bouchons obturateurs comme le recommande la littérature et notamment Formby et al (2003)

Une prise en charge alliant le port de prothèses auditives et de générateurs de bruits est ainsi proposée à la patiente, solution qu'elle rejettera catégoriquement malgré de longues explications pédagogiques durant plusieurs visites. Face au blocage, nous avons convaincu Madame T de prendre un second avis auprès d'un audioprothésiste à Paris et de l'équipe pluridisciplinaire AERA.

Lors de ce premier entretien parisien, un ensemble de mesures spécifiques à la prise en charge des patients acouphéniques est réalisé, comme l'utilisation dans un premier temps d'échelles visuelles analogiques (EVA). L'EVA intensité est retrouvée à 9,5/10 tandis que l'EVA Gêne indique un score de 9,7. L'utilisation de ces EVA pour la quantification de l'intensité et de la gêne liée aux acouphènes a été validée par plusieurs études scientifiques notamment par Ilya Adamchic (2012).

La passation d'un questionnaire THI confirme la gêne globale avec un score de niveau 5 (score 78 à 100) décrit comme catastrophique par Mc Combe (2001). L'utilisation désormais courante de ces questionnaires a été validée par de nombreuses études avec des traductions dans différentes langues (C. Newman, 1998, D.M. Baguley, 2000, V. Ghulyan-Bediklan, 2010).

Face à ces éléments combinés du bilan d'orientation prothétique et des mesures spécifiques aux acouphènes et hypersensibilité au bruit, un appareillage auditif conventionnel disposant de la possibilité d'adjoindre une thérapie sonore est proposée à Madame T. tout



en ayant conscience du mauvais score obtenu à la mesure ANL qui est retrouvé à 12 soit une probabilité de succès de l'appareillage de 23% (A. Nabelek, 2006) (Figure 2). Il a d'ailleurs été démontré par Philippe Lurquin (2014) qu'il existait une très forte corrélation entre les scores obtenus à l'ANL et ceux aux questionnaires Nelting et BAHIA (relatifs à l'hyperacousie) ainsi qu'aux seuils subjectifs d'inconforts qui peuvent être prédits d'autant plus bas que le score ANL est élevé.

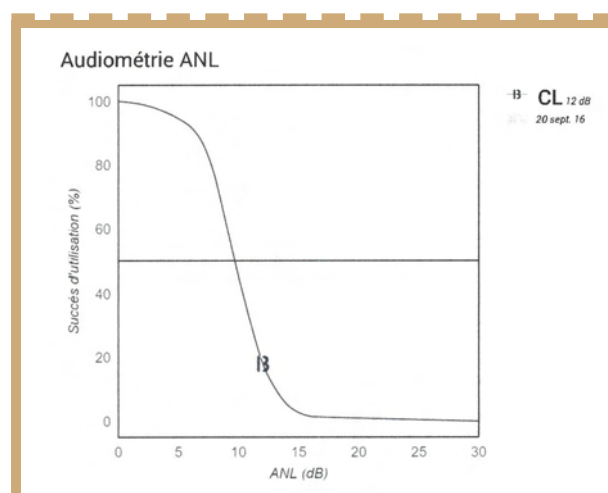


Figure 2 : Score ANL de Madame T.

L'appareillage

Un appareillage à l'aide de deux micro-contours avec écouteurs déportés est mis en place lors d'un second rendez-vous (voir la figure 3 : Gain prothétique tonal et vocal de Madame T.). L'efficacité de l'appareillage sur la perception des acouphènes et sur l'hyperacousie a été maintes fois démontrée notamment par Surr (1999) et Trotter (2008) qui a retrouvé une diminution significative de la gêne engendrée par les acouphènes dans un échantillon de 1440 patients appareillés avec un suivi longitudinal de 25 ans.

Un counseling sur la TRT de Jastreboff (2004) est dispensé au patient tout au long de la prise en charge. Cette technique a prouvé son efficacité depuis plus de 25 ans.

TRT = Information + Thérapie sonore + Apprentissage

Information sur l'acouphène, sur sa perception par le cerveau, et sur la méthodologie d'habituation à l'acouphène

=> élimine l'angoisse due aux idées reçues, dédramatise l'acouphène

Thérapie sonore par GBB - générateur de bruit blanc bande large - et/ou une correction auditive pour normaliser l'attention et la vigilance (système réticulaire). L'intensité du GBB est réglée au Mixing Point (Jastreboff).

=> réduit l'émergence de l'acouphène, donc sa perception

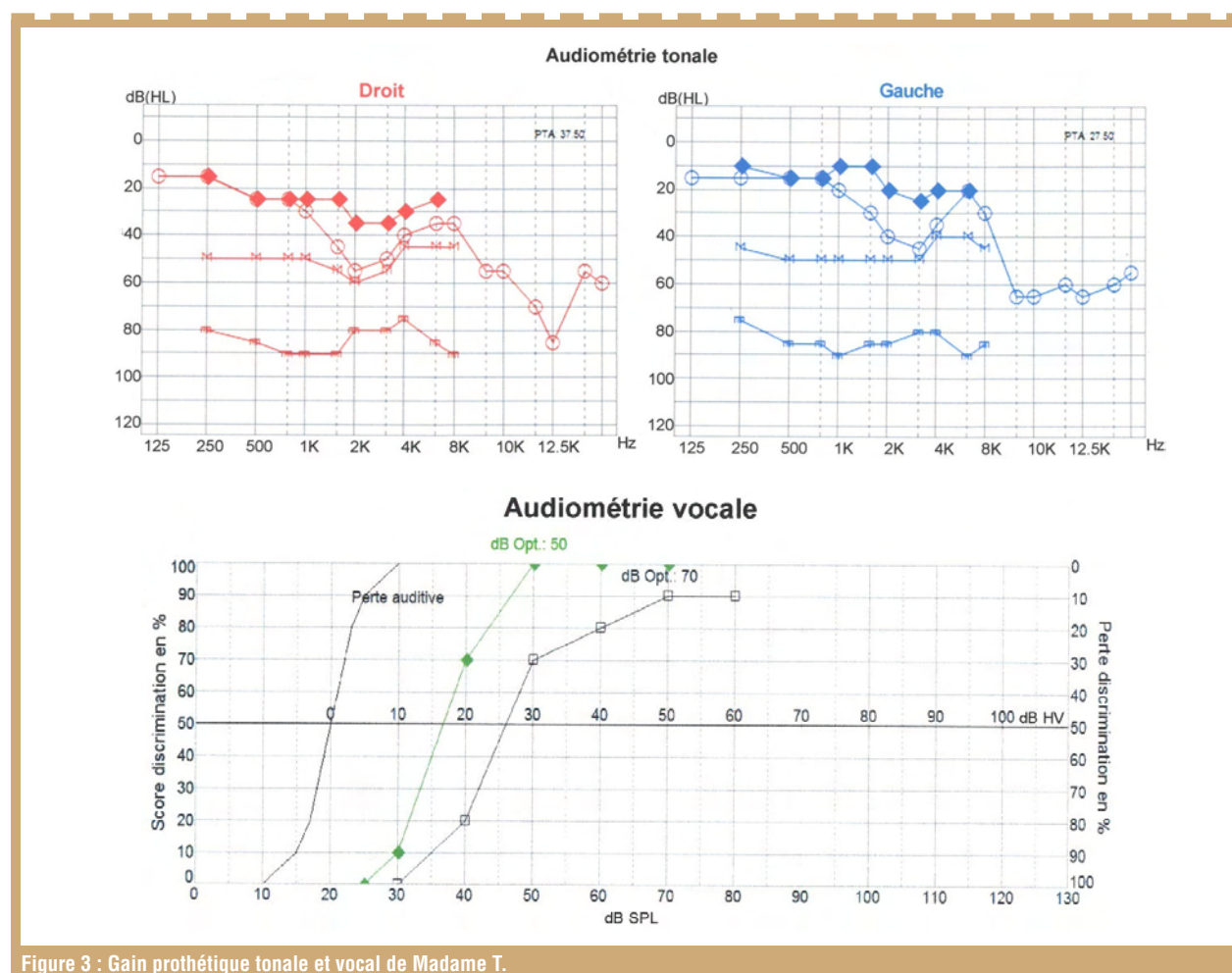


Figure 3 : Gain prothétique tonal et vocal de Madame T.



> EPU 2016 (SUITE)

Apprentissage pour éliminer la focalisation de l'attention sur l'acouphène par réduction des associations émotionnelles négatives (système limbique) (TCC)
=> réduit l'intensité subjective, la sensibilité du patient à l'acouphène

Suivi prothétique à 1 mois

Rien ne va... «C'est pire»

Madame T. est toujours gênée par les sirènes des pompiers et se plaint de n'avoir aucune amélioration dans un restaurant.

A ce stade de la prise en charge, ce résultat est tout à fait prévisible et il est important de persévérer.

Le gain a été augmenté et un programme «combi» (amplification+GBB) créé en première position.

Suivi prothétique à 3 mois

«Tend vers l'amélioration»

La journée ça va beaucoup mieux, Madame T. arrive mieux à gérer son acouphène.

Elle évite les milieux bruyants qui exacerbent toujours son «loup».

Elle est cependant moins dans l'évitement des sons forts et elle peut parler dans la rue avec quelqu'un, ce qu'elle évitait de faire avant.

Le bruiteur est augmenté et réglé au niveau du mixing point.

Suivi prothétique 6 à 12 mois

Plusieurs visites sont programmées au cours des 6 mois qui suivent. La situation s'améliore lentement.

Les appareils sont portés régulièrement et Madame T. «ne peut plus s'en passer» car ils lui apportent un bon confort auditif.

Elle supporte mieux les bruits forts.

Ses acouphènes «hurlent» toujours le soir et elle prend 6 gouttes de Rivotril® au coucher pour s'endormir.

Suivi prothétique 1 à 3 ans

Port régulier qui permet de bien maîtriser son acouphène la journée. L'acouphène est encore très présent dans sa vie.

Un troisième programme est créé pour les milieux bruyants.

Madame T. a diminué le Rivotril le soir (2 gouttes).

Elle porte toujours des bouchons dans les milieux type Eglise, cinéma ou voiture.

Nous lui conseillons de faire des Pianissimo -15 dB car ses bouchons atténuent trop.

proposons également d'utiliser un bruiteur de table pour

Suivi prothétique à 4 ans

Tout va pour le mieux, Madame T. est métamorphosée. Elle a repris sa vie en main. Est plus active, prévoit des sorties et un voyage avec sa sœur.

Son acouphène a quasiment disparu avec la correction auditive.

Elle a moins de «mauvais jours».

Les bruiteurs aident beaucoup à supporter les milieux bruyants et elle limite le port des pianissimo aux milieux très bruyants.

Elle garde une appréhension lorsqu'il y a du bruit.

Elle a complètement arrêté le Rivotril.

Une évaluation subjective de son acouphène est réalisée et montre un EVAg à 2,4 et un EVAi à 3,6. Le résultat du THI est situé entre 18 et 36 est considéré comme ayant un impact faible.

Conclusion

La prise en charge d'un patient acouphénique en tenant compte de résultats statistiques d'étude ou de big-data, qui sont basés sur une approche d'un monde normé de type Gaussien, ne convient que partiellement. En effet la souffrance du patient acouphénique dans son vécu est singulière comme nous venons de le voir. Il va donc être nécessaire de l'analyser dans un monde non normé de type Mandelbrotien et tout en gardant à l'esprit le cadre de prise en charge indispensable pour ne pas s'égarer, il faudra être capable de s'adapter à chaque patient.

Bibliographie

I. Adamchic, B. Langguth, C. Hauptmann, P. A. Tass, "Psychometric evaluation of visual analog scale for the assessment of chronic tinnitus", *American Journal of Audiology*, vol. 21, 215-225, December 2012

D. M. Baguley, R.L. Humphriss, A. Catriona, B.A. Hodgson, "Convergent validity of the tinnitus handicap inventory and the tinnitus questionnaire", *The Journal of Laryngology and Otology*, Vol. 114, 840-843, November 2000

C. Formby, L. P. Sherlock, S. L. Gold, "Adaptive plasticity of loudness induced by chronic attenuation and enhancement of the acoustic background", *J. Acoust. Soc. Am.* 114(1) July 2003

V. Ghulyan-Bédikian, M. Paolino, F. Giorgetti-d'Esclercs, F. Paolino, "Propriétés psychométriques d'une version française du Tinnitus Handicap Inventory", *L'encéphale*, 36, 390-396, 2010

P. Lurquin, T. Papart, "Le test ANL est-il prédictif de l'hyperacousie ? ", *Les Cahiers de l'Audition*, 2014

A. McCombe, D. Baguley, R. Coles, L. McKenna, C. McKinney, P. Windle-Taylor, "Guidelines for the grading of tinnitus severity : the results of a working group commissioned by the British Association of Otolaryngologists, Head and Neck Surgeons, 1999, *Clin Otolaryngol*, 2001, 26, 388-393

A. Nabelek, M.C. Freyaldenhoven, J. W. Tampas, S. B. Burchfield, R. A. Muenchen, "Acceptable noise level as a predictor of hearing aid use", *J Am Acad Audiol*, 17, 626-639, 2006

C. Newman, S.A. Sandridge, G.P. Jacobson, "Psychometric Adequacy of the tinnitus handicap inventory (THI) for evaluating treatment outcome", *J Am Acad Audiol*, 9 : 153-160, 1998

M. I. Trotter, I. Donaldson, "Hearing aids and tinnitus therapy: a 25-year experience", *The Journal of Laryngology and Otology*, 122, 1052-1056, 2008

R. K. Surr, J. A. Kolb, M. T. Cord, N. P. Garrus, "Tinnitus Handicap Inventory (THI) as a hearing Aid Outcome Measure", *J Am Acad Audiol*, 10: 489-495, 1999

Jastreboff, P.J., Hazell, J.W.P. Tinnitus Retraining Therapy Implementing the neurophysiological model 2004 85-114



Réhabilitation des patients ayant une (sub)cophose unilatérale

Pr Stéphane GALLÉGO Audioprothésiste DE membre du CNA, Lyon

Jehan GUTLEBEN Audioprothésiste DE membre du CNA, Mulhouse

Dr Nicolas GUEVARA ORL, PhD, CHU de Nice

Introduction

Par définition une cophose ou subcophose unilatérale implique qu'une des deux oreilles est très sourde et qu'elle est «morte» fonctionnellement alors que l'autre oreille peut être saine ou altérée mais toujours intelligible (elle est souvent définie comme l'oreille unique). La valeur limite du niveau de surdité et du niveau de compréhension pour considérer qu'une oreille passe au stade de subcophose reste mal définie et semble être une problématique intéressante à remettre à jour de par les évolutions technologiques des aides auditives. Les étiologies sont diverses, elles peuvent être congénitales avant la naissance (d'origine génétique liées à une malformation ou à un mal-fonctionnement, d'origine non-génétique tels qu'un cytomegalovirus, un faible poids à la naissance, la syphilis, les oreillons, l'anoxia...) ou acquises après la naissance, (tels que l'idiopathique, la labyrinthite virale, une pathologie virale, un neurinome, une rupture de membrane périlympatique, une maladie de Menière, une méningite, ou un traumatisme par fracture du rocher, par un traumatisme sonore, par des rayons, par un traumatisme lié à une chirurgie de l'oreille moyenne, du neurinome, d'un méningiome)...

Une étude fédérale américaine (2003) portant sur 2000 enfants sourds, décrit 15.6% de surdités unilatérales, et seulement 3.1% de surdités profondes unilatérales ; pour Keise Himmel (2001), 27,5% des enfants sourds ont une surdité unilatérale. D'après Lee et al (1998), la prévalence peut différer en fonction des origines ethniques (de 6/4/1000 à 12/3/1000). Ces statistiques sont probablement sous-estimées ; elles deviendront plus fiables avec les nouvelles campagnes de dépistage de la surdité de l'enfant.

Déficits fonctionnels

Indépendamment de toute pathologie beaucoup de travaux en psychoacoustique, très bien résumés dans le livre de BJC Moore (1995), ont démontré les avantages d'une audition binaurale par rapport à une audition monorale.

- l'audiométrie tonale champ libre s'améliore de +3dB au seuil de perception, la sonie de +6 dB pour un son supérieur à 35 dB.
- l'audiométrie vocale champ libre dans le silence et dans le bruit gagne de +6 à +10 dB.
- la localisation spatiale, par la mesure de différence de délai et d'intensité entre les deux oreilles, est grandement facilitée.

Malgré tous ces travaux effectués chez le normo entendant, il a aussi été démontré une plasticité liée à une audition uniquement monorale dans le cas pathologique de (sub)cophose unilatérale. Celle-ci va compenser en partie le déficit (Schmithorst et al 2006).

Pour Bilecen et al (2000), cette suppléance devient optimale un an après la (sub)cophose. Cela ne reste néanmoins qu'un artifice et ne suffit pas à éliminer l'effet de zone d'ombre de la tête.

Cette malaudition du côté (sub)cophotique au niveau de l'audiométrie tonale et vocale est principalement liée au masque de la tête. Lorsqu'un son provient du côté de l'oreille atteinte, la tête induit une ombre acoustique. L'intensité du son est atténuée en moyenne de 6.4dB, pour une source située à 1 mètre de l'oreille, avant que le signal n'atteigne l'oreille opposée (Loeb et Fletcher, 1961). Elle peut aller jusqu'à 50 à 60 dB si la source sonore est accolée au conduit auditif. C'est ce que l'on appelle le transfert transcrânien. Cette atténuation n'est pas homogène en fréquence (White, 1959), elle est plus importante pour les longueurs d'ondes courtes (hautes fréquences, au-delà de 2000 Hz) et quasi-inexistante pour les longueurs d'ondes élevées (basses fréquences, en deçà de 800 Hz) (Abbagnaro et al, 1975).

Comme l'intelligibilité de la parole est majoritairement contenue dans les fréquences aiguës (Niederjohn et Mliner, 1982), le masque de la tête va entraîner une dégradation de compréhension dans le bruit dans le cas où la source pertinente est du côté (sub)cophotique et le bruit diffus ou du côté entendant. De plus, l'oreille non appareillable empêche le cerveau d'utiliser les différences de durée ou d'intensité comme indice pour éliminer le bruit comme chez le normo entendant (ce qu'on appelle le démasquage binaural). Enfin ce masque de la tête qui atténue les sons provenant du côté (sub)cophotique va déséquilibrer la représentation de l'espace auditif (spatialisation) pour le patient.

Sargent et al (2001) montre qu'une cophose unilatérale n'avait que très peu de conséquences sur les performances audiologiques dans un milieu non-bruyant. En revanche l'addition d'un bruit (quel qu'il soit) dégrade fortement ces performances. Or la plupart du temps et surtout maintenant avec le développement croissant de la communication, le milieu écologique du patient est "bruité". Il est montré chez l'enfant que la (sub)cophose unilatérale a de graves répercussions sur son parcours scolaire. Plusieurs études (Keller & Bundy 1980, Bess et Thorpe 1984, Blair et al 1985, Culbertson et Gilbert 1986), ont comparé le classement des enfants ayant une surdité unilatérale avec celles d'une population témoin. La population pathologique se situe en moyenne pour les mathématiques au 70e rang sur 100, pour le langage au 75e rang, pour le social au 68e rang (la moyenne de la classe étant le 50e rang). Bess et al (1986), montre un redoublement d'au moins une classe dans 35 % des cas chez les enfants ayant une surdité unilatérale au lieu de 3.5 % chez une population normo entendant. Une revue de littérature effectuée par Lieu (2004) réajuste ce chiffre entre 22 et 35%. 12 % à 41% des enfants sourds unilatéraux ont besoins d'assistances scolaires supplémentaires (Lieu, 2004).



> EPU 2016 (SUITE)

Moins décrite, mais bien réelle, la (sub)cophose unilatérale induit des problèmes professionnels (difficulté en réunion), familiaux et sociaux (restaurant, voiture...) La mauvaise représentation 3D de l'espace auditif est compensée en partie par la vision et des mouvements du corps et de la tête, ce qui engendre des problèmes de fatigue et de tension musculaire en fin de journée. Cela peut s'aggraver si le patient a un déficit vestibulaire (presbyvestibulie ou aréflexie vestibulaire généralement liée à une section chirurgicale). Les conséquences peuvent alors être très handicapantes, surtout dans des endroits peu lumineux. La déafférentation liée à la (sub) cophose engendre aussi souvent des acouphènes invalidants.

Tous ces handicaps cumulés ainsi que la suppléance nécessaire pour compenser ce déficit auditif demande beaucoup d'énergie au patient et provoque une fatigue générale ainsi qu'une baisse de l'attention, ce qui handicape son parcours scolaire, social, professionnel et familial.

Facteurs audiolologiques aggravants

Une perte auditive sur l'oreille unique vient aggraver le handicap du patient (surdité moyenne, ou surdité sur les fréquences aiguës). Une atténuation supplémentaire des fréquences aiguës en plus du masque de la tête ainsi que l'élargissement des filtres auditifs lié à la surdité neurosensorielle de l'oreille unique (mauvaise sélectivité fréquentielle, d'après Moore 1995) dégrade fortement les performances du patient dans le bruit.

La (sub)cophose unilatérale, les différentes possibilités

Afin de mieux adapter la réhabilitation à chaque patient, nous avons voulu décomposer la population de (sub)cophotique en plusieurs sous-catégories. Certains patients peuvent avoir des acouphènes et/ou des problèmes d'équilibre. Il est important de le prendre en compte sur le choix de la réhabilitation qui va être proposée.

L'oreille cophos e ou subcophos e :

Nous avons deux cas de figure : soit l'oreille n'est plus du tout fonctionnelle, c'est une cophose, soit il reste des reliquats, c'est une subcophose. Le premier cas est simple car il n'est pas possible d'utiliser cette oreille, elle est « morte » fonctionnellement. Le cas de

subcophose, reste plus délicat. Il est possible d'appareiller certaines oreilles et ainsi de les rendre fonctionnelles. Pour dissocier les deux catégories de subcophoses, il est important d'étudier la dynamique auditive résiduelle (seuils de détection, seuils d'inconfort) et l'intelligibilité maximale obtenue par cette oreille (le niveau de stimulation peut aller jusqu'à 110 dB). Il est bien évidemment indispensable de masquer l'oreille contr lat rale pour effectuer les mesures. Il est important aussi de catégoriser la perception de cette oreille subcophotique, dans certains cas, malgré des réponses en audiométrie tonale, la sensation n'est pas auditive mais plutôt vibratoire, l'oreille n'est alors pas exploitable. Les sub(cophoses) qui peuvent être appareillées possèdent au minimum une dynamique auditive résiduelle avec un peu d'intelligibilité. Les valeurs limites seront discutées plus tard avec les résultats.

Oreille unique :

L'oreille unique peut être parfaitement fonctionnelle ou avec un déficit auditif. Une petite perte auditive sur les fréquences aiguës peut avoir des conséquences très importantes sur la perception du patient. Il est donc intéressant d'effectuer l'audiométrie tonale au 1/2 octave surtout sur les fréquences aiguës.

La prise en charge des patients atteints de surdité totale (ou presque) unilatérale pose de nombreux défis aux audioprothésistes du fait de ses spécificités. Le besoin des preuves scientifiques pour guider l'orientation prothétique est d'autant plus grand que l'expérience issue de l'appareillage des pertes bilatérales, plus courantes, est inadaptée. L'objectif est de voir quelles recommandations peuvent être basées sur la littérature scientifique.

Les publications traitant des pertes unilatérales (Unilateral Sensori-Neural Hearing Loss, USNHL, ou Single Sided Deafness, SSD) sont nombreuses, notamment car les options de prise en charge sont diverses et ont beaucoup évolué. Trois alternatives se posent :

- Réhabiliter l'oreille atteinte (Impaired Ear, IE),
- Condamner l'oreille atteinte, en transmettant les sons de ce côté vers l'oreille saine (Normal Ear, NE),
- Ne pas intervenir, et guider le patient dans les stratégies d'adaptation (lecture labiale, conseils de placement, mouvements de tête,...).

L'option 1 nécessite soit des restes auditifs pouvant être amplifiés, soit la pose d'un implant cochléaire (Cochlear Implant, IC). Actuellement, la SSD est hors indication pour l'IC (une expérimentation multicentrique est en cours en France pour des patients atteints de SSD avec acouphènes invalidants).

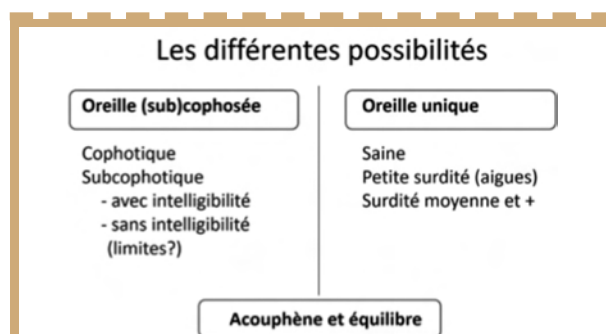


Figure 1 : Différents cas de figures lors de l'anamnèse d'une (sub) cophose unilatérale

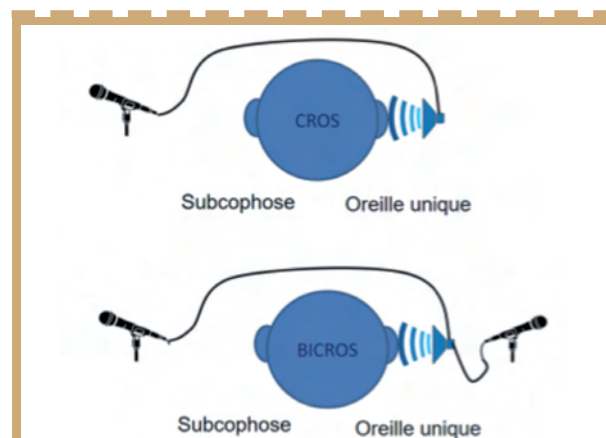


Figure 2 : Principe de fonctionnement d'un système Cros et Bicros.



L'option 2 s'envisage couramment par deux systèmes :

- 2.1. L'appareillage CROS (Controlateral Routing Of Signal), avec un microphone du côté IE qui transmet les sons à une aide auditive à conduction aérienne placée sur la NE (CROS).
- 2.2. L'appareillage à ancrage osseux BAH (Bone Anchored Hearing Device) ou AOIS (Auditory Osseointegrated Implant System), qui fait vibrer le crâne pour transmettre à la NE les sons captés du côté IE (AOIS).

Dans la littérature, on trouve aussi d'autres systèmes :

- 2.3. Le Transcranial-CROS (T-CROS), qui vise le même effet que l'AOIS mais avec un appareillage en conduction aérienne surpuissant ; en pratique, il s'agit d'amplifier des restes auditifs du côté IE, car l'atténuation transcrânienne empêche ce type de transducteur de stimuler la NE.
- 2.4. Le SoundBite, constitué d'un microphone dans le conduit relié à un émetteur sur le pavillon de l'IE, et d'un dispositif vibrant dans la bouche nécessitant une empreinte dentaire ; cette solution n'est plus commercialisée.
- 2.5 Le TransEar, constitué d'un microphone placé sur le pavillon et relié à un vibreur placé dans la portion osseuse du conduit de l'IE ; il n'est actuellement pas importé en France.

Deux travaux récents sont particulièrement intéressants pour le sujet abordé ici.

Le premier est un guide publié en 2015 par l'American Academy of Audiology (Valente M et al, 2015). Il s'agit d'une revue de littérature, basée sur 175 publications hiérarchisées en six niveaux de preuve, dont sont issues une centaine de recommandations classées en quatre niveaux d'importance.

Les conséquences d'une SSD sont variées, tant sur les plans auditifs (localisation, effet d'ombre de la tête, compréhension dans le bruit avec la perte de l'effet squelch, ...) que extra-auditifs (stress, troubles émotionnels, maux de tête, acouphènes, équilibre postural, ...). Néanmoins, la grande variabilité inter-patient de ces handicaps nécessite une évaluation globale des patients : audiométrique (notamment recherche de restes sur l'IE, seuils CA et CO de la NE, atténuation transcrânienne (TA) en CO, audiométrie vocale dans le bruit (AVB) avec les mots côté IE et le bruit côté NE) et qualitative (plusieurs questionnaires sont cités dans le guide, bien qu'aucun n'ait été spécifiquement développé pour les SSD mis à part le BBSD pour les AIOIS). Cette évaluation globale doit permettre de définir précisément les objectifs de la prise en charge, en accord avec le patient qui est réputé avoir des attentes irréalistes s'il est néophyte. Des critères tels que démographiques (âge, sexe) et étiologiques, l'ancienneté et le niveau d'audition résiduelle ne sont pas prédictifs de la préférence des patients pour un type d'appareillage, ni des résultats. Par contre, la présence d'acouphènes sur l'IE est un facteur important d'échec des CROS et AOIS ; l'IC, bien que hors indication, semble apporter un bénéfice immédiat et à long terme en cas d'acouphènes invalidants associés à la SSD.

Concernant le bilan d'orientation, l'AVB (la perte de Rapport Signal-Bruit en particulier) est prédictive du bénéfice d'appareillage. Il ne faudrait envisager d'AOIS que pour les patients ayant un seuil audition moyen en CA de la NE inférieur ou égal à 20dBHL à 500, 1000, 2000 et 3000 Hz (critère d'indication FDA), et une TA en CO faible (idéalement < 10dB) ; l'abandon par le patient après essai étant principalement lié au manque de bénéfice dans le bruit, il faudrait réserver l'essai à domicile aux patients ayant une bonne amélioration des scores d'AVB en cabine. Il n'existe pas de différence significative entre les scores d'AVB pré-op (avec AOIS puissant

sur serre-tête) et post-op (sur pilier). Si la NE présente une perte, même légère, ou un risque d'évolution, l'AOIS est à écarter car seul le CROS permet une restitution avec amplification dans la NE (adaptation Bi-CROS).

Concernant le choix prothétique, l'utilisation de l'audiométrie via l'AOIS pour le calcul du réglage initial approprié est recommandée. Une coupure du gain aux fréquences inférieures à 1500 Hz ne dégraderait pas la perception vocale et réduirait l'impact négatif du bruit venant du côté IE.

La vérification de l'adaptation se fait de préférence par la mesure in vivo (CROS) et le Speech In Noise Test (SIN Test) (CROS et AOIS), le seuil tonal en champ libre étant peu utile. Ces validations doivent être complétées par des questionnaires d'évaluation subjective.

Dans le cas d'un CROS ou d'un AOIS, l'effet sur l'intelligibilité dans le bruit sera délétère dans le cas où le bruit provient du côté IE et la parole du côté NE. Le patient doit pouvoir couper la captation du microphone dans ce cas de figure. Un cours oral d'éducation prothétique réduit la perception subjective du handicap par le patient comparé à un groupe contrôle recevant seulement un appareillage.

Une seconde publication est une méta-analyse parue en 2016 dans la revue Ear and Hearing (Kitterick PT et al, 2016). 30 articles sur 778 ont été retenus pour cette étude : tous concernent les CROS, AOIS ou IC dans le cas d'adulte avec une NE < 30 dBHL et une IE > 70 dBHL. Dans le silence, aucune preuve permet d'affirmer que les trois systèmes améliorent la perception vocale, ni qu'un système est supérieur aux autres. Dans le bruit, quel que soit l'appareillage, la perception vocale n'est améliorée que si la parole est du côté IE et le bruit du côté NE ; elle est dégradée dans le cas inverse. Là aussi, les preuves manquent pour affirmer la supériorité d'un système sur les autres. Pour la localisation sonore, les preuves actuelles sont contradictoires et ne permettent pas d'affirmer qu'elle soit améliorée par les trois solutions.

Malgré les conclusions précédentes, la qualité de vie liée à l'audition est globalement améliorée avec les trois types d'appareillages, mais sans qu'un classement puisse être établi entre eux.

Concernant les effets indésirables, les publications rapportent principalement quelques cas de complications liées au pilier transcutané des AOIS. Au final, bien que cette publication ne fournisse aucune recommandation pour la prise en charge des adultes atteints de SSD, elle apporte des éléments intéressants pour nourrir la réflexion des audioprothésistes confrontés à ces patients.

Le choix entre l'appareillage de l'oreille subcophonotique ou la mise en place d'un système (Bi)Cros reste délicat. Depuis peu nous avons été amené à étudier une nouvelle solution décrite figure 4, un (Bi) Cros stéréo-acoustique qui en plus de corriger l'oreille subcophonotisée va transmettre l'information captée par le microphone à l'oreille opposée. Contrairement aux solutions précédentes, ce procédé ne fait en théorie pas de compromis.

Appareillage sub-cophose	Cros/Bicros
– Stimulation bilatérale, – Spatialisation, Localisation, – Intelligibilité dans le silence améliorée, – Intelligibilité dans bruit limitée.	– Stimulation unilatérale, – Compréhension dans le silence et dans le bruit améliorée (mais aussi dégradée), – Spatialisation et localisation dégradée.

Figure 3 : Avantages/inconvénients d'un système CROS/BICROS versus appareillage conventionnel.

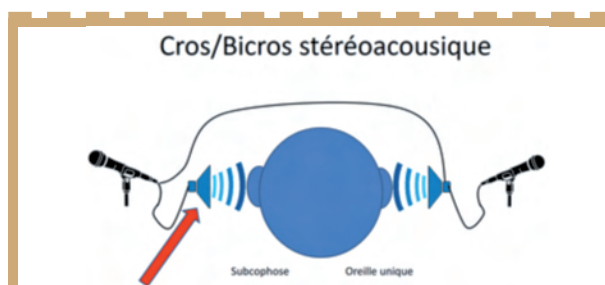


Figure 4 : Schéma de principe d'un système CROS stéréoacoustique.

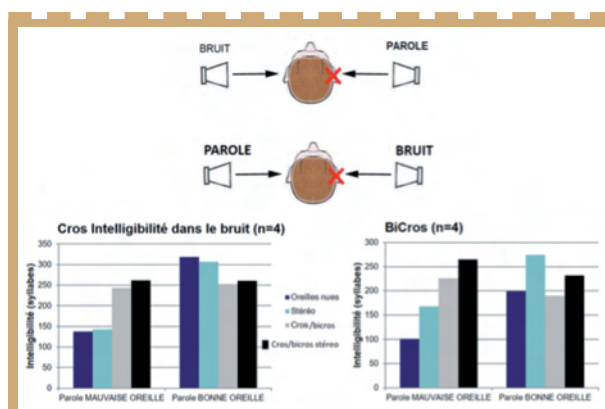


Figure 5 : Résultats comparatifs chez 8 patients subcophotiques pour un rapport signal/bruit de 0 dB avec un bruit cocktail party (4 avec une oreille unique saine, 4 avec une oreille unique sourde).

Afin d'évaluer ce nouveau système nous avons testé 8 patients (4 subcophoses avec oreille controlatérale saine, 4 autres patients avec une oreille controlatérale sourde). Chacun d'eux ont été testés dans 4 configurations (oreilles nues, appareillées en stéréo, en (Bi) Cros conventionnel, et en (Bi)Cros Stéréoacoustique). Le protocole et les résultats dans le bruit sont décrits figure 5. Parmi les 4 configurations, le (Bi)Cros stéréoacoustique donne les meilleures performances dans le bruit avec le meilleur équilibre entre les résultats parole coté subcophosé et parole coté oreille unique. Des tests de localisations spatiales non-décrits dans cet article confortent ces résultats. Ce nouveau système pourrait bien être la solution optimale lors pour les patients ayant une subcophose avec des reliquats exploitables. Une étude prospective permettrait de mieux en définir les indications.

En intégrant ce nouveau système, nous pouvons ainsi définir les différentes possibilités de réhabilitation en fonction du profil du patient (Table I). Le choix ne doit pas être stricte, il est préférable d'essayer plusieurs solutions afin de trouver la plus adaptée aux spécificités du patient.

	Cros	Cros Osseux	Bicros	Aca O. unique	Aca O Subco.	Aca Stéréo	Stéréo Cros
Cophose sans reliquats oreille unique saine	OUI	OUI	NON	NON	NON	NON	NON
Cophose sans reliquats oreille unique sourde	NON	NON	OUI	OUI limité	NON	NON	NON
Subcophose avec reliquats oreille unique saine	OUI	OUI	NON	NON	OUI limité	NON	OUI
Subcophose avec reliquats oreille unique sourde	NON	NON	OUI	OUI limité	OUI limité	OUI limité	OUI

Tableau I : Indication des différents systèmes en fonction de l'état fonctionnel des deux oreilles (oreille (sub)cophotique et oreille unique). Dans le cas où le patient à un acouphène du côté de la subcophose, l'appareillage de cette oreille est fortement conseillé.

Bibliographie

- Abbagnaro LL. J. Acoust. Soc. AM. 1975; 58, 3: 693-700.
 Bess F.H., Tharpe A.M. Pediatrics. 1984; 74:206-216.
 Bess F.H., Tharpe A.M. Ear Hear. 1986; 7, 1:3-13.
 Bilecen D et al. Neurology. 2000; 54, 3 :765-767.
 Blair J.C. et al. Volta review. 1985; 87, 2 :87-93.
 Culbertson J.L., Gilbert L.E. Ear Hear. 1986; 7, 1:38-42.
 Dutt S.N. et al. J. Laryngol. Otol. Suppl. 2002; 28:7-14.
 Keller, Bundy. Child. Care Dev. 1980; 6, 8:93-100.
 Kiese-Himmel C, Kruse E. Laryngorhinootology. 2001; 80, 1,:18-22.
 Kitterick PT et al. (2016) Ear and Hearing ; 37(5): 495-507
 Lee DJ et al. Ear Hear. 1998; 19, 4:329-332.
 Lieu JE. Arch. Otolaryngol. Head Neck Surg. 2004; 130, 5:524-530.
 Loeb M, Fletcher JL. Rep. US Army Med. Res. Lab. 1961; 24, 478:1-6.
 Moore BJC. Perceptual & Cochlear Damage. 1995
 Niederjohn RJ, Mliner DG. J. Aud. Res. 1982; 22, 3:189-199.
 Props DW. J. Laryngol. Otol. Suppl. 1996; 21:7-12.
 Sargent EW et al. Otol. Neurotol. 2001; 22, 4:480-486.
 Schmithorst et al. Neuroreport. 2005; 16, 5 :463-467.
 Schupbach J et al. Ther. Umsch. 2004; 61, 1:41-46.
 Valente M. et al. (2015). Am Acad of Audiol. www.audiology.org/publications-ressources
 Wazen JJ et al. Am. J. Otol. 1998; 16, 6:737-741.
 Wazen JJ et al. Otolaryngol. Head Neck Surg. 2003;129, 3:248-254.
 Wazen JJ et al. Otolaryngol. Head Neck Surg. 2005; 132, 6:928-932.
 White HN. Arch. Otol. Laryngol. 1959; 70, 4:485-494.

Glossaire

- IE : Impaired Ear (oreille atteinte)
 NE : Normal Ear (oreille saine)
 SSD : Single Sided Deafness (surdité unilatérale)
 TA : Transcranial Attenuation (atténuation transcrânienne)
 AOIS : Anchored Osseointegrated System (système à ancrage osseux)
 CROS : Controlateral Routing Of Signal (transfert controlatéral du signal)
 CI : Cochlear Implant (implant cochléaire)
 AVB : audiométrie vocale dans le bruit
 CA : conduction aérienne
 CO : conduction osseuse

✓ NUMERUS **CLAUSUS**

✓ **PRESSION DES OCAMS**

✓ NOUVEAUX ENTRANTS **DISCOUNTERS**

✓ **AUTORITE DE LA CONCURRENCE**

✓ **DISSOCIATION** DE LA PRESTATION

✓ **PRISE EN CHARGE...**



AUDIOPROTHESISTES INDEPENDANTS

**La SAiF défend vos intérêts
et votre image** auprès des Pouvoirs
Publics, des Prescripteurs, du Grand Public.

Découvrez les actions déjà réalisées sur www.saif-audition.fr, espace "Professionnels"

Rejoignez la **Société des
Audioprothésistes indépendants
de France.**

Contactez Thierry GUILLARD
au 06 14 70 59 23
www.saif-audition.fr

62, rue de Lille 59710 AVELIN
Tél : 03 20 16 28 48



La **Société des Audioprothésistes
indépendants de France.**



Réglage de l'appareillage auditif controlatéral chez le patient implanté cochléaire

Grégory GERBAUD Audioprothésiste D.E. - Membre du Collège National d'Audioprothèse

Frédéric REMBAUD Audioprothésiste DE - Membre du collège national d'audioprothèse - Périgieux

La proportion de patients qui utilisent une audioprothèse controlatérale en complément de l'implant est réputée variable mais les rapports les plus récents font état de taux allant de 32% (Scherf & Arnold, 2014) à 64% (Devocht et al., 2015).

De plus en plus de patients utilisent aujourd'hui des informations acoustiques, naturelles ou amplifiées, transmises par une oreille, en complément d'informations électriques transmises par l'implant cochléaire controlatéral, au sein d'une stimulation dite bimodale. Le terme de stimulation électro-acoustique a également été employé, notamment dans les premiers travaux portant sur ce type d'association (Dooley, 1993).

De nombreux bénéfices sont apportés par cette complémentarité de l'appareillage controlatéral : Le premier bénéfice est l'accès aux indices binauraux essentiels, que sont la différence inter-aurale de temps (Interaural Time Difference ou ITD) ou la différence inter-aurale d'intensité (Interaural Level Difference ou ILD) même s'ils sont minimes Francart (2012) est parmi les premiers à souligner la nécessité de faire fonctionner ensemble les deux dispositifs.

L'audition résiduelle amplifiée permet ainsi aux patients implantés d'avoir accès à la fréquence fondamentale F0, que l'implant ne peut coder efficacement (Pressnitzer et al. 2005; Geurts & Wouters 2001).

Le bénéfice rapporté à l'audition résiduelle utilisée en complément de l'implant a été mis en évidence dans plusieurs travaux portant sur la perception de la prosodie affective (Straatman et al. 2010, Cullington & Zeng 2010), de la prosodie linguistique (Marx et al. 2015) ou de la musique instrumentale (Leal et al. 2003; El Fata et al. 2009) et également rendre compte en partie de l'amélioration de la discrimination dans le bruit chez les patients utilisant une stimulation bimodale. F0 intervient ainsi dans la reconnaissance de la voix du locuteur et peut permettre, avec l'aide des indices binauraux, de le cibler dans un environnement bruyant.

Il n'existe à ce jour que peu d'études s'intéressant aux spécificités de l'adaptation audioprothétique en présence d'un implant cochléaire controlatéral. La nécessité d'une équilibration inter-aurale en sonie a déjà été soulignée. La question d'une approche fréquentielle ciblée n'est quant à elle pas tout à fait résolue. D'autre part La disparité des opinions et des résultats des différentes études peut s'expliquer par une carence de protocole de l'appareillage bimodal. Dans son étude sur la pratique dans 12 pays (Sherf et al., 2012) montre que l'avis général est de préconiser le mode Bimodal car ses effets sont reconnus, cependant aucun critère de sélection n'a été adopté et 45 % des aides auditives n'ont pas fait l'objet d'un réglage par le centre d'implantation. L'équilibration entre l'implant cochléaire et l'aide auditive n'est pas une pratique courante (12% dans le cas des enfants).

Au vue des éléments précédents, il est légitime de se lancer dans la création d'un protocole de l'appareillage bimodal (aide auditive conventionnelle et implant cochléaire controlatéral), nous vous présentons en première partie le travail d'investigation mené avec un patient pilote pour déterminer les outils audiométriques pertinents permettant d'affiner les réglages de l'aide auditive contro-latérale.

Dans une deuxième partie, une approche différente dans la prise en charge de l'appareillage contro-latéral sera présentée au travers de deux cas, dont l'audioprothésiste est également le régleur des implants cochléaires.

Patient pilote

Ce patient a été implanté, en juin 2015 suite à une surdité évolutive lié à une otospongiose. Il a bien voulu se soumettre à cette batterie de tests dans le but d'améliorer ses performances dans le bruit. Un des buts étaient de savoir quelle était la mesure audiométrique la plus pertinente pour réaliser l'équilibrage stéréophonique de l'appareillage et quelles étaient les tests de contrôle d'efficacité prothétique les plus adaptés.

Tout d'abord, L'audiométrie tonale supraliminale en champ libre est un bon indicateur et permet de réaliser un bon équilibrage. La mesure de la dynamique auditive appareillée est primordiale (Pas de bridage ou d'inconfort lié à l'appareil de correction auditive). Le seuil d'audition n'est pas une mesure pertinente dans la mesure où les seuils de l'implant cochléaire (CI) dépassent largement les seuils de l'appareil auditif (HA) Fig. 1

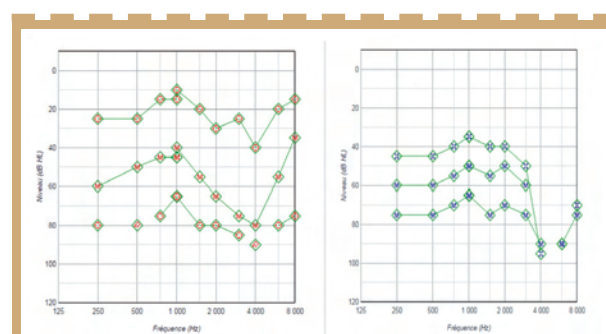


Figure 1 : Audiométrie Tonale Champ libre Oreille Droite (CI) et Oreille Gauche (HA)

Dans un deuxième temps, nous avons adapté le test de localisation spatiale de Decroix Dehaussy sur 5 haut-parleurs agrémenté d'une discrimination dans le bruit. Cela nous permet de tracer le graphique de l'IGLS (Indice de Gène de Localisation Spatiale) et d'évaluer l'évolution de la localisation de la source après équilibrage.(Fig.2)

Enfin, L'audiométrie Vocale dans le bruit est un bon indicateur de la qualité d'un appareillage stéréophonique. Les mesures avec le matériel monosyllabique ne semblent pas appropriées (dans le silence ou dans le bruit), on préférera utiliser des mots dissyllabiques ou bien des phrases. (Fig.3)

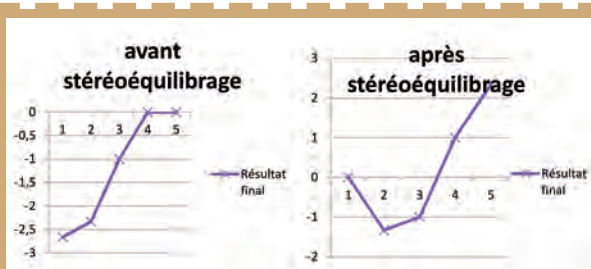


Figure 2 : IGLS modifié sur 5 haut-parleurs (Modification du test de Decroix-Dehaussy)

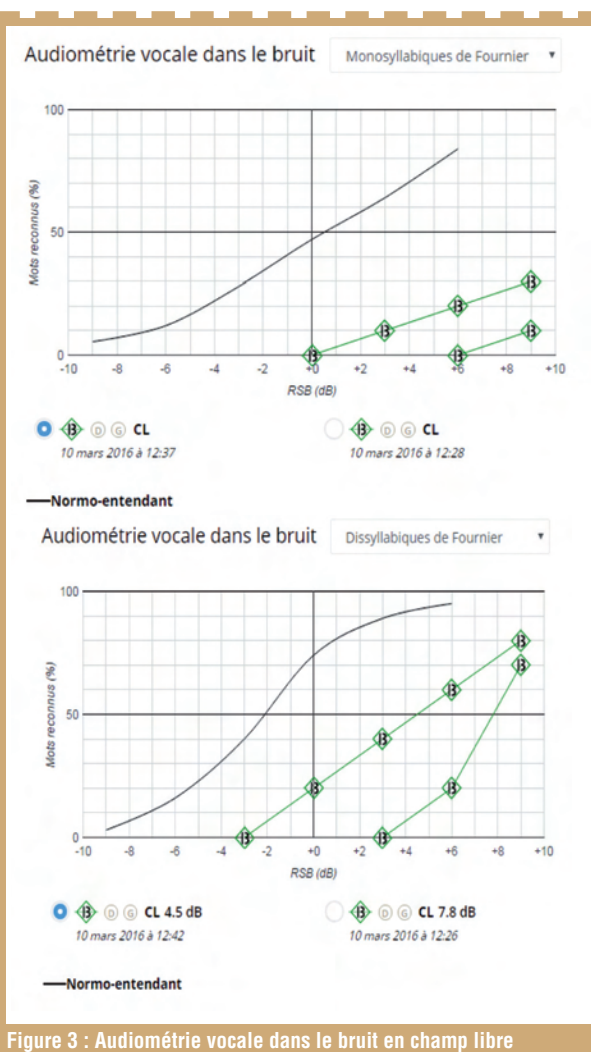


Figure 3 : Audiométrie vocale dans le bruit en champ libre

L'audiométrie vocale dans le silence est un outil qui n'apporte que peu d'information.

Après avoir sélectionné cette batterie de tests, Il faudra bien évidemment valider ces résultats avec un ou plusieurs questionnaires de qualité de vie (GHABP, SSQ...).

Cette première partie doit faire l'objet d'une pré-étude clinique afin de vérifier sa pertinence et sa corrélation avec la satisfaction du patient.

La deuxième partie présente une approche différente dans la prise en charge de l'appareillage contro-latéral au travers de deux cas, dont l'audioprothésiste est également le régleur des implants cochléaires.

A propos de deux patients

Cela fait plus de dix ans que G Gerbaud règle des implants cochléaires au CHRU de Reims et exerce son activité d'audioprothésiste libéral en parallèle.

Au travers de ces cas vous pourrez trouver des astuces pour affiner le réglage de la prothèse controlatérale surtout lorsqu'on n'est pas le régleur. Bien souvent, mais à tort certains régleurs n'auront pas forcément promu le port de l'aide auditive contro-latérale.

Actuellement nous conseillons systématiquement de porter l'appareillage conventionnel contro-latéral (Veugen et al., 2015 - Advanced Bionics LLC, Valencia, USA, Chalupper et al. 2013).

Les procédures de réglages des aides auditives finalement se rapprochent bien souvent de celles des implants. La philosophie première des deux systèmes consiste à apporter la meilleure audition possible (Zhang T & al., 2014). Dans un système, l'aide auditive, nous réglons une dynamique acoustique alors qu'avec l'implant nous réglons une dynamique électrique, mais cela revient finalement au même. Une fois le processus de réglages réalisé on vérifiera le seuil prothétique tonal et vocal de l'un et de l'autre.

L'audioprothésiste non régleur se pose souvent plusieurs questions quand il rencontre un patient implanté cochléaire.

- Une fois l'implant mis en place devrais-je réaliser un embout auriculaire pour maintenir le processeur?
- Une fois l'implant réglé devrons-nous modifier les réglages de la prothèse contro-latérale?
- Si oui alors :
 - Existe-t-il un délais à respecter ?
 - Existe-t-il des méthodologies préconisées?
 - Existe-t-il des tests spécifiques à réaliser?

Nous essaierons de répondre à ces questions au travers de nos deux patients témoins.

1/ Patient 1

Cette première patiente, madame P J est âgée de 62 ans est porteuse d'une aide auditive droite depuis de nombreuses années en raison d'une surdité sévère bilatérale évolutive suite à une maladie de Ménière.

En 2014, elle se retrouve confronter à une nouvelle crise de Ménière. Son audition droite s'effondre, comme en atteste les résultats audiométriques (fig 4).

On lui conseille de procéder à un bilan pré-implant. Ses critères audiologiques s'inscrivent parfaitement dans les recommandations de la Haute Autorité de la Santé (2012):

« Le patient se doit de présenter une surdité neurosensorielle sévère à profonde bilatérale. Il n'existe pas d'âge spécifique pour effectuer cette implantation, cependant pour le sujet âgé cela se fera suite à une évaluation psychocognitive. Les sourds prélinguaux, ne seront généralement pas implanter.

En ce qui concerne les indications audiométriques l'HAS recommande l'implantation si le test vocal appareillé est strictement inférieur ou égal à 50% aux listes VOCALES DE FOURNIER 2012 ou EQUIVALENTS pour une intensité de 60dB SPL. »

Elle sera implantée dans le début l'année 2015 et conservera son aide auditive puissante à droite.



> EPU 2016 (SUITE)

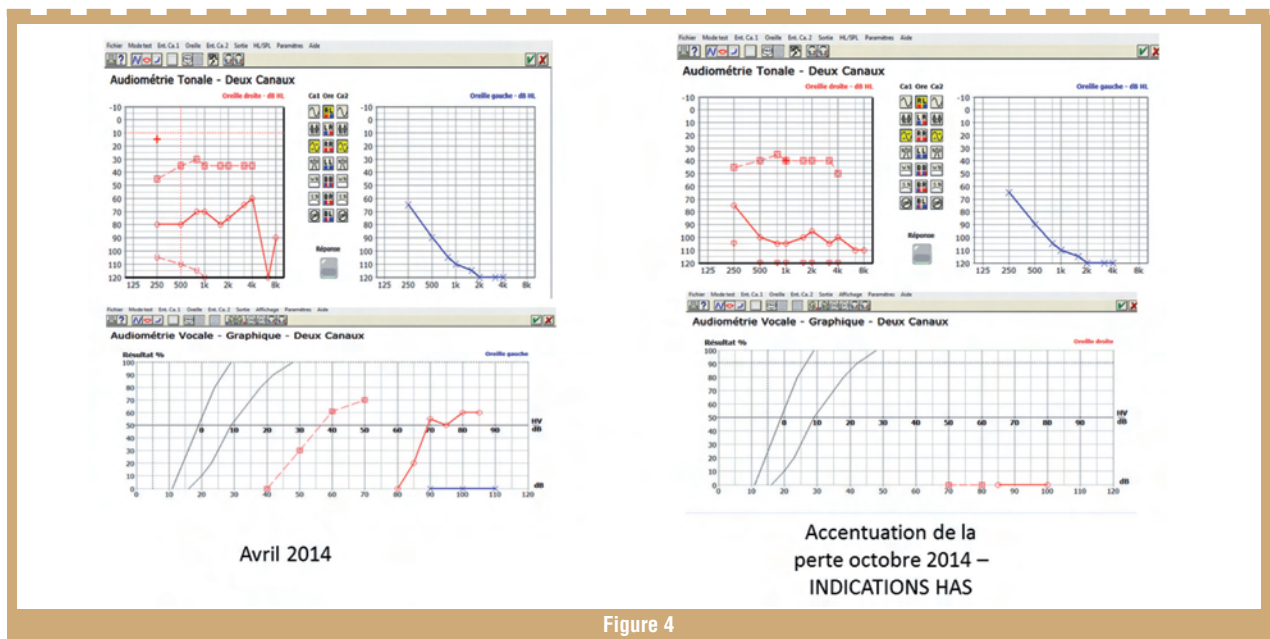


Figure 4



Comme le montre la figure 6 (mars 2015) son audition droite s'accroît encore et on constate une zone inerte cochléaire à partir de 1.5KHz et sur toutes les fréquences supérieures (Zhang T & al., 2014).

Le gain de l'aide auditive sur la zone des graves se situe entre 50 et 55dB ce qui représente une amplification déjà très importante au regard de la perte. Quand au seuil avec l'implant ce dernier arrive très rapidement à atteindre des valeurs remarquables. Nous patientons environ trois mois afin que le patient s'adapte à son implant et nous ne modifierons pas d'emblé les réglages de sa prothèse auditive. Nous modifions après trois mois le gain de l'aide auditive droite. Nous utiliserons notamment la transposition fréquentielle en raison de la zone inerte cochléaire à partir de 1.5KHz, ceci nous permet une amélioration significative du seuil prothétique après cette fréquence. Nous créerons par précaution deux programmes dont l'un sera une copie de l'ancien pour qu'elle puisse revenir à son ancienne sensation sonore si nécessaire.

L'audiométrie vocale, aux listes cochléaires de Lafon, avec l'implant donne des résultats prometteurs (fig 7) mais nous n'observons aucune amélioration avec les modifications de réglages avec l'aide auditive.

Nous réalisons ensuite un test d'équilibrage basé sur le système APA (Affinage Post Appareillage) (DODELE L. et D., 2007).

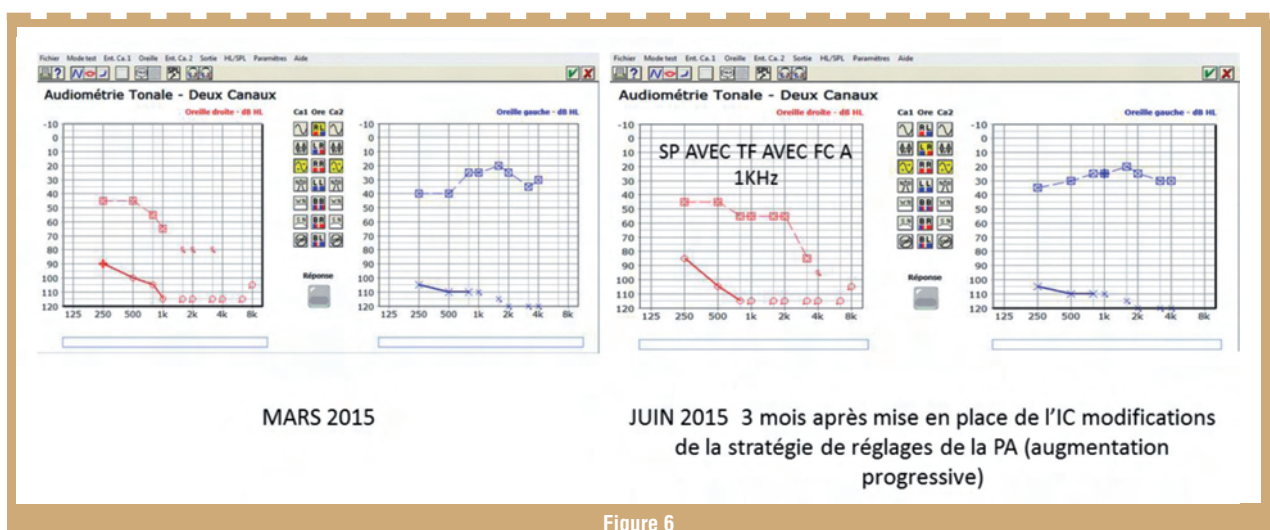
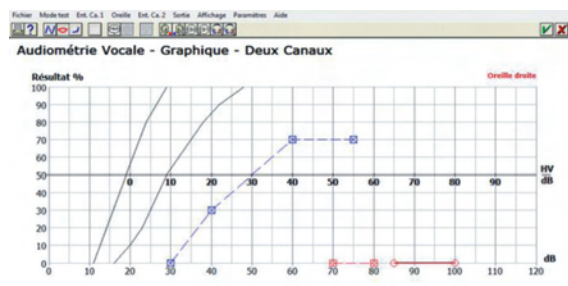
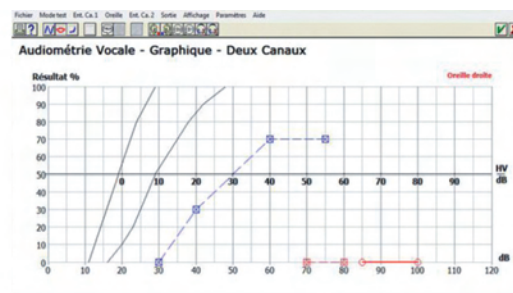


Figure 6



Avant modifications



Après modifications

Figure 7

AVANT

F(Hz)	500Hz	1KHz	2KHz	4KHz
HP D (90°)	+	-	-	-
HP C (0°)	+	-	-	-
HP G (270°)	+	+	+	+

+ bonne réponse / - mauvaise réponse

APRES

F(Hz)	500Hz	1KHz	2KHz	4KHz
HP D (90°)	+	+	-	-
HP C (0°)	+	+	+	-
HP G (270°)	+	+	+	+

Amélioration

Tableau 1

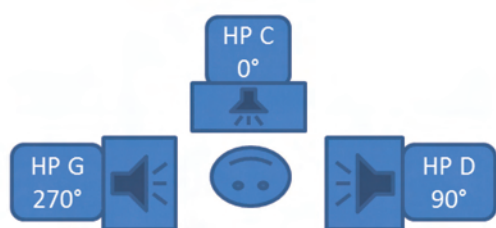


Figure 8 : Localisation spatiale

Cette application gérée avec l'application Biosound (Yves Lasry, 2010) permet d'adresser au patient plusieurs sources sonores au travers de trois haut-parleurs, sur les cinq que constitue le système, situés dans le plan auriculaire comme la figure 8 suivante le présente.

Nous pouvons ainsi effectuer des tests dans les azimuts 0°, 90° et 270°.

Voici les résultats obtenus pour cette patiente tableau 1.

On note une amélioration de la location spatiale après les modifications de réglages de l'aide auditive (Tyler RS & al., 2002).

En résumé :

- On conseillera au patient un embout sur mesure du côté de l'implant avec un embout dur bien aéré (squelette IROS) et on pensera à coller le tube au niveau de du coude (il en possède plusieurs habituellement),

- On modifiera les réglages après 3 mois de port de l'implant pour éviter une trop grande fatigabilité,

- On amènera le gain d'insertion dans la dynamique du patient pour les fréquences encore exploitables et on travaillera dans les basses fréquences (utilisation de la Transposition Fréquentielle ou la Compression Fréquentielle recommandée si le système le permet) – On conseillera deux programmes un avec la TF ou CP et l'autre sans.

2/ Patient 2

M. Men. J. âgé de 66 ans, son histoire de surdité commence, en milieu d'année 2013, à la suite d'une piqûre d'insecte, et une hospitalisation dans le service des maladies infectieuses, en raison d'un syndrome inflammatoire biologique important associé à une hyperthermie. La surdité apparaît durant l'hospitalisation, (malgré un traitement de corticoïdes intraveineux), bilatérale sévère droite et profonde à gauche.

Il se fait appareiller de façon bilatérale en septembre 2013 avec des appareils surpuissants. Progressivement son audition se dégrade et il se retrouve confronter en mai 2015 à des tests d'intelligibilité nuls qui nous poussent à lui conseiller un bilan pré-implant (Fig 9).

Ses critères audiologiques s'inscrivent parfaitement dans les recommandations de la Haute Autorité de la Santé (2012). Il sera implanté dans le début en septembre 2015 et conservera son aide auditive controlatérale (Fig 10).



➤ EPU 2016 (SUITE)

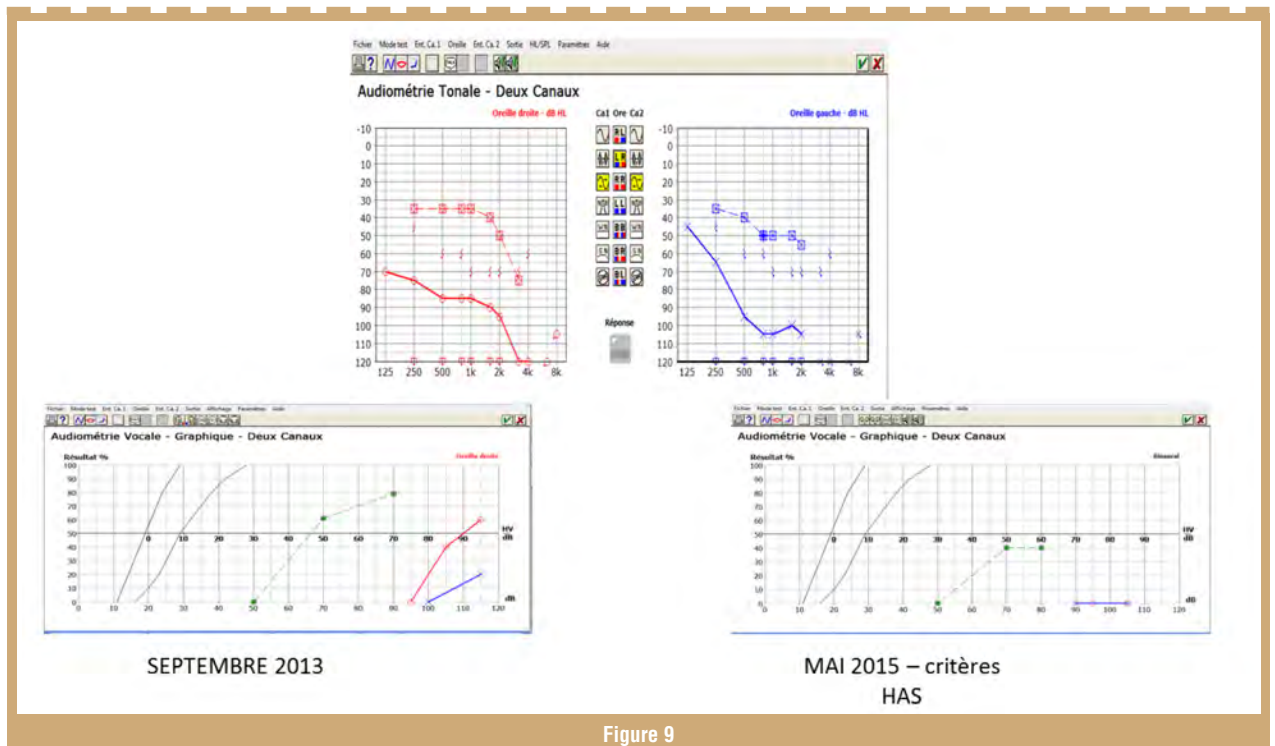


Figure 9

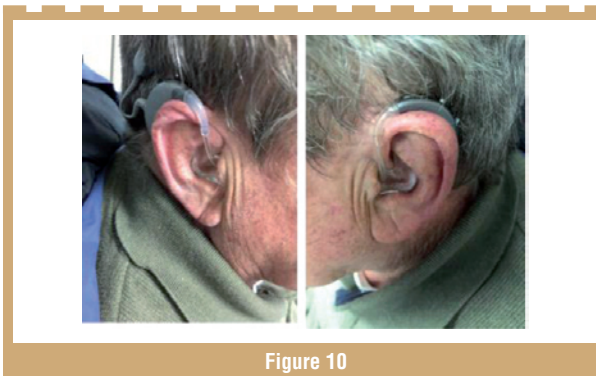


Figure 10

Comme pour le patient précédent le gain de l'aide auditive reste important (55dB en moyenne) équivalent à la moitié de la perte auditive avant de modifier les réglages de l'aide auditive (Fig 11 graphiques de gauche). Quand au seuil avec l'implant ce dernier arrive très rapidement à atteindre des valeurs uniformes proches de 30dB. Nous allons patienter au moins trois mois afin que le patient s'adapte à son implant et nous ne modifierons pas d'emblé les réglages de sa prothèse auditive.

Nous modifions quelques mois après l'implantation droite le gain de l'aide auditive gauche. Nous utiliserons notamment la nouvelle méthodologie Phonak Bimodale (Fig 11 graphique de droite) (Govaerts PJ & al., 2014). Le seuil tonal est amélioré avec cette approche méthodologique au niveau des basses fréquences et des médiums.

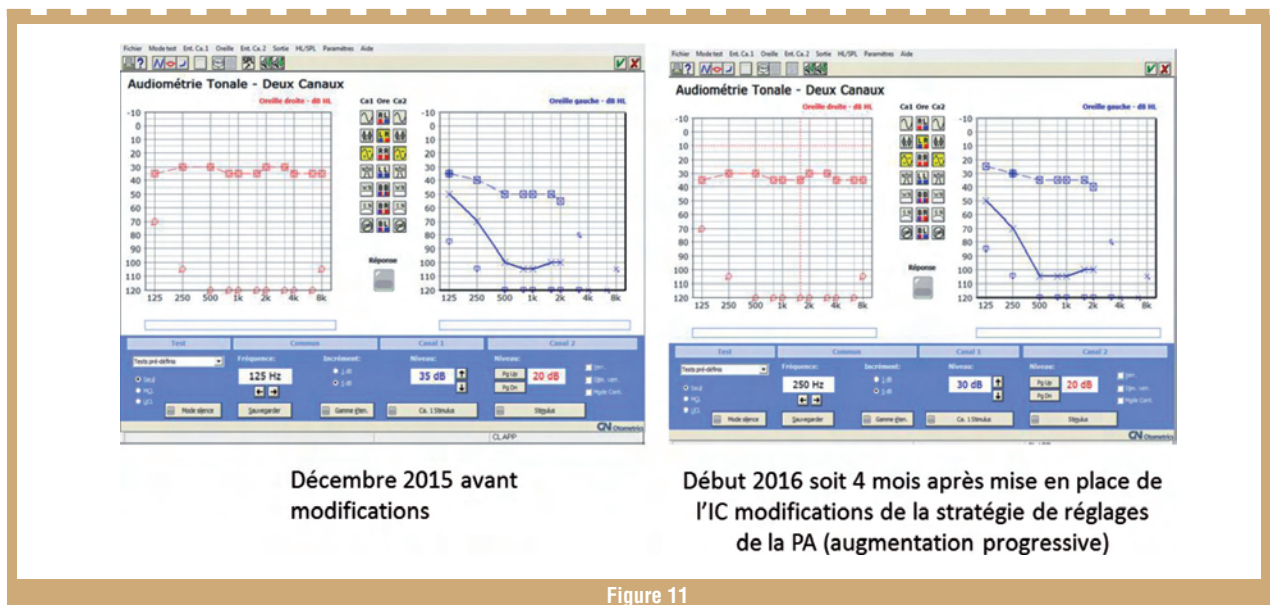


Figure 11



L'intérêt du système Adaptative Dynamic Bimodal Phonak c'est avant tout 3 points clés :

1. Réponse en fréquence alignée : Frequency Response Alignment: Study 1 (Advanced Bionics LLC, Valencia, USA, Chalupper et al. 2013)
2. Modification de la croissance de sonie, on essaye de l'aligner sur celle de l'implant cochléaire : Frequency Response Alignment: Study 2 (EarGroup, Belgium, Govaerts et al. 2014)
3. Modifications du Contrôle de Gain Automatique (AGC) acoustique et électrique afin qu'ils soient alignés : AGC Alignment (Radboud University Nijmegen, the Netherlands, Veugen et al. 2015)

On observe une légère modification sur le plan de l'intelligibilité à droite avec l'implant cochléaire, ainsi qu'avec l'aide auditive suite aux nouveaux ajustements (Fig 12).

Nous réalisons ensuite un test d'équilibrage basé sur le système APA (Affinage Post Appareillage) (DODELE L. et D., 2007) comme pour le premier patient cf (Fig 8).

Voici les résultats obtenus pour ce patient tableau 2

Nous constaterons une amélioration légère sur la fréquence 2KHz (Tyler RS & al., 2002).

En résumé ce premier patient :

- On conseillera au patient un embout sur mesure du côté de l'implant avec un embout dur bien aéré (squelette IROS) et on pensera à coller le tube au niveau de du coude, souvent le patient en possède plusieurs,
- On modifiera les réglages de l'aide auditive après 3 mois de port de l'implant cochléaire afin d'éviter une trop grande fatigabilité,
- On amènera le gain d'insertion dans la dynamique du patient pour les fréquences encore exploitables et travaillera dans les basses fréquences, si possible on utilisera la méthode Phonak – BIMODAL ; on conseillera de faire 2 programmes, le nouveau en première position et l'ancien en deuxième position.

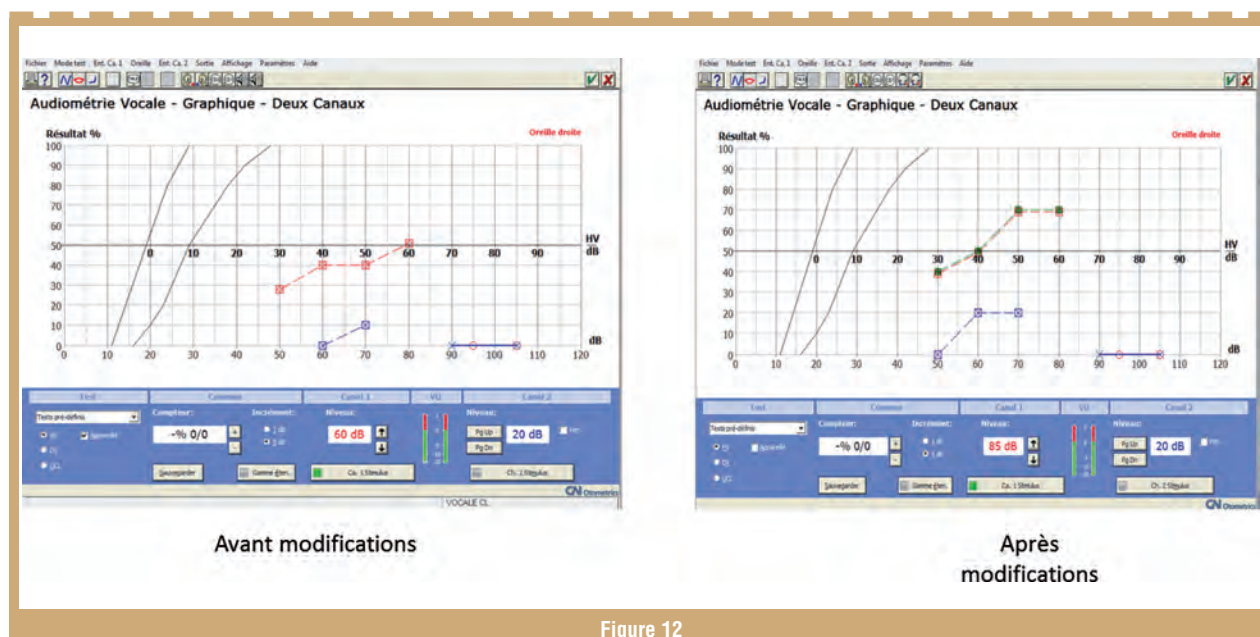


Figure 12

AVANT					APRES				
F(Hz)	500Hz	1KHz	2KHz	4KHz	F(Hz)	500Hz	1KHz	2KHz	4KHz
HP D (90°)	+	+	+	+	HP D (90°)	+	+	+	+
HP C (0°)	+	+	+	-	HP C (0°)	+	+	+	-
HP G (270°)	+	+	-	-	HP G (270°)	+	+	+	-

+ bonne réponse / - mauvaise réponse

Amélioration

Tableau 2



Conclusion générale

La préservation de l'aide auditive contralatérale semble plus que nécessaire suite à la présentation des éléments précédents.

Ce système bimodal permet également :

- la conservation des indices binauraux essentiels de temps et d'intensité (ITD et ILD – Francart 2012)
- la reconnaissance du fondamental laryngé Fo (Pressnitzer et al. 2005; Geurts & Wouters 2001).
- la perception de la prosodie affective (Straatman et al. 2010, Cullington & Zeng 2010), de la prosodie linguistique (Marx & al. 2015) ou de la musique instrumentale (Leal et al. 2003; El Fata et al. 2009) et également rendre compte en partie de l'amélioration de la discrimination dans le bruit chez les patients utilisant une stimulation bimodale.

Cette présentation nous conforte dans le port l'aide auditive contralatérale (Dorman & al, 2008 ; Sheffield & al., 2014 ; Straatman LV & al., 2010 ; Tyler RS & al, 2002 ; Zhang T. & al, 2014).

Bibliographie

Armstrong M, Pegg P, James C, Blamey P(1997). Speech perception in noise with implant and hearing aid. *Am J Otol.* 1997 Nov;18(6 Suppl):S140-1

Ching TY, van Wanrooy E, Dillon H. (2007) Binaural-bimodal fitting or bilateral implantation for managing severe to profound deafness: a review. *Trends in Amplification* 11:161-192.

Ching TY, Dillon H, Katsch R, Byrne D. (2001) Maximizing effective audibility in hearing aid fitting. *Ear and Hearing* 22(3): 212-224.

Chalupper J, Agrawal S, Fredelake S, Spahr T. Rationale and implementation of a bimodal fitting formula. Presented at the Conference on Implantable Auditory Prostheses, Lake Tahoe, CA, 14-19 July 2013. Figs-hare: <http://dxdoi.org/106084/m9figshare1340020> 2015.

Helen E Cullington, PhD and Fan-Gang Zeng, PhD South of England Cochlear Implant Centre, Institute of Sound and Vibration Research, University of Southampton, SO17 1BJ, United Kingdom.(2011) Comparison of bimodal and bilateral cochlear implant users on speech recognition with competing talker, music perception, affective prosody discrimination and talker identification *Ear Hear.* 2011 February ; 32(1): 16-30.

Devocht E, George E., Janssen A., Stokroos R.(2015) Bimodal hearing aid retention after unilateral cochlear implantation. *Audiol Neurotol.* 2015;20(6):383-93

Dodelé L. et D., la procédure APA.Tome III Précis d'Audioprothèse 2007 : chap VII

Dooley GJ, Blamey PJ, Seligman PM, Alcantara JI, Clark GM, Shalloo JK, Arndt P, Heller JW, Menapace CM.(1993) Combined electrical and acoustical stimulation using a bimodal prosthesis. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg.* 1993 Jan;119(1):55-60

Dorman MF, Gifford RH, Spahr AJ, McKarns SA. (2008) The benefits

of combining acoustic and electric stimulation for the recognition of speech, voice and melodies. *Audiology and Neurotology* 13:105-112.

Francart T, McDermott HJ.(2012) Development of a loudness normalisation strategy for combined cochlear implant and acoustic stimulation. *Hear Res.* 2012 Dec;294(1-2):114-24

Govaerts PJ, Weekers K, Chalupper J, Scherf F, De Ceulaer G. Preliminary results of a bimodal fitting formula. Presented at 13th International Conference on Cochlear Implants and Other Implantable Auditory Technologies, Munich, Germany, June 18-21, 2014.

Lasry Yves (2010) Biosoundsystem, *Les Cahiers de l'Audition : Vol 23 –Numero 1- p 51*

Marx M, James C, Foxton J, Capber A, Fraysse B, Barone P, Deguine O. (2015) Speech prosody perception in cochlear implant users with and without residual hearing. *Ear Hear.* 2015 Mar-Apr;36(2):239-48

Neuman AC, Svirsky MA. (2013) Effect of hearing aid bandwidth on speech recognition performance of listeners using a cochlear implant and contralateral hearing aid (bimodal hearing). *Ear and Hearing* 34(5):553-561.

Pressnitzer D, Bestel J, Fraysse B(2005) Music to electric ears: pitch and timbre perception by cochlear implant patients. *Ann N Y Acad Sci.* 2005 Dec;1060:343-5.

Scherf FW, Arnold LP(2014); Exploring the clinical approach to the bimodal fitting of hearing aids and cochlear implants: results of an international survey.Poster presentation at the 12th International Conference on Cochlear Implants and Other Implantable Auditory Technologies, ESPO 2012, Amsterdam, the Netherlands, SFORL 2012, Paris, France. *Acta Otolaryngol.* 2014 Nov;134(11):1151-7

Sheffield SW, Gifford RH. (2014) The benefits of bimodal hearing: effect of frequency region and acoustic bandwidth. *Audiology and Neurotology* 19(3):151-163.

Straatman LV, Rietveld AC, Beijen J, Mylanus EA, Mens LH.(2010) Advantage of bimodal fitting in prosody perception for children using a cochlear implant and a hearing aid. *J Acoust Soc Am.* 2010 Oct;128(4):1884-95.

Straatman LV, Rietveld AC, Beijen J, Mylanus EA, Mens LH.(2010) Advantage of bimodal fitting in prosody perception for children using a cochlear implant and a hearing aid. *J Acoust Soc Am.* 2010 Oct;128(4):1884-95.

Tyler RS, Parkinson AJ, Wilson BS, Witt S, Preece JP, Noble W. (2002) Patients utilizing a hearing aid and a cochlear implant: Speech perception and localization. *Ear and Hearing* 23:98-105.

Veugen LC, Chalupper J, Snik AF, van Opstal AJ, Mens LH. (2015) Matching automatic gain control across devices in bimodal cochlear implant users. *Ear and Hearing* 37: 260-270.

Zhang T, Dorman MF, Gifford R, Moore BCJ. (2014) Cochlear dead regions constrain the benefit of combining acoustic stimulation with electric stimulation. *Ear and Hearing* 35: 410-417.



Expériences dans le réglage des aides auditives pour l'écoute de la musique

Céline GUÉMAS Audioprothésiste D.E., Carhaix

Introduction

Une enquête de Sara M. K. Madsen et Brian C. J. Moore, publiée en 2014, menée sur internet auprès de 523 patients appareillés, révèle que de nombreux patients ne sont pas entièrement satisfaits de leurs aides auditives lorsqu'ils écoutent de la musique ¹. Certes trouvent-ils que leurs aides auditives sont utiles pour écouter la musique enregistrée et la musique « live » (la musique est plus claire), cependant, l'enquête a identifié les problèmes suivants : distorsion, larsen, gain insuffisant ou excessif, réponse en fréquence asymétrique et qualité sonore réduite. Les résultats indiquent que le plaisir d'écouter de la musique avec des aides auditives pourrait être amélioré grâce à une augmentation de la dynamique d'entrée et de sortie, à l'élargissement de la bande passante vers les basses fréquences et à l'amélioration des systèmes anti larsen et de gain automatique. En effet, les méthodes de traitement et d'ajustement du signal utilisées pour les aides auditives ont été principalement conçues pour optimiser l'intelligibilité de la parole. Peu d'attention a été accordée à l'efficacité des appareils auditifs pour écouter de la musique. Ainsi, est-il intéressant de rappeler les caractéristiques spécifiques d'un signal musical et de le comparer au spectre à long terme de la parole : Byrne, Dillon et Tran en 1994, ont analysé et comparé le LTASS (Long- Term Average Speech Spectra) de 18 langues: Le Spectre à long terme de la parole est identique dans le monde entier ² (les particularités anatomiques de l'appareil phonatoire sont en effet très similaires entre les humains). Nous devons

à Dunn, H. K., and White, S. D., en 1940, les premiers travaux sur ce spectre à long terme de la parole ³. En 1987 puis en 1999, Renard, X., De Bock, R., avec la collaboration de Vervoort, P. Renard, C., Lurquin P. et Lefevre, F., ont montré que la mesure en valeurs crêtes est la seule solution acoustique pour obtenir une réponse juste, non biaisée par un moyennage global ^{4,5}. Concernant la musique, Chasin, M., & Russo, F.A., pensent qu'il est impossible d'établir un spectre international à long terme de la musique en raison de la très grande variété de musique et d'instruments ⁶.

Ainsi, le spectre d'un signal musical a-t-il une limite basse proche de 30Hz avec des harmoniques qui peuvent aller au delà de 10000Hz (le La 440 est situé au milieu du spectre musical), 70% des « informations » de la musique sont situées en dessous de 1000Hz quand 70% des informations de parole sont situées au delà de 1000Hz, la dynamique de la musique, quant à elle, est supérieure à 100dB et le niveau instantané en musique peut atteindre 120 dB SPL. L'étude de Madsen et Moore ¹ rappelle que les raisons possibles de la distorsion sont les changements de l'enveloppe temporelle du signal provoqués par l'activation d'une compression rapide, la limitation du niveau de sortie, l'activation des microphones adaptatifs. Pour Chasin, M., la solution passe par une diminution du gain général, des seuils d'enclenchement de la compression entre 65 et 75 dB, une AGCi à 105 dB SPL, de faibles taux de compression (1.5 : 1 pertes sévères, 1.3:1 pour les pertes légères à sévères), un même seuil d'enclenchement et même taux de compression dans tous les canaux et un anti larsen « lent » ⁷.

Musique, surdité et aides auditives

Bernard HUGON Audioprothésiste D.E., Membre du Collège National
81 rue de Sèvres - 75006 Paris

La surdité impacte l'intelligibilité mais elle impacte aussi beaucoup la perception de la musique. En effet une moins bonne perception des composantes intrinsèques, l'information fréquentielle notamment, dégrade la qualité du son et par conséquent le plaisir d'écouter de la musique.

Nous allons voir comment se présentent ces différents aspects quantitatifs, qualitatifs et analytiques. Et malgré la diversité des situations énergétiques et l'impossibilité de les évaluer précisément, nous verrons en parcourant la littérature et à travers plusieurs cas cliniques comment une prise en charge efficace est possible pour que les mélomanes déficients auditifs retrouvent ce plaisir perdu.

1

Aspect Quantitatif

Le spectre de la musique

Sur la figure 1 le clavier de piano matérialise le spectre de la musique qui va de 27 Hz à 4200 Hz, auquel il faut ajouter des harmoniques qui peuvent aller jusqu'à 10000Hz et au-delà.

Au milieu du clavier, le « La₄₄₀ », véritable centre de gravité de la musique occidentale permet de comprendre pourquoi un programme « musique » s'impose, toute la moitié gauche du clavier étant sous exploité dans le programme « parole ».



> EPU 2016 (SUITE)

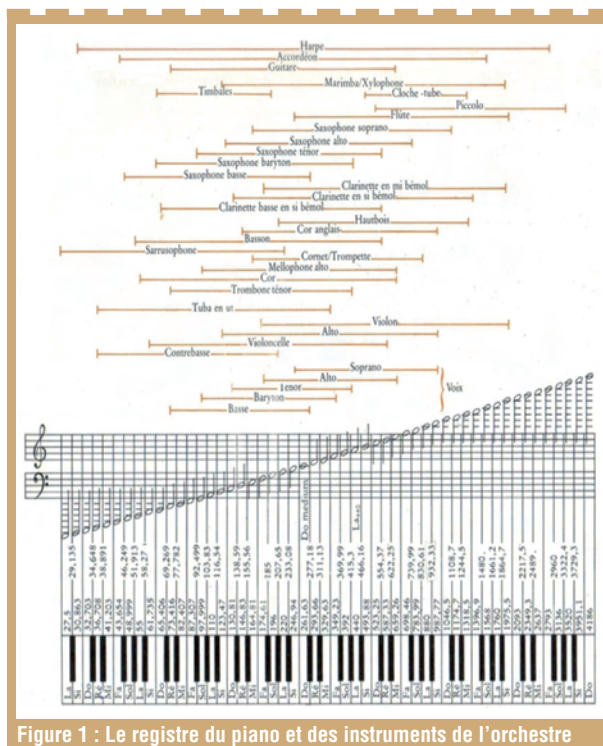


Figure 1 : Le registre du piano et des instruments de l'orchestre

La dynamique de la musique

Avec la figure 2 on aborde le registre des intensités. La dynamique de la musique peut atteindre 100 dB.

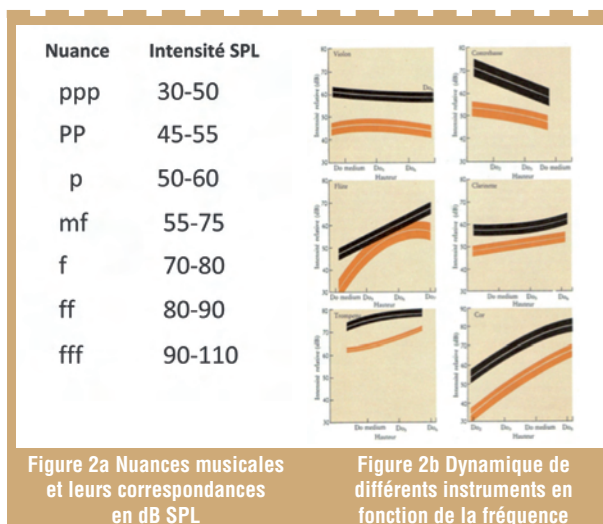


Figure 2a Nuances musicales et leurs correspondances en dB SPL

Figure 2b Dynamique de différents instruments en fonction de la fréquence

Le tableau de gauche montre la correspondance entre la notation musicale de l'intensité ou nuance et le niveau en dB SPL. Cette convention apparaît comme très approximative car chaque nuance s'étend sur une plage d'environ 20 dB.

Le tableau de droite montre la dynamique de trois familles d'instruments : tout en haut, deux instruments à cordes, au milieu deux instruments de la famille des bois et en bas deux cuivres. La zone noire indique les nuances « Forte » et en orange les nuances « Piano ». Les instruments ont des dynamiques différentes et la dynamique de chaque instrument varie avec la fréquence. Ceci explique l'impossibilité d'extraire un SMLT unique pour caractériser la musique.

NB. J'utilise ces deux images pour établir la relation avec les patients. Elles me permettent d'utiliser la terminologie propre à la musique : notes, nuances, rythme... Ce sont des outils pédagogiques pour évoquer leur surdité, leur montrer la façon dont elle dégrade leur perception de la musique et comment l'aide auditive va permettre de corriger leur audition.

2

Aspect Qualitatif

La qualité musicale se caractérise par trois aspects majeurs. D'une part la **Brillance** qui découle de la perception parfaite des timbres des instruments. Celle-ci sera affectée par un déficit auditif dans les hautes fréquences car il limitera la perception des harmoniques caractérisant le timbre. En second lieu la **Dynamique** qui correspond à la perception des nuances « pianississimo » jusqu'aux nuances « fortississimo ». Cette capacité permet d'apprécier des variations d'intensité qui donne le relief sonore. La musique devient « plate », sans relief quand la surdité réduit la dynamique auditive. Enfin les **Attaques** sont un critère qui correspond à la détection précise du début de la note et qui permet de comprendre son mode de production (percussion, frottement de l'archet, battement de la hanche...). Dans cette attaque des informations harmoniques permettent également de reconnaître l'instrument mais surtout, la vitesse d'apparition d'une note définit son rôle à l'intérieur du discours musical. C'est donc encore de l'information perdue lorsque la surdité limite la perception des Attaques.

3

Ecoute analytique : l'entretien du plaisir

L'écoute de la musique est une activité intellectuelle à traitements multiples, simultanés et séquentielle.

Le mélomane a une écoute dite Verticale ou dans l'instant. Il s'agit de l'écoute simultanée ou individualisée de tous les timbres en présence. Cette écoute lui permet d'entendre la masse orchestrale globalement ou au contraire de faire des « gros plans » sur le timbre de tel ou tel instrument. En terme d'analyse de scène auditive on parlerait de « groupement » pour identifier chaque timbre et de « ségrégation » pour passer d'un instrument à l'autre.

Simultanément à l'écoute Verticale, il a une écoute dite Horizontale (dans la durée). Celle-ci fait intervenir la mémoire à différents niveaux. Il s'agit d'identifier des motifs mélodiques et rythmiques puis d'attendre leur retour, de reconnaître leur apparition jouée par un autre instrument ou varié (renversement, inversion, timbre, passage d'un pupitre à un autre...).

Il tire son plaisir de ces écoutes complexes: un jeu d'artifice de couleurs sonores et un jeu de découvertes à la recherche d'objets sonores nouveaux mais néanmoins connus... Le plaisir aussi de reconnaître le style d'un compositeur ou la sonorité d'un instrumentiste virtuose. C'est une activité neuronale de tâches multiples, faite de découvertes et d'attentes assouvies ou non. Des neurologues⁸ ont récemment émis l'hypothèse que ce plaisir musical proviendrait des mêmes structures neurobiologiques qui sont à l'œuvre pour assurer notre survie. Ils citent par exemple la régulation de l'alimentation et son assouvissement ou la reproduction...



Selon eux ce serait ces circuits de « l'attente » et de « la récompense » qui serait à l'origine de ces situations musicales vécues universellement comme source de plaisir.

Ainsi la surdité va entraîner un cumul de dégradation dans cette organisation neurosensorielle particulièrement complexe avec pour conséquence l'altération progressive de l'écoute qualitative de la musique et la perte d'une source de plaisir. C'est d'abord une frustration puis une immense détresse.

4

L'appareillage des musiciens et des mélomanes dans la littérature

Sur le thème de l'appareillage des musiciens mélomanes, Brian MOORE a publié deux études particulièrement intéressantes.

La première traite de l'altération des différentes structures du système auditif (CCE, CCI, synapses, neurones...) et de leur impact sur la perception du signal musical.

La seconde ⁹ est une étude sur la qualité perçue par des déficients auditifs appareillés, d'extraits de musique enregistrée. Elle est intéressante car elle met en évidence les paramètres sur lesquels il faudra intervenir pour faire des réglages à vocation musicale.

Son étude s'appuie sur trois différents types de musique : un extrait de musique classique, un extrait de Jazz et un extrait de Percussion dont il présente les SMLT respectifs (Figure 3).

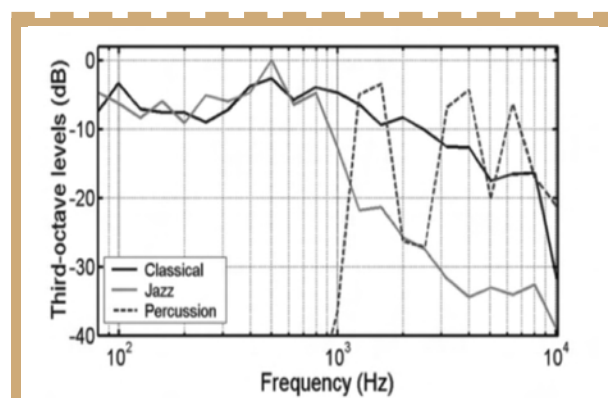


Figure 3 : Spectra of a jazz, classical music, and percussion sounds, as used by Moore, Füllgrabe, and Stone (2011), specified as the relative levels in 1/3 octave bands.

Il va d'abord étudier l'influence de la limitation de la bande passante et de l'amplification des hautes fréquences sur les préférences des DA appareillés. Il en conclut qu'un élargissement de la bande passante est bénéfique mais sans excès. Il distingue les surdités légères qui tolèrent une bande passante pouvant aller jusqu'à 10 KHz, des pertes HF plus importantes avec des pentes plus marquées, celles-ci préférant une bande passante plus limitée.

Il observe ensuite l'impact du délai d'enclenchement des compressions et il note qu'un réducteur de pic améliore la qualité sonore notamment pour l'écoute des percussions.

Ensuite il teste l'impact de la vitesse de compression et du niveau d'enclenchement et constate que dès 60 dB une compression lente est préférée à une compression rapide.

Enfin il compare différentes méthodologies d'appareillage et constate que CAMEX2 ¹⁰, une méthodologie développée spécifiquement pour écouter de la musique, est toujours préférée par les musiciens DA.

5

Le programme musique des fabricants

La plupart des fabricants mettent un programme « musique » à la disposition des audioprothésistes. Ce programme est une déclinaison du programme « parole ».

De même que ces fabricants ont chacun leur propre méthodologie souvent inspirée des méthodologies courantes telles que NaNI ou DSLio, de même pour réaliser ce programme « musique » les stratégies divergent. Les uns augmentent le gain dans les graves, les autres renforcent les aigus. Certains modifient les taux de compressions, les autres non. Les uns conservent la directivité automatique quand d'autres optent pour le mode directionnel.

Par contre, la désactivation des algorithmes de renforcement de la parole fait l'unanimité.

6

Le programme « musique idéal » au regard de deux cas cliniques

Ces préconisations très diverses, observées dans les recommandations des fabricants, montrent qu'il n'y a pas de recette unique.

En évoquant deux cas cliniques je vais expliciter ma stratégie propre qui consiste à faire un programme « musique » sur mesure, en fonction de la surdité et des attentes du patient.

Mme T. Pianiste professionnelle

Mme T. a mené une carrière de pianiste professionnelle. Atteinte d'une surdité moyenne/sévère, elle ne joue que pour elle et enseigne le piano. Elle porte des aides auditives avec écouteurs déportés. Concernant la musique, ses attentes sont de pouvoir entendre ses étudiants pour apprécier et corriger leur interprétation. Je lui ai proposé de préparer deux programmes « musique », le premier pour les cours et le second pour lui permettre de jouer elle-même. Dans le premier cas elle est assise à trois mètres du piano, dans le second elle est à moins d'un mètre de l'instrument. Elle a une bonne conservation du 500 Hz donc je n'ai pas augmenté les graves, elle supporte mal l'amplification des aigus (confirmation des observations de MOORE sur la tolérance aux aigus). Pour le programme « cours » j'ai réduit les sons faibles de l'ordre de 5 dB sans intervenir sur les autres gains. Pour le jeu j'ai réduit tous les gains de 5 dB aux niveaux moyens et forts et de 10 dB le gain pour les niveaux faibles. Je lui ai procuré une télécommande pour qu'elle puisse ajuster le gain à sa convenance.

Elle utilise bien le programme « cours » mais elle joue sans ses appareils. Pour montrer à quel point ses performances auditives sont altérées je vous cite ses propos : «... lorsque j'écoute un collègue pianiste, je sens mon cerveau qui travaille. Si je connais l'œuvre alors je peux suivre le phrasé et les lignes suivies chaque main et chaque doigt, là j'entends bien. Mais si je ne connais pas l'œuvre alors c'est de la bouillie ». L'absence de sélectivité fréquentielle fait que les notes deviennent des bandes d'énergie très larges et impossibles à identifier en tant que hauteur. Elle le confirme lorsqu'elle se dit incapable de reconnaître une mélodie comme la Marseillaise. « Je finis par la reconnaître grâce au rythme mais les notes seules ne suffisent pas... ». Le cerveau peut compenser le déficit mais il faut des conditions idéales (partition connue) sinon c'est l'échec quasi-totale. Il faut rester présent aux côtés du patient pour entretenir ces sommations qui représentent un mieux et permettent de positiver, toujours.



> EPU 2016 (SUITE)

Mr B. Critique musical

Mr B. est critique musical, il assiste à de nombreux concerts et utilise parfois la partition pour suivre le texte simultanément à l'écoute. Il est atteint de surdité moyenne sévère avec une courbe inversée à droite et un profil de type presbiacousique à gauche.

Ses attentes concernent essentiellement cette situation d'écoute en concert où il a besoin d'entendre les différents pupitres et la qualité globale de l'interprétation. Cela suppose une bonne perception du contenu harmonique pour distinguer les différents timbres et apprécier la qualité du jeu de chaque instrumentiste. Il est appareillé en contour puissant.

Je lui ai préparé un programme musique déclinaison de son programme parole. Il préfère l'activer lui-même malgré des appareils qui dispose d'un mode automatique.

Dans son cas j'ai baissé le gain global et j'ai augmenté les niveaux de sortie de 3 dB car il était demandeur d'une dynamique plus importante, « le son est amorti » me disait-il. J'ai également augmenté la proportion d'énergie basse fréquence car il entendait mal les instruments graves. Après cette modification il s'est réjoui d'entendre à nouveau les timbres dont le registre va du La1 au La3 c'est à dire de 55 à 220 Hz. J'ai également réduit le gain des niveaux faibles en conservant le gain les niveaux forts car des petits bruits parasites le gênaient.

7

Conclusion

Au terme de ce parcours il faut retenir que l'écoute de la musique avec des aides auditives impose l'élaboration d'un programme spécifique « Musique ».

Pour élaborer ce programme deux options sont possibles, soit on aménage le programme parole, soit on fait un nouveau préréglage.

Lorsque l'on aménage le programme parole il faut commencer par désactiver tous les traitements de renforcement phonétique et autres réducteurs de bruits et passer en mode omnidirectionnel pour capter l'information sonore à 360°. Ensuite, puisque la dynamique de la musique est supérieure il faut baisser le gain général pour ne pas dépasser le seuil d'inconfort. Et enfin puisque les études montrent que les constantes lentes sont préférées alors il faut activer ce mode « lent » s'il est accessible. Enfin il faut élargir la bande passante vers

les graves et vers les aigus car le spectre « utile » de la musique est beaucoup plus large que celui de la parole. Pour disposer d'une bonne dynamique il faut enclencher plus tôt et pour ne pas impacter le facteur de crête il faut enclencher plus tard ; la solution idéale est de disposer d'une aide auditive qui propose l'accès à deux TK.

Si on choisit de faire un nouveau préréglage, la méthodologie CAMEX2 développée par Brian MOORE pour l'appareillage des musiciens s'impose. Ce préréglage s'inspire de la méthodologie NAL NL2 avec des gains HF supérieurs au-delà de 4000 Hz.

En résumé les ingrédients pour la bonne prise en charge des musiciens-méломans c'est de la technique, de l'expérience et beaucoup d'écoute.

Bibliographie

1. Madsen Sara M. K., Moore, Brian C. J., *Music and Hearing Aids*, 2014 Oct 30, Published online, Trends Hear
2. Byrne, D., Dillon, H., & Tran, K., *An International Comparison of Long-Term Average Speech Spectra*. J. Acoust. Soc. Am., 96 (4), 2108-2120.
3. Dunn, H. K., and White, S. D. (1940). «Statistical measurement of conversational speech», J. Acoust. Soc. Am. 11, 278-289.
4. Renard, X., De Bock, R., Vervoort, P., Renard, C., (1987), *La parole : mieux la connaître pour mieux la faire percevoir aux malentendants*. Société scientifique Internationale du Pré-Réglage. Stresa. Publication Interne.
5. Renard, X., Lefevre, F., (2008) *Précis d'Audioprothèse Production, phonétique acoustique et perception de la parole*, chapitre 3, Masson.
6. Chasin, M., & Russo, F.A. (2004). *Hearing Aids and Music*. Trends Amplif, 8(2), 35-47.
7. Chasin, M., (2009). *Hearing Loss in Musicians: Prevention and Management*. Plural Publishing, 10, 107-116.
8. *Predictions and the brain: How musical Sound become rewarding*. Salimpoor, Zald, Zatorre...
9. "Effects of Bandwidth on Sound-Quality Preferences for Hearing Aids," Bull. Am. Aud. Soc., vol. 32, pp. 45 (2007). C. Fullgrabe, B. C. J. Moore, D. J. van Tasell and M. A. Stone,
10. "CAMEQ2-HF Method for Fitting Hearing Aids with Multi-Channel Amplitude Compression," Ear Hear., vol. 31, pp.657-666 (2010). Brian MOORE

Veille acouphènes

La TRT, un monde en image

Partie 2 : Création et évaluation d'un support aux séances de counselling



Pour ce travail, un livret complémentaire à la TRT a été réalisé, puis donné à un groupe de patients qui l'a ensuite évalué via un questionnaire. Les évolutions des THI avant et après la thérapie ont également été utilisées.

Sujets

Les sujets sont des patients acouphéniques plaintifs qui suivent une thérapie d'habituation sonore incluant quatre séances de counselling.

Critères d'inclusion

- Avoir un score au THI > 40% au début de la thérapie
- Avoir suivi au moins les séances de counselling individuel.

Ainsi 27 sujets ont reçu le livret en fin de counselling, 25 ont répondu au questionnaire, l'analyse des résultats a été faite sur ces derniers.

Notre groupe testé se compose de 13 femmes et 12 hommes, de 18 à 70 ans (moyenne d'âge 53 ans, écart-type : 13 ans).

Le livret

Le livret qui a été réalisé se compose de 12 paraboles de P. J. Jastreboff traduites et adaptées en français, et d'une fable de P. Lurquin. La liste complète des sujets abordés se trouve au tableau 1.

Ces textes sont volontairement simples à comprendre mais véhiculent tous un élément central qui se veut marquant pour que le lien soit simple à faire mais efficace. Au milieu de la page, entre deux paragraphes, une illustration de l'histoire est placée.

La mise en page a été influencée par la littérature qui préconise de présenter le texte et l'illustration sur la même page, ainsi que de favoriser les illustrations en couleurs.

- L'anticipation d'un phénomène négatif
- La focalisation de l'attention sur un stimulus dérangeant
- La perception d'un stimulus et son contraste avec l'environnement
- La surveillance d'un stimulus nouveau
- L'impact de l'association émotionnelle sur la perception
- L'impact de l'acouphène sur le sommeil
- L'environnement sonore
- La mise en état d'alerte
- L'habituation à un stimulus
- L'augmentation de la perception dans une situation anxiogène
- L'émergence d'un stimulus déjà identifié
- L'image culturelle de l'acouphène et sa perception

Tableau 1 : Liste des mécanismes neurophysiologiques et neuropsychologiques abordés dans le livret présenté

Evaluation du livret

Un questionnaire a été soumis pour l'évaluation du livret. Celui-ci est composé de 10 questions fermées qui permettent au patient de donner leur avis sur la facilité de compréhension du livret, les illustrations, la compréhension, la pertinence et le nombre de notions abordées, l'intérêt pour le livret et le rôle de rappel du livret.

La validation de la sensibilité de ce questionnaire a été établie précédemment au travers du mémoire de Eugénie M. (2006).

Pour chaque question, il y a 5 niveaux de réponse, (jamais, parfois, la moitié du temps, souvent, toujours) à l'exception de la question sur le nombre de notions abordées ou le choix est limité à trois réponses (insuffisant, adéquat, excessif).

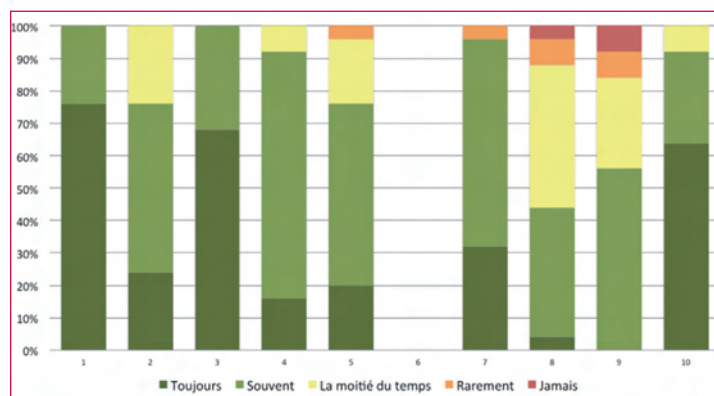


Figure 1 : vue d'ensemble des réponses au questionnaire

Q1 : Facilité de compréhension des mots

Q2 : Aide à la compréhension apportée par les illustrations

Q3 : Simplicité des explications des notions

Q4 : Les explications concernent le patient

Q5 : Les explications ont éclairé le patient

Q6 : Nombre de notions abordées

Q7 : Intérêt pour le livret

Q8 : Le livret a rassuré le patient

Q9 : Le livret a permis d'évacuer les idées fausses

Q10 : Le livret a aidé à remémorer les informations données lors de la thérapie

Philippe LURQUIN

Audioprothésiste
Bruxelles-Charleroi

Chargé de cours,
membre du
Collège National
d'Audioprothèse



J.X PELISSIER

Audioprothésiste





> VEILLE ACOUPHÈNES

2. Attention focalisée

Imaginez que dans la pièce où vous suivez votre thérapie, à la place d'une chaise derrière l'audiologue, se trouve un tigre bien vivant. Même si on vous dit qu'il est très gentil et qu'il n'a pas mangé de patient depuis des semaines, et même si on vous demande de vous concentrer sur les explications, si importantes à votre traitement, vous seriez incapable de ne pas surveiller le comportement du tigre.



Dans ce cas, le tigre est très prioritaire dans la liste des stimuli qui réclament votre attention, et vous êtes inconsciemment obligé de le surveiller.

De la même façon, les acouphènes une fois qu'ils sont associés à une émotion négative, synonyme de danger, focalisent l'attention de façon périodique, contre la volonté et au détriment des autres tâches.

4

3. Contraste du stimulus

Imaginez rentrer dans une salle tout à fait obscure, une bougie d'anniversaire est allumée, elle brille dans le noir et éclaire le gâteau. Les rideaux sont ouverts avant que la bougie ne soit soufflée, la lumière du soleil entre dans la pièce et bien que toujours allumée la bougie ne semble plus briller et vous ne voyez presque plus la flamme.



Au plus un stimulus se démarque de son environnement, au plus sa perception sera importante, indépendamment de son intensité physique.

De même pour un acouphène, plus il se démarque de l'environnement sonore, plus il est perçu.

5

8. Mise en état d'alerte

Imaginez une biche qui boit tranquillement à la rivière dans une forêt, les oiseaux chantent et le vent fait siffler les arbres, mais la biche ne réagit pas, tous ces bruits font partie de son environnement sonore. Puis un craquement se fait entendre dans la forêt, la biche se fige et tend l'oreille. Ce petit signal à peine perceptible a mis la biche en alerte, elle guette le bruit pour contrôler.



La biche est programmée pour réagir de cette façon, ce bruit est pour elle un signal de danger, que ce soient un prédateur, un chasseur ou des randonneurs sa réaction est identique et elle ne peut revenir à un état de calme qu'après être sûre que ce bruit ait disparu, et si le bruit se fait réentendre, elle fuit.

L'acouphène peut être perçu comme un signal d'alerte s'il est associé à une émotion négative, la mise en alerte du patient entraîne un contrôle permanent du moindre bruit et donc une surveillance continue de l'acouphène qui renforce l'état d'alerte.

10

9. Habituation à un stimulus

Beaucoup de personnes sont dérangées, irritées ou même effrayées par les araignées. Les araignées « domestiques » qui vivent dans nos maisons sont inoffensives et les arachnophobes le savent, mais cela n'aide en rien leur aversion. La phobie vient souvent d'une expérience négative antérieure : trouver une araignée dans sa baignoire ou dans ses chaussures ou avoir des parents arachnophobes et cette aversion peut durer des années.



Si on veut dépasser sa peur la stratégie est de progressivement se rapprocher de l'araignée tout en se rassurant sur son côté inoffensif et en travaillant sur l'image qu'on a d'elle.

Ce processus d'habituation ne peut se produire qu'en présence d'araignée, mais il ne faut pas non plus plonger l'arachnophobe dans une salle pleine d'araignées.

De la même façon la désensibilisation à l'acouphène se fait progressivement en diminuant le contraste de celui-ci avec l'environnement en utilisant un bruit, mais sans jamais le masquer totalement pour pouvoir s'y habituer et le rendre moins perceptible.

11

Image 1 : quatre pages du livret reprenant les notions neurophysiologiques de manière simple et illustrée



Résultats

Résultats des réponses au questionnaire

Vue d'ensemble des réponses

Le questionnaire compte 10 questions, la figure 1 reprend le pourcentage de chaque réponse donnée par l'ensemble des sujets à toutes les questions à l'exception de la 6ème qui ne comporte que trois réponses possibles.

La compréhension du livret

Les questions 1 et 2 traitent de la compréhension du texte et l'aide à la compréhension des images. Les mots du livret sont clairs, voire très clairs puisque 100% des patients donnent une réponse favorable (« souvent » ou « toujours ») à la question 1. L'aide à la compréhension apportée par les illustrations est légèrement moins bien notée (76% de « toujours » ou « souvent » et 24% de « la moitié du temps ») mais reste positive.

Les notions abordées par le livret

Les questions 3 et 4 traitent de la compréhension des notions abordées et du lien entre le patient et les notions.

Les notions abordées par le livret sont claires (100% de « toujours » ou « souvent ») et 80% des patients se sentent « souvent » concernés par ces notions (15% « toujours » concernés et 5% « la moitié du temps »).

La question 6 traite du nombre de notions dans le livret, les réponses données par les patients sont reprises sur le diagramme figure 2.

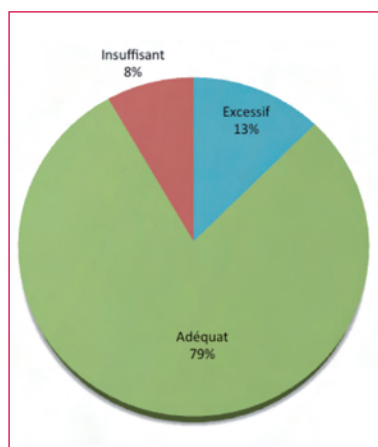


Figure 2 : Evaluation du nombre de notions abordées

La majorité des patients (79%), trouve que le nombre de notions abordées par le livret est adéquat.

L'intérêt pour le livret

La question 7 permet aux patients de s'exprimer sur la fréquence à laquelle leur attention a été captée par le livret. 96% des patients donnent une réponse positive (64% « souvent » et 32% « toujours »), 4% déclarent avoir été « rarement » captés par le livret.

Les rôles du livret

Les rôles du livret ont été estimées par les patients qui devaient évaluer quatre objectifs : donner une information pour éclairer le patient (question 5), rassurer le patient (question 8), évacuer les idées fausses (question 9) et se remémorer les informations de la thérapie (question 10).

A la question 5, 76% des patients donnent une réponse positive (20% de « toujours » et 56% de « souvent »), 20% répondent « la moitié du temps » et 4% « rarement », quand nous leur demandons à quelle fréquence le livret les a éclairés.

Les questions 8 et 9 sont celles où les écart-types sont les plus importants. Les réponses positives (« souvent ») représentent respectivement 44% et 56%, les réponses négatives (« rarement » ou « jamais ») représentent 12% et 16%. La réponse « la moitié du temps » représente 42% et 28% des réponses. Avec des coefficients de variation de 26% pour les deux, les réponses aux questions 8 et 9 ne peuvent pas être considérées comme stables.

Le rôle de rappel du livret est lui noté très positivement par 92% des patients (64% de « toujours » et 28% de « souvent »), et 8% répondent « la moitié du temps ».

Le rôle du livret se fait clairement sur l'information et le rappel de la thérapie, moins nettement sur l'évacuation des idées fausses et de façon, moins franche et plus aléatoire, les patients se sont sentis rassurés par le livret.

Résultats aux T.H.I

L'évolution du handicap ressenti par le patient est mesurée au moyen du T.H.I., en début de thérapie (THI avant) et après la thérapie (THI après).

L'ensemble des patients voit son score au THI s'améliorer significativement (amélioration de plus de 20 points).

THI avant : moyenne : 63,70 ; écart-type : 14,80 ; médiane : 64,5 ; coefficient de variation : 23%

THI après : moyenne : 23,35 ; écart-type : 12,23 ; médiane : 22 ; coefficient de variation : 52%

Corrélations entre les réponses et les scores aux T.H.I

Les réponses aux questions 5, 8, 9 et 10 ont été regroupées par une moyenne arithmétique dans le but de simplifier l'analyse et d'augmenter la résolution des réponses obtenues sur les différents rôles du livret. Cette donnée est reprise dans la suite des résultats sous le nom « évaluation des rôles du livret ».

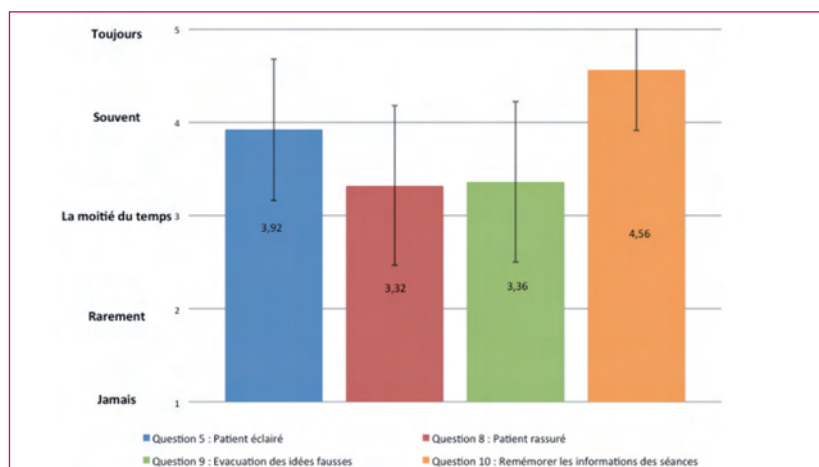


Figure 3 : Evaluation des rôles du livret



> VEILLE ACOUPHÈNES

Corrélation entre T.H.I. avant et l'évaluation des rôles du livret

L'évaluation statistique de notre échantillon au travers du test de Spearman nous fournit un premier élément de réflexion.

Rho de Spearman : 0,643828877

P : 0,0009

H1 est acceptée, H0 est rejetée avec un risque d'erreur de 5%. Il y a donc un lien de corrélation entre le THI avant la thérapie et l'évaluation des rôles du livret.

Plus le patient présente un handicap élevé, plus son appréciation du livret est positive. Par contre il n'y a pas de corrélation entre le THI après et l'évaluation des rôles du livret (H1 est rejetée et H0 acceptée).

Comparaison des résultats aux THI avec un groupe témoin

Le groupe témoin se compose de 60 sujets qui ont suivi une thérapie sonore d'habituation aux acouphènes, et qui n'ont pas reçu le livret complémentaire.

L'étude de normalité des données, permet de considérer les scores au THI avant thérapie des deux groupes comme paramétriques. Une différence statistiquement significative a été recherchée au moyen du test t et de Mann Whitney.

Dans les deux cas les tests concluent qu'il n'y a pas de différence statistiquement significative entre les deux groupes avant thérapie ($t = 0,6477$; $p < 0,05$) ($U = 615$; $p = 0,4492$; $p < 0,05$).

THI avant groupe témoin : moyenne : 61,15 ; écart-type : 16,72

THI avant groupe test : moyenne : 63,70 ; écart-type : 14,00

Amélioration des scores au THI

Pour mesurer la différence d'amélioration entre le groupe témoin et le groupe test, les mêmes tests ont également été utilisés.

Les deux tests concluent à une différence statistiquement significative entre les deux groupes pour l'amélioration des scores au THI ($U = 380$; $P = 0,0013$; $p < 0,05$) et ($D = 0,4928$; $P = 0,0006$; $p < 0,05$).

Ceci confirme que l'impact positif du livret dans la prise en charge du patient en support au counselling.

Amélioration THI groupe Témoin : moyenne : 30,97 ; écart-type : 17,61

Amélioration THI groupe Test : moyenne : 40,35 ; écart-type : 12,04

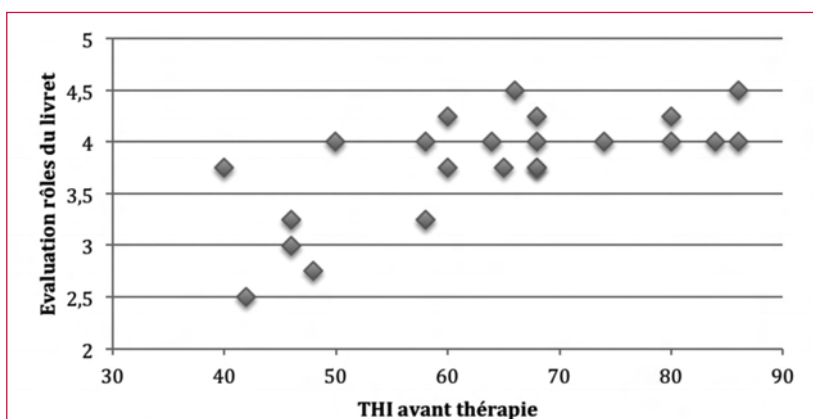


Figure 4 : Résultats THI avant / Evaluation des rôles du livret

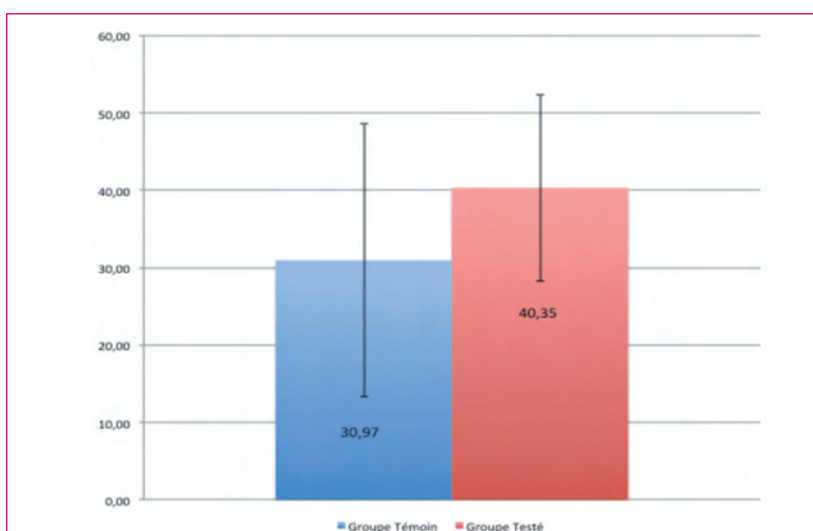


Figure 5 : Moyenne des améliorations au THI des deux groupes

Discussion

L'étude des réponses au questionnaire des patients qui ont testé le livret nous a permis de mettre en avant des éléments positifs :

Le contenu du livret, texte et illustrations, est noté comme clair, facile à comprendre.

Les notions qu'il aborde sont notées comme claires, en lien avec le patient et en quantité adéquate.

L'intérêt des patients pour le livret est fort puisque 96% d'entre eux répondent « souvent » ou « toujours » à l'intérêt qu'ils ont porté à son contenu.

Les rôles présumés du livret ne sont pas tous confirmés par l'ensemble des patients, les questions 8 (rassurer le patient) et 9 (évacuer les idées fausses) n'obtiennent respectivement que 44% et 56% de réponses positives et leur coefficient de variation sont supérieurs à 20%, ce qui ne permet pas d'en qualifier les réponses de stables.

En revanche, au vu des moyennes et des coefficients de variation des questions 5 et 10, les rôles de rappel et d'information sont mis en avant par les patients. Ces résultats en accord avec la littérature étudiée dans la première partie, sont des éléments à mettre au crédit du livret.

L'évolution des T.H.I. nous donne un autre point positif, puisque 91% des patients passent dans la catégorie « non-plaintifs » après la TRT.

En croisant les réponses au questionnaire et les scores aux T.H.I., nous trouvons un lien de corrélation entre la notation du rôle du livret (moyenne des questions 5, 8, 9 et 10) et le T.H.I. avant la thérapie.

Cette information est à prendre avec toutes les précautions, mais permet de faire un lien entre le handicap ou la plainte initiale et, le rôle octroyé au livret. Ce lien peut être dû à une plus grande appétence pour ce genre de support complémentaire ou à un véritable extra-gain chez ces patients.



Enfin, la comparaison des scores aux THI entre le groupe qui a reçu le livret et un groupe témoin montre une différence statistiquement significative de l'amélioration des scores (test de Mann Whitney et test de Kolmogorov-Smirnov) alors que les deux groupes ne présentent pas de différence statistiquement significative avant la thérapie (test-T et test de Mann Whitney).

Les conclusions des observations qui ont pu être réalisées semblent s'orienter vers un rôle positif du livret dans le cadre de la TRT. La plus grande amélioration des scores au THI dans le groupe testé, aussi relative soit-elle au vu des biais, de la taille de notre échantillon et du temps de notre étude, est un élément satisfaisant et encourageant, en accord avec littérature. Nous démontrons là l'intérêt de ce (type de) support dans le soutien au « counseling » et donc dans la prise en charge de type Tinnitus Retraining Therapy

Conclusion générale

L'étude de l'intérêt d'un livret en complément de la T.R.T. sur un groupe de patients acouphéniques plaintifs apporte des éléments positifs à l'introduction de ce genre de support dans la pratique classique.

Par leurs réponses au questionnaire, les patients ont montré leur intérêt pour ce support et les notions qu'il aborde, sa clarté et l'aide apportée par les illustrations dans cette compréhension. Nous avons également trouvé un lien de corrélation positive entre le handicap initial mesuré par le T.H.I. en début de thérapie et la notation du rôle du livret (patient éclairé, patient rassuré, évacuation des idées fausses et remémoration des informations de la thérapie).

Enfin, en comparant l'évolution des scores au T.H.I. entre les sujets qui ont reçus le livret et un groupe de sujets témoins nous observons une différence statistiquement significative en faveur du groupe qui a reçu le livret.

Une étude à plus grande échelle, permettrait de confirmer les éléments positifs mis en avant dans ce travail.

Bibliographie

Alexander, P. A., Kulikowich, J. M., and Schulze, S. K. (1994) How Subject-Matter Knowledge Affects Recall and Interest. *Am Educ Res Journal*, 20 juin 1994, vol. 31 n° 2 pp. 313-337 DOI: 10.3102/00028312031002313

Auerbach, B., Rodrigues, P. V., and Salvi, R. J. (2014) Central gain control in tinnitus and hyperacusis. *Frontiers in Neurology*. 5 :206.

Burkard, R., Hood, L., Katz, J., and Medwetsky, L. (2009) *Handbook of Clinical Audiology*, sixth edition. P 729. Lippincott Williams & Wilkins

Cima, R. F. F., Maes, I. H., Joore, M. A., Scheyen, D. J. W. M., Refaie, A. E. I., Baguley, D. M., ..., Vlaeyen, J. W. S. (2012) Specialised treatment based on cognitive behaviour therapy versus usual care for tinnitus: a randomised controlled trial. *Lancet*; 379 (9830) pp.1951-1959

Coomber, B., Kowalkowski, V. L., Berger, J. I., Palmer, A. R., and Wallace, M. N. (2015) Modulating central gain in tinnitus: changes in nitric oxide synthase in the ventral cochlear nucleus. *Frontiers in Neurology*. 6:53.

Eggermont, J. J., and Roberts, L. E. (2015) Tinnitus: animal models and findings in humans. *Cell Tissue Res* (2015) 361:311-336

Eugénie, M. (2006) Le counseling en Audiologie : Evaluation du counseling apporté dans le cadre de la TRT chez le patient acouphénique. (Travail de Fin d'Etudes, bachelier en audiologie), Institut Libre Marie Haps, Bruxelles, Belgique.

Fromilhage, C. (2007). *Les Figures de Style* (p 92). Armand Colin

Gozlan, M. (2013) Que fait le cerveau quand il ne fait rien ? *Le Monde Science et Techno* ; 21.03.2013. http://www.lemonde.fr/sciences/article/2013/03/21/que-fait-le-cerveau-quand-il-ne-fait-rien_1852147_1650684.html

Gu, J., Herrmann, B., Levine, R., and Melcher, J. (2012) Brainstem auditory evoked potentials suggest a role for the ventral cochlear nucleus in tinnitus. *J Assoc Res Otolaryngol* 2012 n°13 ; pp. 819-833.

Gyselinck, V. (1996) Illustrations et modèles mentaux dans la compréhension de textes. *L'année psychologique*, vol. 96, n°3 ; pp. 495-516

Hall, D. A., Hoare, D. J., Kang, S., and Kowalkowski, V. L. (2011) Systematic Review and Meta-Analyses of Randomized Controlled Trials Examining Tinnitus Management. *Laryngoscope*, 2011 n°121 ; pp. 1555-1564

Herraiz, C., Hernandez, F. J., Plaza, G., de los Santos G. (2005) *Otolaryngology Head Neck Surgery* (11-2005), vol. 133 n°5 ; pp. 774-779

Hoffman, H. J. and, Reed, G. W. (2004) Epidemiology of tinnitus, dans : Snow J, editor. *Tinnitus Theory and Management*. Hamilton, ON: BC Decker (2004) ; pp. 16-41.

Hosford-Dunn, H., and Valente, M. (2000). *Audiology Treatment*. p 691. Thieme

Jaffard, R. (2011) La mémoire déclarative et le modèle de Squire. *Revue de neuropsychologie* 2/2011 (Volume 3) ; pp. 83-93 DOI: 10.3917/rne.032.0083

Jamet, E. (1998) L'influence des formats de présentation sur la mémorisation. *Revue de Psychologie de l'Education*, n°1, pp. 9-35

Jamet, E., Le Bohec, O. et Hidrio, C. (2003) Comment présenter l'information dans les documents numériques éducatifs ? *Document numérique*, vol 7 n°1-2/2003, Lavoisier, Rennes ; pp. 25-38

Jastreboff, P. J. (1999) The neurophysiological model of tinnitus and hyperacusis. *Sixth International Tinnitus Seminar* ; pp. 32-38

Jastreboff, P. J. (2015) 25 Years of tinnitus retraining therapy. *HNO* 2015, 63, pp. 307-311 DOI : 10.1007/s00106-014-2979-1

Jastreboff, P. J. and Hazell, J. W. P. (2008) *Tinnitus Retraining Therapy : Implementing the Neurophysiological Model*. Appendix 2, pp. 231-232 Cambridge University Press.

Jastreboff, P. J., and Jastreboff, M. M. (2006) *Tinnitus Retraining Therapy : A Different View on Tinnitus*. *ORL* 2006 ; 68 ; pp. 23-30 DOI :10.1159/000090487

Joffe, H. (2007) Le pouvoir de l'image : persuasion, émotion et identification. *Diogenes*, 2007/1 n°217 ; pp. 102-115

Johansen, J. D., Skellgaard, P. H., and Caporali, S. (2014) Effect of Counseling, Amplification and Fractal Tones in Tinnitus Management. *Commun. Disord. Deaf Stud Hearing Aids* 2014, 2 : 4

Lakoff, G. (1993) The contemporary theory of metaphor. In A. Ortony (Ed.), *Metaphor and Thought* (2nd ed., pp. 202-251). Cambridge University Press

Li, S., Choi, V., and Tzounopoulos, T. (2013). Pathogenic plasticity of Kv7.2/3 channel activity is essential for the induction of tinnitus. *Proc Natl Acad Sci USA* (2013) 110 ; pp. 9980-9985. DOI : 10.1073/pnas.1302770110

Lurquin, P., et Fuks, J. (2015) Evaluation de la TRT au moyen de questionnaires : 1) le T.H.I. *Les Cahiers de l'Audition* 2015 n°2 ; pp. 14-18

Lurquin, P., et Real, M. (2012) Le Counselling, *Les Cahiers de l'Audition* 2012 n°5 ; pp 36-38

Lurquin, P., Viudez, P., Esteve-Fraysse, M.-J., et Thill, M.-P. (2015) Le réglage des producteurs de bruit blanc. Masquage au point de mélange : le choix des patients. *Les Cahiers de l'Audition* 2015 n°1 ; pp. 62-65

Miller, G. A. (1956) The Magic Number Seven, Plus or Minus Two : Some Limits on our Capacity for Processing Information, *Psychological Review*, 63, pp. 81-87

Moll, J. M. (1986) Doctor patient communication in rheumatology: studies of visual and verbal perception using educational booklets and other graphic material. *Ann Rheum Dis*; n°45 ; pp. 198-209

Newman, C. W., Jacobson, G. P., and Spitzer, J. B. (1996) Development of the Tinnitus Handicap Inventory. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg*. 1996;122(2) pp.143-148; DOI: 10.1001/archotol.1996.01890140029007

Noreña, A. J. (2015) Revisiting the Cochlear and Central Mechanisms of Tinnitus and Therapeutic Approaches. *Audiol Neurotol* 2015 ; 20 (suppl 1) : 53-59

Noreña, A. J. (2011) An integrative model of tinnitus based on a central gain controlling neural sensitivity. *Neurosci Biobehav Rev* (2011) 35:1089-1109.

Pilati, N., Ison, M. J., Barker, M., Mulheran, M., Large, C. H., Forsythe, I. D., Matthis, J., and Hamann, M. (2012) Mechanisms contributing to central excitability changes during hearing loss. *Proc Natl Acad Sci U S A* (2012) 109:8292-7. DOI : 10.1073/pnas.1116981109

Searchfield, G. D., Magnusson, J., Shakes, G., Biesinger, E., and Kong, O. (2011) *Counseling and Psycho-Education for Tinnitus Management*. Textbook of Tinnitus, pp 535-556, Springer Science+Business Media, LLC 2011

Smith, E. C., and Lewicki, M. S. Efficient auditory coding. (2006) *Nature* 439 pp.978-982. DOI: 10.1038/nature04485

Tobias, S. (1994) Interest, Prior Knowledge, and Learning. *Review of Educational Research*, 1994 vol. 64 no. 1 pp 37-54

Tyler, R. S. (2006). *Tinnitus Treatment*. p 133. Edition Thieme

Vander Ghinst, M., Verbeurg, C., Hassid, S., et Choufani, G. (2013) Les acouphènes : quelle prise en charge en 2013 ? *Rev Med Brux* – 2013. *ORL* pp. 245-250



Métier et Technique

Pertinence du test adaptatif AAST

(Adaptive Auditory Speech Test) pour évaluer l'audition chez les enfants sourds

**PRANG I,
de LAMBERT M,
PERREL B,
DENOYELLE F,
LOUNDON N**

Hôpital Universitaire
Necker-Enfants
Malades, Paris

Contact : isabelle.
prang@nck.aphp.fr

Introduction

Le choix de l'appareillage chez l'enfant, prothèse conventionnelle ou implant cochléaire, dépend de l'histoire de la surdité et des seuils auditifs. Les aides auditives, équipées d'un microphone directionnel et d'un réducteur de bruit, permettent aux enfants de développer leur écoute dans le bruit. Les implants cochléaires sont de plus en plus pourvus de ces fonctionnalités.

L'objectif premier après l'appareillage ou l'implantation est que l'enfant perçoive l'environnement sonore et par la suite accède à la compréhension du langage oral en situation privilégiée puis en situation d'audition du quotidien, c'est à dire dans le bruit.

L'accompagnement des enfants sourds nécessite de faire une analyse quantitative et qualitative des résultats obtenus aux tests. L'évaluation de la parole est proposée dans des situations variées, qui se rapprochent de la vie quotidienne

de l'enfant : en milieu bruyant, avec des voix de fréquences et d'intensité différentes.

L'orthophoniste doit pouvoir évaluer l'enfant sourd régulièrement en lui proposant différents tests avant et après l'appareillage ou l'implantation pour suivre le développement perceptif du langage oral.

Au vu du diagnostic précoce de la surdité et des évolutions technologiques des aides auditives et des implants, la réhabilitation de l'audition devient souvent rapidement efficace. Les tests audiométriques dans des conditions privilégiées ont donc tendance à perdre leur sensibilité (effet plafond) et ne peuvent rendre compte des conditions d'audition complexe du quotidien.

La technique adaptative permet de sensibiliser l'évaluation auditive. Le principe est le suivant : le son test proposé évolue en fonction de la réponse obtenue de l'enfant : réponse correcte, la suivante plus difficile/ réponse erronée, la suivante plus facile. Ainsi, ce test permet de présenter un examen ni trop compliqué, ni trop simple, qui rend compte des capacités perceptives en dynamique.

L'Adaptive Auditory Speech Test (AAST) est un test d'écoute auditive adaptatif, développé par le Professeur Frans Coninx (Institut Solingen - Allemagne), Il a été validé dans une vingtaine de langues. Le choix des mots diffère selon les langues en fonction de la fréquence d'occurrence des phonèmes (figure 1 et 2).

il contient trois modalités : dans le silence (appelé basic silence), dans le bruit (appelé basic bruit) et dans les hautes fréquences HF, au-delà de 2000Hz. L'AAST a été validé via le European hEARd project (Coninx & Vermeulen, 2012).

L'AAST a été validé en français à l'Hôpital Necker-Enfants Malades (Prang I., Loundon N., Coninx F. and al 2015).

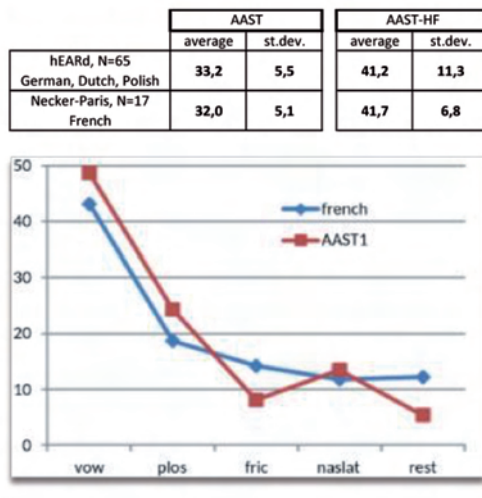


Figure 1 : en bleu : fréquences d'occurrence des phonèmes français (Malecot A. 1974), en rouge mots trisyllabiques de l'AAST en français



Figure 2 : mots de l'AAST allemand

L'AAST en pratique

L'AAST peut être utilisé aussi bien en champ libre qu'au casque, en monoaural ou binaural. Il permet de donner des valeurs du seuil de reconnaissance de la parole (SRT - Speech Recognition Threshold), dans le bruit comme dans le silence.

Les mots entendus couvrent l'ensemble du champ fréquentiel et la répartition optimale des phonèmes de la langue, comme dans la vie quotidienne pour l'AAST « basic ». Pour l'AAST « hautes-fréquences » (HF), les mots choisis concentrent la région des contrastes phonémiques au-dessus de 2000Hz, souvent limitée dans les surdités sévères et profondes. Le test se poursuit jusqu'à ce que le critère établi pour la fin du test soit atteint, par exemple lorsque trois réponses erronées sont données successivement.



Ce test est peu sensible au niveau lexical de l'enfant.

L'Adaptive Auditory Speech Test (AASST) se trouve intégré dans une tablette tactile, l'Aurichack, développée par la société Auritec *, à Hanovre.

L'Aurichack abrite un autre test adaptatif, le mFAST, dédié à l'audiométrie vocale tonale des bruits d'animaux. De plus, on retrouve un audiomètre inclus dans l'Aurichack qui permet de vérifier l'audition en cas d'échec à l'AASST. Le support de la tablette tactile permet un transport facile, offre une certaine autonomie à l'enfant et permet d'apporter un côté ludique au test. L'enfant doit cliquer sur l'image correspondant au mot entendu.

*www.auritec.de

But de l'étude

L'AASST peut-il être un outil d'évaluation pertinent normatif pour les surdités sévères et profondes, telle est notre hypothèse principale.

Secondairement, peut-il être efficace pour évaluer les surdités moyennes dans différentes situations et pour repérer les pertes auditives chez les enfants en maternelle.

Patients et Méthodes

L'AASST se base sur l'écoute de mots que l'enfant connaît, peu dépendants du niveau lexical et des compétences de production orale de l'enfant. Les mots sélectionnés sont trisyllabiques pour l'AASST basic chocolat, escalier, pyjama et pantalon et monosyllabique pour l'AASST HF, foot, pouce, soupe et toussé (figure 3 et 4).

Après avoir choisi de faire entendre les mots soit au casque soit au haut-parleur et après avoir sélectionné la modalité du test – dans le silence, dans le bruit ou dans les hautes fréquences – l'enfant se munit d'un stylet. Ce dernier lui permet de cliquer sur l'image qui correspond au mot énoncé.

Les mots sont énoncés une seule fois et de manière aléatoire. Les trois premiers mots entendus sont proposés comme un entraînement pour l'enfant. Le niveau de départ est à 65dB SPL. Le son croît ou décroît de 10dB à chaque nouveau stimulus. Le signal peut monter jusqu'à 100dB SPL maximum. Le test s'arrête automatiquement au bout de 3 erreurs (figure 5).

Un diagramme affiche les résultats pour chaque réponse ainsi que la moyenne du seuil de reconnaissance de la parole (en dB SPL).



Figure 3 : mots AASST silence et bruit : chocolat, pantalon, escalier, pyjama



Figure 4 : mots AASST hautes fréquences : foot, soupe, pouce, toussé

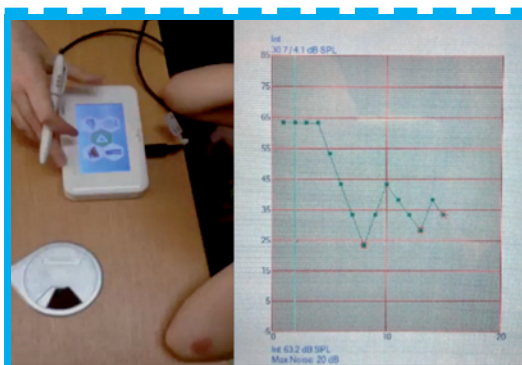


Figure 5 : boîtier Aurichack et courbe de résultats

Si l'enfant clique sur la bonne image, l'intensité du mot d'après baisse de 10 dB. Au contraire, s'il échoue, le signal augmente de 10 dB. C'est la méthode adaptative.

Le test se poursuit puis s'arrête automatiquement au bout de deux minutes, ou lorsqu'il y a trois échecs ou lorsque le niveau maximum d'intensité est atteint, qui est de 100 dB.



> MÉTIER ET TECHNIQUE

À la fin du test, un signal lumineux indique le résultat. Une lumière verte indique un test réussi, une lumière rouge apparaît lorsque le test est échoué. On peut ainsi savoir rapidement si l'enfant a potentiellement une perception correcte de la parole ou non. En cas d'échec au test, l'AAST propose un audiogramme présent dans la tablette.

La population contrôle est issue de deux écoles maternelle, 38 enfants scolarisés en grande section. Tous s'expriment en français et sont scolarisés depuis l'âge de 3 ans. Les enfants sont âgés de 4 ans 11 mois à 6 ans 3 mois. Les enregistrements ont eu lieu au sein des écoles sur la base du volontariat. Les tests de l'AAST, pour les enfants contrôle, ont été passés en avril et nous ont permis de constituer notre échantillonnage. Les trois tests sont rapides à faire passer puisqu'il faut compter moins de 10 minutes pour l'ensemble des passations.

Les passations des enfants déficients auditifs se sont déroulées sur une durée de deux mois, de mars à avril, 40 enfants sourds âgés de 5 à 12ans ont été testés dans le même local : 10 enfants porteurs d'aides auditives ayant une surdité moyenne à sévère (DA), 10 enfants porteurs d'un implant unilatéral (IC1), 10 d'un IC et d'une prothèse controlatérale (IC2) et 10 d'un implant bilatéral (IC3).

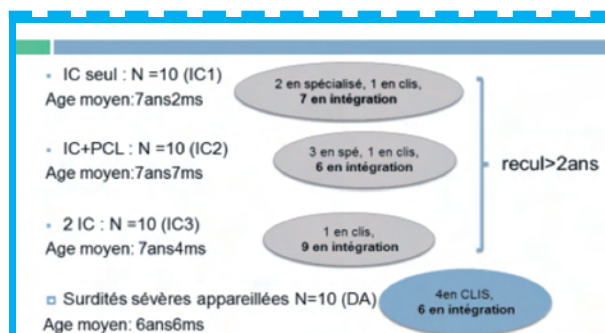


Figure 6 : population enfants déficients auditifs et type de scolarité

Les scores perceptifs (CAP), l'intelligibilité de la parole (SIR), la production orale (MTL) ont été comparés aux scores d'audition.

Les résultats perceptifs des enfants contrôle ont été comparés aux données obtenues par l'European hEARd project (Coninx & Vermeulen, 2012). Les résultats perceptifs des patients DA et IC ont été comparés à ceux des NE.

Résultats

Les enfants NE ont passé les 3 tests avec 100% de réussite, et ces résultats étaient similaires avec ceux de la population de référence hEARd. Les scores dans le silence étaient: SRT= 21 (IC1), 21,3 (IC2) et 20 (IC3) et 22,2 (DA), versus 14,5 (NE).

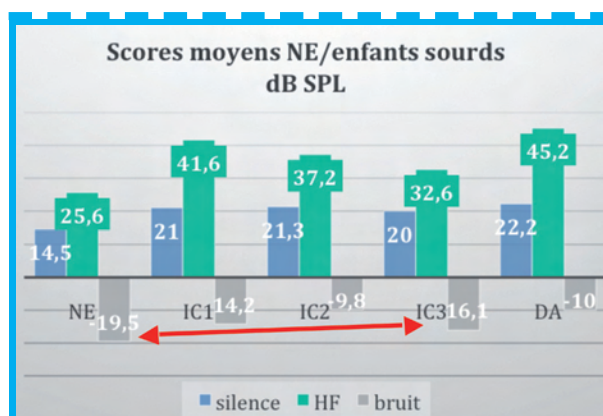


Figure 8 : résultats pour les trois modalités, silence, bruit et HF pour IC1, IC2, IC3, DA comparés à la population contrôle

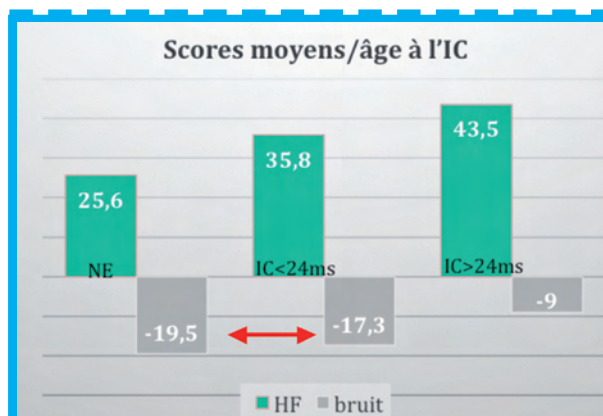


Figure 9 : résultats de l'AAST bruit et HF en fonction de l'âge à l'implantation

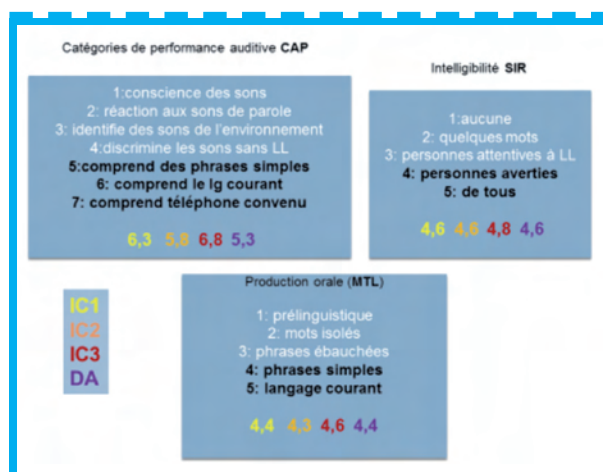


Figure 10 : scores de la CAP, SIR et production orale pour les 4 groupes

	Enfants NE N=38 - Moyenne et ET		Enfants sourds N=40 - Moyenne et ET	
	Moyenne (dB SPL)	E-T	Moyenne (dB SPL)	E-T
AAST Basic silence	14,5	5,6	21,1	4,9
AAST Basic bruit	-19,5	7,2	-12,5	4,2
AAST HF	25,6	8,1	39,1	9,1

Figure 7 : Moyennes et Ecart type



Les scores dans la modalité hautes fréquences étaient: HF= 41,6 (IC1), 37,2 (IC2), 32,6 (IC3) 45,2 (DA) versus 25,6 (NE).

Les scores dans la modalité bruit (SNR) étaient -14,2 pour IC1, -9,8 pour IC2, -16,1 pour IC3, et -10 pour les enfants sourds appareillés (DA), versus -19,5 pour la population contrôle.

Pour tous les enfants appareillés et implantés, les scores d'intelligibilité (SIR- Echelle d'intelligibilité de la parole) et de production orale (Echelle de production orale - MT.LeNormand) se situaient au-dessus de 4. Ces enfants s'exprimaient par des phrases simples ou un langage courant, la plupart du temps compris de tous. Les scores perceptifs (CAP) étaient: DA=5,4 ; IC1=5,89 ; IC2=6,0 ; IC3=6,78, tous les enfants sourds de notre population pouvaient comprendre des phrases et consignes orales simples, certains comprenaient le langage courant (CAP 6), avec et sans lecture labiale, après 2ans de recul pour les enfants porteurs d'un implant cochléaire.

Discussion

Les enfants se sont prêtés facilement à ces passations, aussi bien les enfants NE que les enfants sourds, ils ont considéré ces tests comme un jeu. En plus du côté ludique, la rapidité de passation représente un élément positif dans l'appréciation des tests adaptatifs.

Les enfants sourds sévères appareillés obtenaient de moins bons scores que les enfants implantés en particulier dans les hautes fréquences. Les scores des 40 enfants déficients auditifs étaient proches de ceux des NE dans le silence (-1ET). Les enfants porteurs de deux implants obtenaient les meilleurs scores des 4 groupes dans le bruit. L'analyse des résultats en fonction de l'âge d'implantation montre des scores meilleurs pour les enfants implantés avant l'âge de 24mois, pour la modalité HF et bruit, avec des résultats proches de la norme dans le bruit. Les résultats obtenus sont corrélés à la CAP et indépendants du niveau de langue et de l'intelligibilité. Les enfants porteurs de 2 implants présentent les meilleures performances pour la perception de la parole et pour la production orale.

Ces résultats confirment l'efficacité de la précocité de l'implantation cochléaire ainsi que l'intérêt de l'implantation bilatérale, ce qui est rapporté dans la littérature.

Conclusion

L'AAS permet une comparaison facile et rapide entre les enfants tout-venant et les enfants déficients auditifs. Il donne accès à une

représentation exact des compétences auditives de l'enfant en dynamique et peut apporter des informations utiles pour un travail d'éducation auditive personnalisé.

L'AAS semble être un outil pratique et sensible pour mesurer et comparer les seuils de reconnaissance de la parole (SRT). Il permet de mettre en évidence les performances ou difficultés de perception dans différentes modalités, chez les enfants sourds sévères et profonds implantés ou appareillés. En complément d'autres tests, l'AAS facilite l'évaluation des limites de l'audition résiduelle. Les modalités HF et dans le bruit sont les plus sensibles pour mettre en évidence les difficultés perceptives. Ces informations permettent d'intervenir plus précocement pour pallier la gêne auditive.

La pertinence des tests adaptatifs auprès d'enfants présentant des déficiences auditives moyennes, asymétriques ou unilatérales fera l'objet d'études complémentaires.

Bibliographie

1. Paquier, M. (2013). Traitement du bruit et de la parole par le système auditif chez l'entendant et le déficient auditif.
2. Nouvian, R., Malinvaud, D., Van den Abbeele, T., Puel, J.-L., Bonfils, P., & Avan, P. (2006). Physiologie de l'audition. EMC - Oto-rhino-laryngologie.
3. Medina V., Loundon N., Busquet D., Petroff N., & Serniclaes W. (2004). Perception catégorielle des sons de parole chez des enfants avec implant cochléaire.
4. Loundon, N., Busquet, D., & al (2009). Implant cochléaire pédiatrique et rééducation orthophonique : comment adapter les pratiques ? Paris, France : Médecine-Sciences Flammarion.
5. Lina-Granade, G., Truy, E., Porot, M., Collet, L., & Disant, F. (2000). Surdités de l'enfant : un diagnostic précoce est impératif. Archives de Pédiatrie.
6. Le Driant, B., Kolski, C., Sauvage-Verrier, V., Strunski, V., & Vandromme, L. (2012). Dépistage néonatal de la surdité : l'avis du psychologue. Archives de Pédiatrie.
7. Garabedian, E. N., Loundon, N., Mondain, M., Piron, J. P., Roman, S., & Triglia, J. M. (2003). Les implants cochléaires pédiatriques.
8. Coninx, F., & Vermeulen, A. M. (2011). Development of an intra-European auditory speech perception standard for hearing impaired children. International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology.
9. Bacon, S. P., Opie, J. M., & Montoya, D. Y. (1998). The effects of hearing loss and noise masking on the masking release for speech in temporally complex backgrounds. Journal of Speech, Language, and Hearing Research.
10. M. de Lambert, B Perrel, I.Prang – Apport des tests adaptatifs pour évaluer les surdités en maternelle et chez les enfants sourds- Mémoire d'orthophonie (2016) Université Paris VI Pierre et Marie Curie- Paris



1967 - 2017
Depuis 50 ans
au service des patients.

39^e CONGRÈS des audioprothésistes

24/25/26 MARS 2017

PALAIS DES CONGRÈS DE PARIS

Exposition, ateliers pratiques, événements.



SYNDICAT NATIONAL DES AUDIOPROTHÉSISTES

Pour les **adhérents de 2016**, sauf changements, ne remplissez que les champs en rouge.

Ne peuvent être adhérents que les audioprothésistes (personnes diplômées) et non les entreprises.

Identité de l'adhérent :

Nom d'usage **Nom de naissance** (si différent)

Prénom **Tél Portable** (facultatif) :

E-mail (en capitales)

Lieu du diplôme : ☐ Paris ☐ Nancy ☐ Lyon ☐ Montpellier ☐ Fougères Autre :

Année du diplôme : **N° ADELI** ____ 2 6 ____ / ____

Lieu d'exercice :

Raison sociale **Enseigne** **Code postal**

Adresse (pour la correspondance) : ☐ professionnelle / ☐ personnelle

N° et Voie

Code postal **Ville**

Tél

MONTANT DE LA COTISATION 2017

(Vous recevrez un justificatif de paiement après réception de votre règlement)

- Audioprothésistes exerçant exclusivement en qualité de salarié
- Audioprothésistes adhérent pour la première fois au syndicat
- Audioprothésistes ayant quitté l'exercice depuis moins de 10 ans, s'ils ont exercé au moins 10 ans

☐ **65 euros**

- Audioprothésistes exerçant en nom propre, gérants de SARL ou directeurs de SA... (Responsables d'un centre)

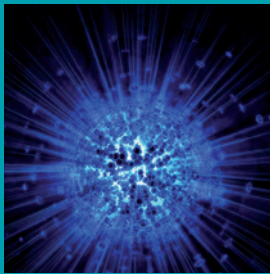
A des fins statistiques, merci de préciser le nombre total de vos salariés (adhérents UNSAF ou non) :

Audioprothésistes : ____ **Non audioprothésistes** : ____

☐ **280 euros**

Date et signature :

Les informations recueillies sont nécessaires pour votre adhésion. Elles font l'objet d'un traitement informatique par l'Unsaf et sont destinées à la gestion des adhésions et aux services associés. En application des articles 39 et suivants de la loi du 6 janvier 1978 modifiée, vous bénéficiez d'un droit d'accès et de rectification aux informations qui vous concernent. Si vous souhaitez exercer ce droit et obtenir communication des informations vous concernant, veuillez vous adresser à l'Unsaf, 11 rue de Fleurus 75006 PARIS.



Veille Technique

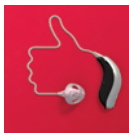
Les innovations des industriels

bernafon[®]

Your hearing • Our passion

Bernafon

Conçu pour plus de satisfaction !



Chez Bernafon, nous sommes attachés à vous apporter les solutions les plus satisfaisantes possibles, au travers de notre large gamme d'aides auditives, comme de nos services. Découvrez ci-dessous 3 exemples concrets :

L'appareil auditif sur-mesure le plus discret du marché

Pour vous **accompagner activement** dans votre développement tout au long de l'année 2017, Bernafon vous offre deux fois plus de clients éligibles à l'**appareil Intra Auriculaire**, grâce à une avancée majeure en termes de miniaturisation avec sa **nouvelle Face Plate**.

Cette aide auditive, une fois insérée dans l'oreille, est totalement invisible ! Notre nouvel IIC est compatible avec 2 fois plus de conduits auditifs qu'auparavant, c'est dire à quel point il est minuscule !



Nous prêtons attention aux moindres détails, pour garantir le plus haut niveau de discrétion et de performance pour répondre aux désirs des patients soucieux de leur apparence et en quête de technologie.

Venez ressentir l'esprit et l'engagement de Bernafon au cœur de la technologie avancée de nos aides auditives sur notre stand, à l'occasion du salon UNSAF.

Des services sur mesure pour vous accompagner dans votre développement



Bernafon vous invite également à (re)découvrir les **services dédiés à vos besoins**.

Ces services Bernafon sont divers et variés pour vous permettre de vous démarquer face à la concurrence actuelle : **Marketing Direct, Communication print, Événements prescripteurs, Événements patients, Communication Web, Bernafon Académie, Formation Intra Auriculaire, Journée technique.**

Autant de services pour vous permettre de vous démarquer et de vous placer en tant qu'expert audiologique dans votre ville.

Les atouts majeurs du logiciel d'adaptation OASIS

Bernafon veut également inscrire sa marque dans la vie quotidienne des audioprothésistes. Ainsi, nos ingé-

nieurs Suisses travaillent chaque jour sur le **logiciel d'adaptation Oasis** pour vous livrer un outil privilégié pour une adaptation réussie.

Nous vous dévoilons **les clés d'une adaptation réussie avec Oasis**.

Le processus d'adaptation d'aides auditives doit être agréable aussi bien pour le client que pour l'audioprothésiste. Votre client doit sortir de chez vous avec une aide auditive qui répond à ses besoins et qui lui offre une bonne expérience auditive. La mesure de l'oreille réelle (REM) est une étape essentielle qui permet de vérifier l'adaptation.

À ce sujet, Abrams et al. (2012) ajoutent que « l'utilisation clinique d'une prescription vérifiée est essentielle étant donné qu'elle permet une meilleure perception des résultats d'adaptation d'aides auditives » (p. 777). Le fait que les aides auditives ne fonctionnent pas toujours comme prévu peut donc être agaçant. Si les aides auditives n'atteignent pas les objectifs de gain, l'adaptation peut en être affectée.

Oasis offre des outils qui contribuent à une adaptation réussie et qui permettent d'éviter ce type de situations décevantes. Bien que ces outils fassent partie du logiciel Oasis depuis plusieurs années, il peut être intéressant de les rappeler. Ils sont conçus pour garantir une adaptation optimisée qui fournit la quantité exacte de gain pour chaque utilisateur.

Dans les paragraphes suivants, nous étudierons les étapes à suivre avant de vérifier et d'ajuster l'instrument, qui facilitera le processus d'adaptation. Cela comprend notamment des méthodes permettant de confirmer la prescription adéquate d'aides auditives pour les besoins du client, ainsi que les différentes manières de maximiser le gain disponible et



le potentiel d'adaptation. L'objectif étant de préserver votre efficacité et d'assurer la pleine satisfaction de vos clients.

La précision de la plage d'adaptation

La mesure de l'oreille réelle est un passage obligé du processus d'adaptation. Cela dit, vous ne pourrez pas atteindre les objectifs de gain si l'aide auditive ne correspond pas au diagnostic du client. Imaginez à présent que vous réalisez une adaptation pour l'un de vos clients : vous vous rendez compte que l'aide auditive n'est pas adaptée d'un point de vue audiolinguistique et ne permettra pas une amplification adéquate. Vous êtes alors face à un dilemme : commander une nouvelle aide auditive et prendre un autre rendez-vous ou essayer de trouver immédiatement une autre solution. Il existe des outils qui permettent d'éviter ce genre de situations désagréables. Avant de faire une nouvelle commande, utilisez la vue d'ensemble dans le logiciel Oasis pour vérifier la plage d'adaptation et la tester à l'aide d'une simulation. Ces notions ne sont pas nouvelles mais les résultats seront plus précis si vous personnalisez les détails d'adaptation pour chaque client.

Le logiciel Oasis dispose de paramètres par défaut qui peuvent fausser le calcul de la plage d'adaptation s'ils ne sont pas bien réglés. Par défaut, le niveau d'expérience du patient est réglé sur « Inexpérimenté » et la méthodologie sur « BernaFit NL ». Il est nécessaire d'adapter ces paramètres au client. En principe, les options acoustiques sont prescrites par Oasis mais si vous envisagez d'utiliser autre chose, veuillez également mettre à jour ces renseignements. Les options acoustiques, **le niveau d'expérience du patient et la méthode d'adaptation ont un effet considérable sur la plage d'adaptation.**

Afin d'illustrer l'impact de ces réglages sur la plage d'adaptation, vous trouverez ci-dessous une comparaison entre la plage d'adaptation qui utilise les paramètres par défaut et celle qui utilise les paramètres adaptés au profil du client. Dans cet exemple, il s'agit d'une aide auditive Nano BTE et le client souffre d'une perte auditive légère à sévère, dite « en pente de ski ».

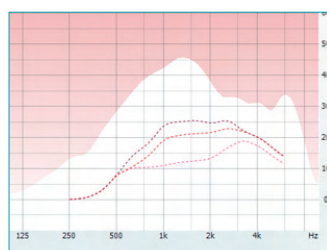


Figure 1 : Plage d'adaptation avec paramètres par défaut

La Figure 1 présente la plage d'adaptation habituelle pour une perte auditive légère à sévère avec une méthodologie BernaFit NL, un niveau d'expérience « Inexpérimenté », un coude standard, des tubes fin 1,3 mm et un grand événement (2,8 – 4,0 mm).

Si les réglages par défaut sont adaptés à votre client et que vous envisagez d'utiliser ces options acoustiques, vous pouvez donc commander l'appareil en toute confiance puisque le gain d'insertion se situe dans la plage d'adaptation.

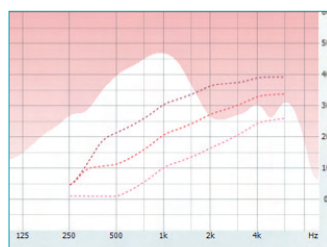


Figure 2 : Plage d'adaptation avec paramètres personnalisés

La Figure 2 montre la plage d'adaptation pour le même type de perte auditive mais avec des réglages adaptés au profil du client, une méthodologie NAL-NL2, un niveau

d'expérience du client : Expérience non linéaire, et des options acoustiques comprenant un tube fin (1,3 mm) et un dôme grave à double événement. L'écran indique que la plage d'adaptation ne peut pas atteindre les objectifs NAL-NL2. Cette comparaison montre à quel point il est important de saisir des informations d'adaptation personnalisées lorsque vous calculez la plage d'adaptation d'un appareil.

Pour être entièrement certain de la plage, vous pouvez simuler une adaptation. Quand vous êtes en mode simulation, allez sur l'écran Amplification et choisissez l'affichage In Situ SPL. Pour activer cet affichage, utilisez le menu déroulant « Affichage » en haut à gauche de l'écran. Cliquez sur Affichage > Options graphique > In Situ SPL. La courbe supérieure correspond à l'entrée 80 dB.

Vous pourrez clairement voir si elle sort de la plage d'adaptation. Si vous utilisez à la fois l'affichage In Situ SPL et la vue d'ensemble, vous pourrez savoir s'il est possible d'atteindre tous les objectifs de gain avec l'appareil sélectionné et les réglages personnalisés. Ces outils s'avèrent très utiles lorsque vous souhaitez commander des appareils.

L'importance du gestionnaire de Larsen

Il se peut que vous soyez tenté de vérifier l'adaptation immédiatement après avoir programmé les appareils. Il s'agit d'une étape naturelle du processus mais il est important de prendre en compte quelques facteurs.

Bernacon conseille de vérifier l'influence du seuil de Larsen avant de réaliser une vérification. En général, les systèmes adaptatifs d'annulation du Larsen ne limitent pas le gain des aides auditives mais permettent au contraire de fournir un gain utilisable accru selon Kuk et al. (2002). Selon l'oreille du client et les options



acoustiques sélectionnées, il est toutefois nécessaire de prendre en compte l'effet du seuil de Larsen sur la quantité de gain disponible. Pour ce faire, allez sur l'écran Gestion du Larsen et examinez le rapport entre les courbes de gain et la courbe de prévision du Larsen. Si les courbes de gain se trouvent à proximité de la courbe du Larsen, cela veut dire que le seuil de Larsen limite le gain disponible. Un exemple est présenté à la Figure 3 où le gain est réduit entre 3 kHz et 4 kHz.

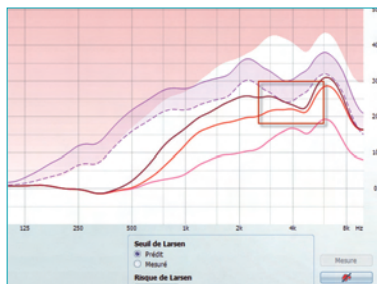


Figure 3 : Exemple de limite de gain due à des paramètres de prévision du Larsen

Dans un premier temps, nous allons examiner le seuil de Larsen. Si vous pensez que la courbe de prévision du Larsen limite le gain disponible, comme sur la Figure 3, il est impératif de mesurer le seuil de Larsen. Ce dernier peut être plus élevé que la courbe de prévision. Si c'est le cas, il est possible de remédier à la limite de gain, une fois mesuré. Inversement, si le seuil de Larsen mesuré continue de limiter le gain, vous pouvez améliorer la situation en ajustant le risque de Larsen ou en modifiant les options acoustiques.

Le risque de Larsen détermine l'efficacité de la zone de protection contre le Larsen. La zone de protection contre le Larsen est comprise entre la courbe en pointillés et la courbe pleine violette qui représente le seuil de Larsen. Par défaut, le paramètre est réglé sur « Faible » et fournit une protection d'environ 6 dB. Si vous sélectionnez un risque « Moyen » ou « Élevé », vous réduisez la zone de protection et permettez ainsi un plus grand gain ; en revanche, le risque de Larsen est plus élevé. La Figure 4 présente le même exemple que la Figure 3 mais avec un seuil de Larsen mesuré et un risque de Larsen « Moyen ».

La Figure 4 affiche l'amélioration des courbes de gain de 50 dB et 65 dB. Vous remarquerez que la zone de protection contre le Larsen est plus étroite. Il est donc question d'un risque de Larsen plus élevé.

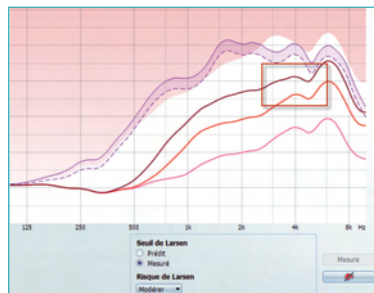


Figure 4 : Simulation finale du gain après avoir mesuré le seuil de Larsen et modifié le risque de Larsen

Outre le niveau de risque de Larsen, vous pouvez également opter pour des options acoustiques moins ouverts. Pour arriver à une adaptation satisfaisante, vous serez peut-être amené à faire appel à certains des réglages suivants. Lorsque vous effectuez ces réglages, il est important de réinitialiser l'aide auditive avant de bénéficier des avantages des modifications. Il suffit de cliquer sur les onglets rouges et bleus similaires à des cibles en haut de l'écran. Cliquez sur > Cible > basé sur la cible. Pour être sûr que les courbes de gain sont plus proches des objectifs, utilisez l'écran Amplification. L'affichage Gain d'insertion permet d'afficher à la fois les objectifs et les courbes de gain d'insertion.

L'effet du réglage du MPO

Jusqu'à maintenant, nous avons examiné l'influence de la plage d'adaptation et du questionnaire de Larsen sur la quantité de gain disponible. Kuk et al. (2007) nous rappelle que la puissance maximale de sortie (MPO) représente le troisième facteur pouvant influencer le gain disponible. En principe, la puissance maximale de sortie affecte les niveaux d'entrée faibles (50 dB) ou moyens (65 dB) mais il est fort possible qu'elle limite les entrées de 80 dB. Si elle limite la sortie de l'aide auditive, cette dernière n'atteindra pas les objectifs lors de la vérification. Afin de savoir si la puissance maximale de sortie limite ou non l'aide auditive, veuillez utiliser un autre affichage de l'écran Amplification du logiciel Oasis. Par défaut, le logiciel présente l'amplification sur l'affichage Gain d'insertion. Cela dit, In Situ SPL est l'affichage le plus adapté pour déterminer si la puissance maximale limite ou pas la sortie. Il s'agit du même affichage que pour vérifier la plage d'adaptation. C'est un outil pratique qui a toute sa place dans votre processus d'adaptation.

Les Figures 5 et 6 sont des exemples de la même adaptation avec un affichage Gain d'insertion et un affichage In Situ SPL. Pour les deux affichages, la courbe rose clair représente l'entrée à 80 dB, la courbe rose celle à 65 dB et la courbe rouge foncé celle à 50 dB. Les lignes en pointillés indiquent les courbes de l'objectif. Pour l'affichage Gain d'insertion, l'entrée à 50 dB est en haut ; pour l'affichage In Situ SPL, elle est en bas.

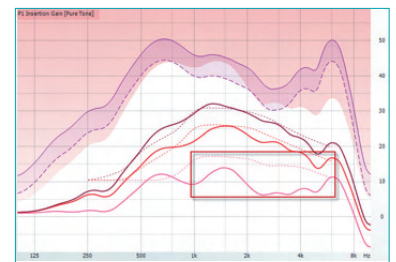


Figure 5 : Affichage Gain d'insertion

Sur la Figure 5, vous pouvez voir que les entrées à 50 et 65 dB sont proches de l'objectif et que la courbe de Larsen ne limite pas le gain disponible. On peut voir également que le gain fourni pour l'entrée à 80 dB est en dessous de l'objectif. Pourtant, rien ne justifie que la courbe de l'entrée à 80 dB soit inférieure à l'objectif. La raison de ce manque de puissance est évidente sur l'affichage In Situ SPL (Fig. 6).

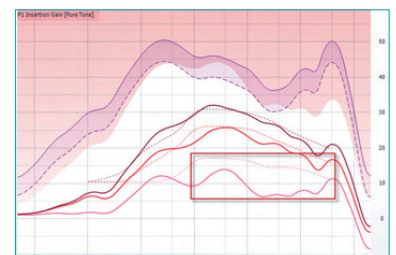


Figure 5 : Affichage Gain d'insertion

Sur la Figure 6, la ligne grise représente la courbe de la puissance maximale de sortie. Il est évident que la puissance maximale limite la sortie de l'entrée à 80 dB au-delà de 1 kHz. De plus, les courbes à 65 et 80 dB sont très proches l'une de l'autre, ce qui suggère que la puissance maximale limite également la sortie de l'entrée à 65 dB. Maintenant que vous connaissez la source de ce manque de puissance, vous pouvez apporter les réglages nécessaires pour la corriger.

Oasis propose un outil de réglage pour la puissance maximale de sortie pour les mêmes fréquences que celles permettant d'ajuster le gain. Il est possible d'augmenter la puissance maximale



de sortie au même niveau que la sortie maximale de l'appareil afin de résoudre les problèmes de gain limité. Cependant, avant d'augmenter simplement la puissance maximale, n'oubliez pas que cette dernière est là pour une raison. Il est parfois nécessaire que la puissance maximale de sortie reste basse en fonction de la perte auditive du client ou si le client est sensible aux sons forts. Avant d'ajuster la puissance maximale de sortie, pensez à mesurer le niveau d'inconfort du client (UCL).

L'affichage Gain d'insertion et l'affichage In Situ SPL fournissent des informations importantes. Si vous les utilisez en même temps, vous aurez un meilleur aperçu de la quantité de gain et de sortie dont l'aide auditive est capable et, par conséquent, vous serez parés pour la vérification de l'adaptation.

Optimisez votre efficacité

Tirez parti des paramètres personnalisés offerts par Oasis. En enregistrant votre méthodologie préférée et l'affichage de l'écran Amplification dans vos paramètres par défaut, vous pourrez suivre les étapes décrites dans ce document de manière plus efficace. Pour modifier vos préférences en matière de méthodologie et d'affichage, allez sur Outils > Préférences. Une fois sélectionnée, Oasis utilisera la méthodologie préférée pour la plage d'adaptation et l'écran Amplification deviendra votre affichage préféré.

En résumé, suivez ces **conseils avant de réaliser une mesure de l'oreille réelle** afin de faciliter le processus de vérification.

1. Utilisez la vue d'ensemble et In Situ SPL avec des paramètres personnalisés pour une plus grande précision au niveau de la plage d'adaptation.

2. Utilisez le Gestionnaire de Larsen afin de déterminer la possibilité de limite de gain et l'ajuster le cas échéant.

3. Utilisez l'affichage In Situ SPL afin de déterminer dans quelles limites le MPO peut agir et l'ajuster le cas échéant.

Nous vous souhaitons de découvrir l'importance de ces outils lors de votre prochaine adaptation avec Bernafon.

Références

Abrams H., Chisolm T., McManus M., McArdle R. (2012). Initial-fit approach versus verified prescription: Comparing self-perceived hearing aid benefit. *Journal of the American Academy of Audiology*, 23(10), 768–778.

Kuk F., Keenan D., Baekgaard L. (2007) Speech in noise performance of a micro-size BTE. *Hearing Review*, 14(10), 60–64.

Kuk F., Ludvigsen C., & Kaulberg T. (2002). Understanding feedback and digital feedback cancellation strategies. *Hearing Review*, 9(2), 36–43.

RÉSEAU Audilab

“Audilab développe un réseau d'associés pour offrir aux malentendants une écoute de qualité !”



LE SENS DE LA QUALITÉ

- Unique réseau d'audioprothésistes certifié ISO 9001, ISO 14001 et NF SERVICE
- + de 98%* de nos patients nous recommandent à leurs amis
- Des centres équipés des toutes dernières innovations technologiques
- Des audioprothésistes qui bénéficient d'une formation continue

DES IDÉES QUI VONT DANS LE BON SENS

- Un réseau d'audioprothésistes associés qui place le patient au cœur du métier
- Un réseau en plein essor avec près de 160 centres
- La force d'un regroupement

LE SENS DU SERVICE

- Des services mis à disposition : achats, comptabilité, marketing, informatique, formation continue, relations médicales, qualité, matériel audiométrique, développement, travaux...

Audioprothésiste,

que vous soyez salarié ou indépendant, si vous partagez le même sens de l'éthique et du service que nous, **contactez-nous.**

Si vous envisagez de céder votre affaire, nous avons des solutions à vous proposer.

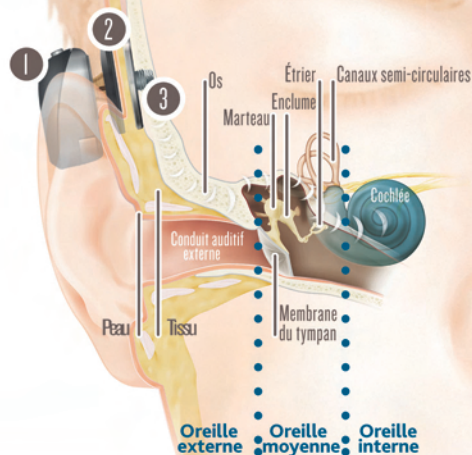
f Rejoignez-nous !
www.audilab.fr



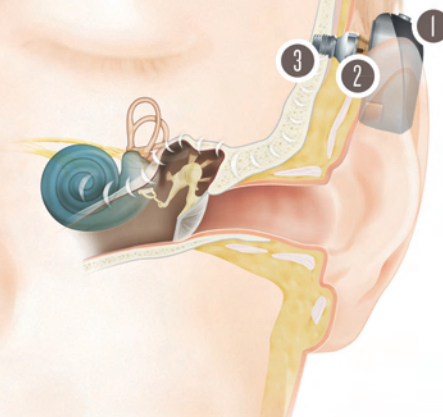
Contactez-nous en toute confidentialité
au 02 47 64 64 20 ou direction@audilab.fr

*Février 2017, Cete Audilab. *Source enquête satisfaction 2015 sur la base de 3488 fiches exploratoires

Système Baha® Attract



Système Baha® Connect



ENTENDRE PAR CONDUCTION OSSEUSE

avec le Système Cochlear™ Baha® 5

Fonctionnement du système Baha : Surdités de transmission, mixtes et SSD

Alors qu'une aide auditive fait en sorte d'amplifier le son à travers la zone endommagée de l'oreille, le système Cochlear™ Baha 5 utilise la conduction osseuse pour transmettre le son directement à l'oreille interne. Il existe aujourd'hui deux types de connexions entre l'implant et le processeur. Tous deux utilisent la technologie de Cochlear pour aider à entendre et à communiquer.

- 1 Le processeur capture les sons dans l'air.
- 2 Il les transforme en vibrations transmises à l'implant via le pilier ou la connexion magnétique.
- 3 L'implant transmet directement les vibrations à l'oreille interne, à travers l'os.



Processeur Baha 5



Processeur Baha 5 Power

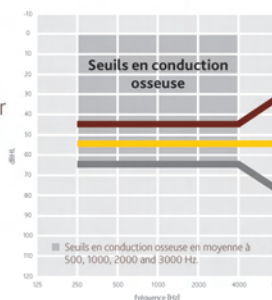


Processeur Baha 5 SuperPower

Petit. Intelligent. Puissant.

Parce que les besoins auditifs des patients sont uniques et peuvent parfois évoluer au fil du temps, ils auront besoin d'options pour aujourd'hui et pour le futur.

Le système Baha est un système en conduction osseuse qui propose trois processeurs, chacun d'entre eux étant conçu pour prendre en charge un niveau de perte auditive différent.



Processeur Baha 5
(jusqu'à 45 dB SNHL)



Processeur Baha 5 Power
(jusqu'à 55 dB SNHL)



Processeur Baha 5 SuperPower
(jusqu'à 65 dB SNHL)

Bluetooth®
Compatible with iPod, iPhone, iPad

www.cochlear.fr

FR201701-BAHA-PS-074 Pour les professionnels

Les processeurs Baha et dispositifs Wireless sont fabriqués par Cochlear BAS - Suède : Baha 5, Baha 5 Power, Baha 5 Super Power. Ces dispositifs médicaux sont des produits de santé réglementés qui portent, au titre de cette réglementation, le marquage CE.

Le processeur Baha 5 est fabriqué par Cochlear BAS - Suède. Il porte le marquage CE, organisme notifié CE 0413, Intertek. Baha 5 est un produit de santé de Classe IIa inscrit sur la LPP, sous le numéro 2372786.

Le processeur Baha 5 Power est en cours de remboursement. Indications : Surdités de transmission ou surdités mixtes pour lesquelles la chirurgie d'oreille moyenne ne peut être réalisée et l'appareillage traditionnel par voie aérienne ou osseuse est inefficace ou impossible (implantation unilatérale) ; surdités neurosensorielles unilatérales au moins sévères. Lire attentivement les instructions figurant dans le mode d'emploi ou sur l'étiquetage avant toute utilisation.

Fiches techniques et notices d'informations disponibles sur simple demande Cochlear France SAS | 135 Route de Saint Simon, CS 43574, 31035 TOULOUSE - RCS 479 373 151 Toulouse

Cochlear, Hear now. And always et le logo en forme d'ellipse sont des marques de commerce ou des marques déposées de Cochlear Limited. Baha est une marque déposée de Cochlear Bone Anchored Solutions AB. Bluetooth est une marque déposée de Bluetooth SIG, Inc. son utilisation par Cochlear est sous licence. iPhone, iPad et iPod touch sont des marques déposées de Apple Inc.

© Cochlear Bone Anchored Solutions AB 2016. Tous droits réservés D981395 JUL16 French translation

Hear now. And always



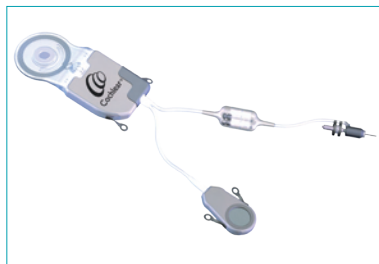


■ Cochlear Système Cochlear™ Carina® Invisible. Simple. Puissant.

Leader mondial des solutions auditives implantables, Cochlear a pour vocation d'offrir une meilleure audition aux personnes souffrant de perte auditive modérée à profonde. Plus de 450 000 personnes de tout âge à travers le monde ont été équipées d'une solution auditive Cochlear, ce qui leur permet de vivre pleinement et de renouer des liens avec leur famille, leurs amis et leur entourage.

Cochlear accompagne les patients tout au long de leur vie et leur donne accès aux nouvelles technologies. Pour assister les professionnels, Cochlear travaille en partenariat avec de grands réseaux cliniques, de recherche et d'assistance.

Le système Cochlear™ Carina® est une technologie de pointe qui présente de nombreux avantages.



- Simple : Le processeur étant placé sous la peau, le patient ne peut pas le perdre, l'oublier, le laisser tomber ou le mouiller.
- Invisible : La technologie de microphone entièrement implantable (TIM) permet aux patients d'entendre sans aucun appareil externe.
- Puissant : L'actuateur MicroDrive™ assure un transfert précis et fiable de la puissance.

Audition 100% invisible

La technologie de microphone entièrement implantable (TIM) de Cochlear et le traitement des signaux sous la peau libère les patients de la contrainte de porter un appareil externe.

Le Système Carina® permet aux patients d'entendre comme ils le souhaitent, 24 heures par jour, 7 jours par semaine, et ils ne peuvent pas le perdre, ni l'oublier, le laisser tomber ou le mouiller.

Technologie TIM

Le Système Carina est le seul implant d'oreille moyenne équipé d'un microphone entièrement implantable qui donne aux patients la liberté d'entendre sans aucun appareil externe.

Son clair et naturel

Le système de suppression du bruit du corps du TIM utilise une technologie de microphone double pour comparer les sons internes et externes.

La suppression des sons internes maximise le rapport signal/bruit et procure une expérience sonore naturelle.

Le Microphone I Capte la parole et les sons internes alors que la Microphone II capte les sons internes.

Sur la base des données fournies par les deux microphones, les sons internes sont supprimés du signal.

Rechargeable

La batterie rechargeable est puissante : une seule charge fournit aux patients jusqu'à 32 heures d'audition continue. Sa durée de vie est de 4000 charges, soit plus de 10 ans d'utilisation*.

Traitement interne des signaux

Le traitement des signaux du Système Carina se fait entièrement dans l'implant. Un questionnaire de Larsen de position assure un bon contrôle du Larsen en prenant en compte la position du microphone derrière l'oreille.

Performances et satisfaction des patients prouvées

Une plus grande satisfaction des patients

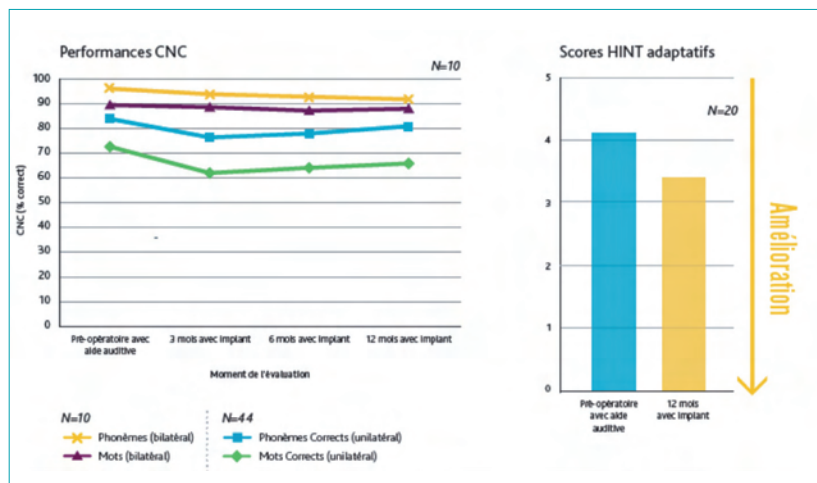
Le questionnaire APHAB (Abbreviated Profile of Hearing Aid Benefit) montre que les patients sont davantage satisfaits qu'avec l'aide auditive pré-opératoire dans différentes situations d'écoute.¹

Bonnes performances dans le calme

Des études cliniques indépendantes ne montrent aucune différence statistique entre les résultats de la compréhension de la parole dans le calme des patients porteurs d'une aide auditive préopératoire et les résultats à 12 mois avec le Système Carina.¹

... Et le bruit

Les résultats montrent que le Système Carina est aussi efficace que les aides auditives en termes de performances auditives dans le bruit.²





Puissance, stabilité et précision

À la différence d'autres implants d'oreille moyenne, l'implant Carina bénéficie d'un système MicroDrive fixe qui ancre l'actuateur sur l'os du crâne. Le système fournit la stabilité et la précision nécessaires pour fournir de manière fiable la puissance dont le patient a besoin.

Actuateur MicroDrive

Le système de fixation assure un transfert de puissance et une stabilité maximum.

Les microréglettes permettent un ajustement précis sur les osselets.



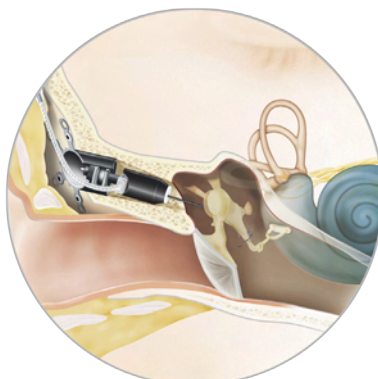
Un implant d'oreille moyenne puissant

Il est essentiel pour la performance auditive des patients atteints de perte auditive neurosensorielle ou de surdité mixte qu'ils puissent disposer d'une puissance suffisante. Il est important que le système implantable choisi puisse fournir de bons résultats auditifs maintenant et à long terme, pour faire face à la dégradation de leur audition.

Plage d'indications jusqu'à 85 dB SNHL

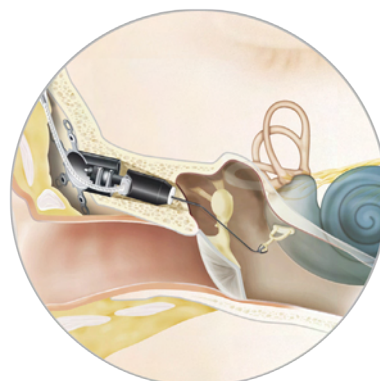
Le Système Carina est indiqué pour les patients atteints soit d'une perte auditive neurosensorielle, soit d'une surdité mixte. Il a une plage d'indications allant jusqu'à 85 dB SNHL. Différentes méthodes de couplage permettent d'obtenir les meilleurs résultats pour chaque patient.

POUR SNHL



Couplage à l'enclume

POUR MHL



Couplage à la tête de l'étrier

Processeur Button® en option

Le Système Carina peut être utilisé avec un processeur externe en option. Le processeur léger fournit aux patients une augmentation de gain et un contrôle du volume supplémentaires.

Références

1. Uhler K, Anderson MC, Jenkins HA. Long-Term Outcome Data in Patients following One Year's Use of a Fully Implantable Active Middle Ear Implant. *Audiol Neurotol*. 2016;21(2):105-12. Epub 2016 Apr 1.
2. Jenkins HA, Atkins JS, Horlbeck D, Hoffer ME, Balough B, Alexiades G, Garvis W. Otologics fully implantable hearing system: Phase I trial 1-year results. *Otol Neurotol*. 2008 Jun;29(4):534-41.
3. Debeaupre M, Decullier E, Tringali S, Devèze A, Mom T, Darrouzet V, Truy E. Evolution of the reliability of the fully implantable middle ear transducer over successive generations. *Otol Neurotol*. 2015 Apr;36(4):625-30.

XIV^e



Congrès de la Société Française D'Audiologie

29-30 septembre 2017

Cité Universitaire-Paris

Déficiences auditives

Neuro-développement cérébral:
de la conception de l'enfant
à la personne âgée

Société
Française
d'Audiologie

www.sfa2017.fr

www.sfaudiologie.fr

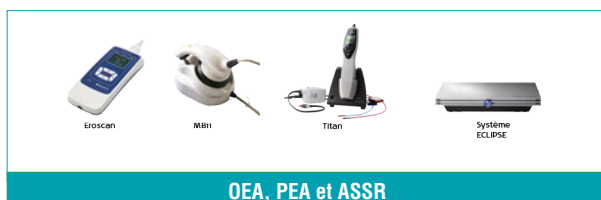


Interacoustics

Interacoustics

UNE GAMME COMPLÈTE - Des systèmes conçus pour répondre aux besoins de précision des professionnels

A l'occasion du congrès de l'UNSAF 2017, l'équipe Interacoustics vous propose de revenir sur la gamme complète de solutions diagnostics développées depuis 50 ans par la marque leader, pour accompagner ses partenaires dans chacun des domaines d'activité, du dépistage au diagnostic :



PARTENARIAT - Interacoustics, 1^{er} dans le Service au quotidien

Plaçant la relation client au cœur de ses priorités, la marque Interacoustics ne garantit pas uniquement la qualité, la précision et la fonctionnalité de ses équipements : son équipe d'experts hautement qualifiée vous accompagne au quotidien et assure une assistance plébiscitée par les professionnels français !

L'équipe Interacoustics est en mesure de vous offrir la meilleure assistance en :

Installation et certification

Garantie des équipements

Conseil et formation (médecins ORL, audioprothésistes, site web professionnel dédié : Interacoustics Academy) :

Les prochaines sessions de formations aux mesures in-vivo, avec initiation Framatrix auront lieu les :

Judi 23 Mars 2017 (session pré-UNSAF)

Lundi 24 Avril

Lundi 15 Mai

Lundi 19 Juin

Lundi 3 Juillet

Calibrage et mesures acoustiques

Consommables

Maintenance et réparation

50 ANS INTERACOUSTICS - Un anniversaire que nous souhaitons partager avec nos partenaires sur notre stand lors de l'UNSAF



A l'occasion des 50 ans de la marque, venez partager avec nous un moment convivial sur le stand Interacoustics (D4/E3) , **le samedi 25 mars de 12h30 à 13h30.**

Et pour vous remercier de nous faire confiance depuis si longtemps, venez découvrir **l'offre exceptionnelle** que nous vous réservons pour le renouvellement de votre chaîne de mesure !



MED-EL

MED-EL

Nouvelle antenne DL pour audio processeur SONNET



C'est officiel, l'antenne DL de MED-EL est désormais remboursée et inscrite sur la liste des produits et prestations remboursables (LPPR) prévue à l'article L. 165-1 du code de la sécurité sociale !

Cette antenne moderne et ultra plate est compatible avec l'audio processeur SONNET. Elle convient aux enfants grâce à son indicateur LED qui indique la bonne connexion entre l'implant et l'antenne. Idéal pour la surveillance par les parents !

« SONNET est le choix idéal pour les enfants et, avec la nouvelle antenne DL, les parents peuvent vérifier facilement que leur enfant est toujours connecté sur la meilleure audition possible » affirme Helmut Bosetti, Chef de produit chez MED-EL.

L'antenne DL est personnalisable en 12 coloris et existe également en version verrouillable (le câble d'antenne se verrouille à l'antenne). Plusieurs forces d'aimants sont proposées et sont facilement ajustables, pour offrir confort et performance à chaque utilisateur.

Cette antenne va de pair avec de nouveaux câbles d'antenne robustes et disponibles en plusieurs longueurs : 6,5cm, 9cm et 28cm.

Et toujours : batteries rechargeables pour SONNET - autonomie et légèreté

MED-EL propose deux types de batteries rechargeables pour audio processeur

SONNET, et propose ainsi aux utilisateurs une solution sans compromis entre autonomie, confort et discrétion.

La batterie « Standard » fournit une autonomie d'écoute d'environ 10h, pour une longueur totale du SONNET à 56.7 mm.



La batterie « Micro », très petite et discrète, confère au SONNET un poids de 8.1g, soit l'audio processeur le plus léger du marché ¹ pour une autonomie d'environ 7h.

Le boîtier de piles Zinc-Air SONNET peut également être utilisé pour une autonomie supérieure à 60 heures.

Le chargeur USB peut accueillir jusqu'à 4 batteries rechargeables en même temps.

Il existe 3 kits de batteries rechargeables : kit standard (3 batteries Standard), kit Micro (3 batteries Micro), kit mixte (2 batteries Standards et 2 batteries Micro).



Ces accessoires sont disponibles auprès du service après-vente ou du MED-EL Care Center de Paris

1. Cochlear implant comparison chart, 21 août 2016. Disponible sur : www.cochlearimplanthelp.com

À propos de MED-EL

Basé à Innsbruck, MED-EL Medical Electronics est fabricant de systèmes d'implants auditifs. La société familiale fait partie des pionniers du secteur. Les deux scientifiques autrichiens, le Dr Ingeborg et le Prof Erwin Hochmair, ont développé le premier implant cochléaire micro-électronique et multicanaux du monde en 1977. L'implant cochléaire était et continue à être le premier remplacement d'un sens humain : l'ouïe.

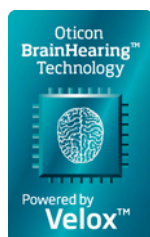
En 1990, ils ont posé les fondations pour la croissance réussie de la société quand ils ont embauché leurs premiers salariés. MED-EL emploie désormais plus de 1,600 personnes à travers le monde.

Aujourd'hui, MED-EL offre la plus large gamme de solutions implantables au monde, pour traiter les degrés variables de la surdité : systèmes d'implant cochléaire et d'implant d'oreille moyenne, système d'implant auditif EAS (Stimulation Electric Acoustic), implants du Tronc Cérébral ainsi que le premier implant actif à conduction osseuse au monde (le BONEBRIDGE). Dans une centaine de pays, des personnes peuvent bénéficier des produits MED-EL.

www.medel.com



— Oticon La Révolution Opn : plongez au cœur de 2 facteurs de succès de cette innovation !



**L'incroyable
plateforme
Velox :
une innovation
100% Oticon**

Une aide auditive dépend des puces de traitement numérique et de l'architecture de la plateforme utilisée. La puce définit la vitesse maximale, la précision, le type et le niveau de traitement disponible. Une plateforme d'aides auditives se compose d'un hardware, d'un micrologiciel (qui permet au logiciel de communiquer avec le hardware) et d'un logiciel intégré.

Le hardware est le composant physique où les circuits imprimés (CI) sont gravés sur une pièce en silicone. Les CI sont très compacts et se composent de plusieurs millions de transistors (la largeur de chaque fil conducteur d'un circuit peut être très fine). Sur la puce Velox, la gravure ne fait que 65 nm d'épaisseur et est disposée en neuf couches, soit un total de 64 000 000 transistors.

La plateforme Velox se compose de trois CI : un pour le traitement numérique des signaux (TNS), un pour le système radio TwinLink 2,4 GHz se connectant aux appareils externes (par exemple un smartphone), et un Front End.

Le système radio TwinLink Near-Field Magnetic Induction destiné à échanger des informations entre les aides auditives fait partie de la puce TNS et de Front End. La puce Front End fonctionne dans le domaine analogique, échantillonnant le signal entrant dans les microphones et surveillant le niveau de la pile.

L'ultra-rapide Network-on-Chip (NoC [Réseau sur puce]) est le système de communication transférant les données entre les composants. Sur ce réseau, tous les liens peuvent fonctionner simultanément sur différents paquets de données. Avec son traitement complexe, NoC offre une meilleure performance par rapport aux précédentes architectures de communication où des connexions étaient dédiées aux fils de transmission un à un ou aux bus segmentés. Le CI de TNS a 9 coeurs TNS : 7 pour le traitement sonore et 2 pour les traitements sans fil. La puce TNS traite l'amplification, la compression, les différents types de traitement de la parole en milieu bruyant, dans le traitement du bruit, la mise en forme spectrale, ainsi que la génération de sons internes (p. ex., jingle, sons d'avertissement et de notification).

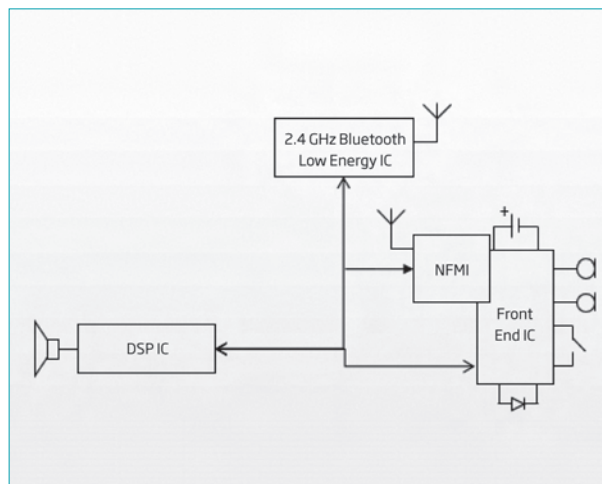


Figure 1 : Puce Velox avec trois CI et deux systèmes radio constituant le TwinLink

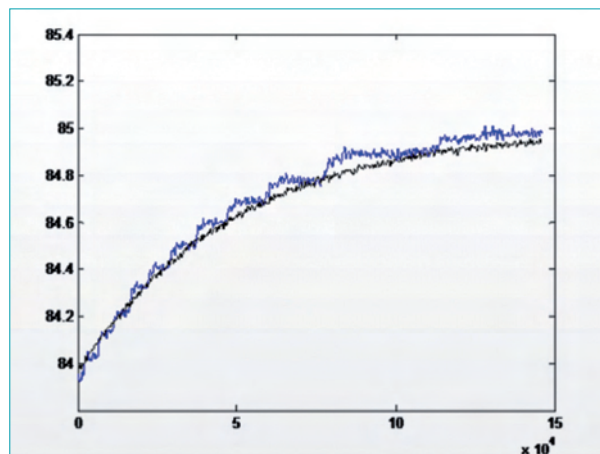
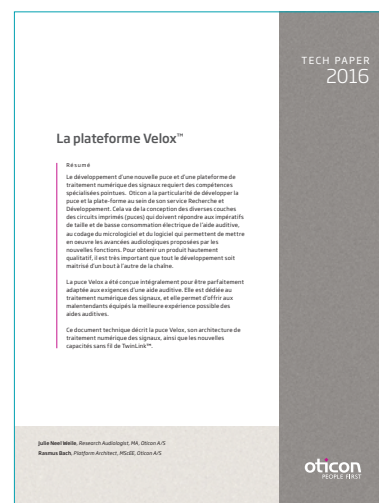


Figure 2 : Le traitement avec points à blocs flottants (en noir) permet une plus grande précision par rapport au traitement conventionnel par palier de 3/16 dB (en bleu)



La vitesse du traitement sur la puce est extrêmement élevée. Elle peut exécuter près de 500 millions d'instructions par seconde (MIPS), soit une programmabilité 50 fois supérieure à celle de la plateforme Inium Sense, et elle peut exécuter 1 200 millions d'opérations par seconde (MOPS). Les MIPS et MOPS permettent de mesurer le nombre d'instructions de traitement et/ou d'opérations pouvant être exécutées sur l'entrée.

Qu'est-ce qu'une instruction ?

Une aide auditive échantillonne généralement l'entrée à la vitesse de 20 kHz (20 000 fois par seconde). Dans un canal, un gain est appliqué au signal. Il faudrait donc 20 000 instructions par seconde, soit 0,02 MIPS. Open Sound Navigator™ utilise environ 3 MIPS en permanence. 500 MIPS permettent un traitement très avancé des signaux d'entrée.



500 MIPS équivalent à la puissance de traitement qui actionnait un processeur Intel Pentium Pro il n'y a pas si longtemps que cela. Cette valeur se trouve à présent dans une petite aide auditive alimentée par une pile 312 de 1,4 V.

La puce est totalement programmable et le micrologiciel peut être mis à jour, ce qui signifie que les nouveaux développements en audiologie peuvent être codés sur la puce sans avoir à changer les propriétés physiques de l'aide auditive.

Traitement

La plateforme Velox est une toute nouvelle plateforme de TNS qui révolutionne le marché. Elle est le fruit de plusieurs années de recherches et d'efforts techniques. Sur Velox, le est réalisé suivant le principe de points à blocs flottants. Cela signifie que la résolution est meilleure, permettant ainsi une manipulation plus précise d'une plage dynamique plus importante. 24 bits sont utilisés pour coder la plage dynamique avec le niveau de précision approprié. Avec Clear Dynamics, il est également possible de repousser la limite supérieure de la dynamique d'entrée jusqu'à 113 dB SPL.

Chaque microphone alimente des banques de filtres utilisés pour le traitement des signaux et constitués de 64 canaux, tandis que 16 canaux sont utilisés pour la fonction OpenSound Navigator™ et la prescription du gain. Ces 16 canaux ressemblent aux filtres auditifs de la cochlée, de ce fait, ils sont plus étroits dans les basses fréquences que dans les hautes fréquences. La gestion de l'adaptation dans notre logiciel de programmation suit ces mêmes 16 plages de fréquences.

Architecture : que se passe-t-il lors du traitement des sons ?

Le signal passe par deux microphones se trouvant sur l'aide auditive, par la bobine d'induction (T), via l'entrée audio directe (DAI) ou par une connexion sans fil (WL). Là, le contrôle de gain d'entrée adaptatif de Clear Dynamics règle le gain afin de préparer le signal pour le convertisseur A/D, et applique de nouveau toutes les réductions de gain après le convertisseur A/D, pour s'assurer qu'une plage dynamique plus importante est disponible pour un traitement ultérieur. Ainsi, l'intégralité de la plage d'entrée sonore comprise entre 5 et 113 dB SPL entre dans l'aide auditive en vue du traitement sans compression initiale inutile.

Chaque voie d'entrée (trois au total : deux microphones et une entrée AUX sur chaque aide auditive) est associée à sa propre banque de filtres à 64 canaux. Les trois banques de filtres sont en phase linéaire et avec le même délai de groupe, ce qui permet de conserver les différences interaurales de temps (DIT) des quatre microphones lors de l'adaptation d'une aide auditive binaurale. À partir de là, le signal continue à avancer le long de l'autre trajectoire des signaux. Les trois banques de filtres convertissent le signal sonore en 64 bandes de fréquences, toutes espacées d'une bande passante de 156,25 Hz. La conversion permet un traitement mathématique plus avancé.

L'étalonnage d'entrée en 64 bandes compense précisément l'acoustique de la tête et préserve la qualité sonore entre les styles. Il étalonne les sources microphoniques et les sources AUX séparément.

Ensuite, le signal est analysé et équilibré, et le bruit est atténué avec OpenSound Navigator (cf. le white paper sur OpenSound Navigator), et, en tant que partie intégrante d'OpenSound Navigator, Wind Noise Management est activé si nécessaire avant que les signaux des deux microphones ne soient combinés. Une fois les signaux des deux microphones combinés dans OpenSound Navigator, le gain peut être évalué et appliqué par la méthodologie DVO+ et par le Soft Speech Booster LX. Grâce à son approche de compression adaptative unique, elle permet également de déterminer la compression nécessaire sur l'entrée, appliquée par la suite par Speech Guard™ LX. Spatial Sound™ LX s'assure enfin que les différences de niveau entre les deux aides auditives sont conservées pour un meilleur équilibre binaural.

Les modules Maximum Power Output (MPO) et Gestionnaire des transitoires agissent comme des « dispositifs d'appui » en s'assurant que la sortie est confortable et se fait en toute sécurité. Pour ce faire, il faut s'assurer que l'amplification de sortie ne dépasse pas le MPO et que les bruits transitoires forts et soudains ont été suffisamment atténués pour le confort de l'utilisateur. Ainsi, l'intégralité du signal est traitée et les limitations de sortie sont uniquement dues à des problèmes audiométriques (perte auditive, niveaux d'intensité sonore inconfortables, etc.). Enfin, une sommation des banques de filtres (FBS, filter bank summation) a lieu lorsque les signaux provenant des 64 canaux de fréquence sont combinés et de nouveau transformés dans le domaine temporel et transmis à l'écouteur.

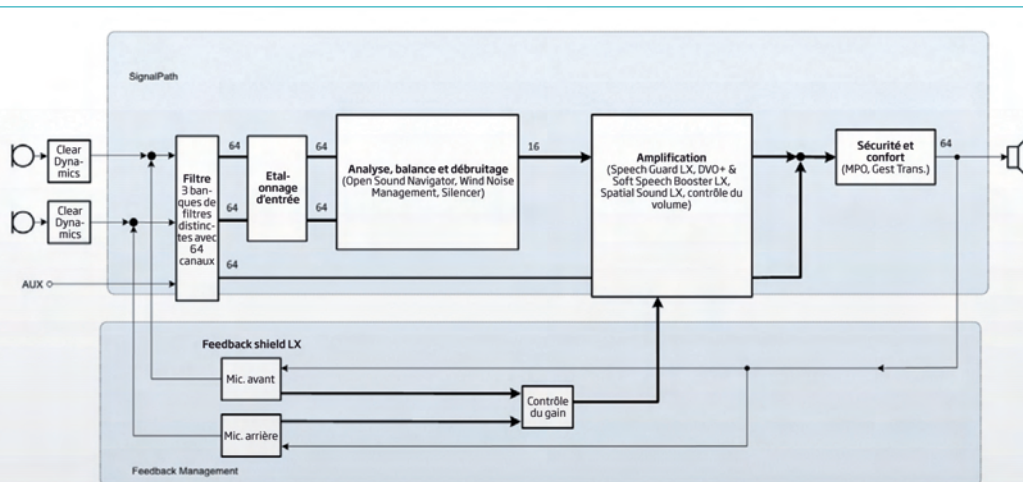


Figure 3 : Architecture de la plateforme Velox



Feedback shield LX est un sous-système permettant de contrer le Larsen acoustique entre le haut-parleur et les microphones, afin de prévenir les sifflements (cf. White paper sur Feedback shield LX).

TwinLink

TwinLink est la double technologie radio présente sur la plateforme Velox. Elle possède deux systèmes radio pour les différents besoins de communication sans fil des aides auditives. Les deux sont intégrés à la puce Velox.

Pour l'échange de données entre les aides auditives, TwinLink utilise l'induction magnétique en champ proche (Near-Field Magnetic Induction, NFMI). Cette induction est à très haut rendement énergétique et à très faible consommation électrique, et n'est pas absorbée par la tête. La vitesse d'échange des données est plus de quatre fois supérieure à celle de la plateforme Inium Sense. Elle passe de 5 à 21 fois par seconde. Le débit, à savoir le nombre de kbit par seconde, a également été amélioré et est plus de 200 % supérieur à celui d'Inium Sense. Il passe de 96 kbit/seconde à 320 kbit/seconde.

TwinLink alimente la fonction Spatial Sound LX sur l'aide auditive Oticon Opn. Cela est possible en faisant passer le nombre de systèmes de mesure de un à quatre. Cela fournit aux aides auditives des données plus précises sur le niveau d'entrée de chaque aide auditive, en utilisant les mesures faites dans chacun des canaux qui sont espacés de manière égale. Ceci est essentiel pour conserver les différences interaurales de niveau (ILD) qui sont essentielles à la localisation des sons dans l'espace. Cela signifie que les mises à jour sont rapides sur ces quatre bandes de fréquence et que la conservation des repères spatiaux est améliorée.

Les capacités sans fil de TwinLink 2,4 GHz permettent de connecter l'aide auditive directement à un grand nombre de dispositifs sans fil. La bande passante de 2,4 GHz est stable et maintient sa puissance sur de plus longues distances.

Malgré cela, lorsque sa performance est maximale, y compris la capacité de transmission, elle fonctionne avec une consommation stable de 1,8 mA maximum.

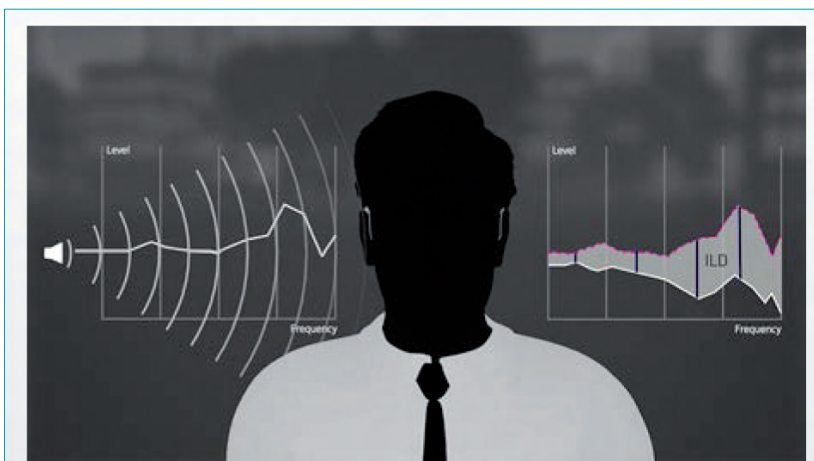


Figure 4 : Avec TwinLink, le nombre de systèmes de mesure du niveau passe à quatre pour une ILD plus précise

Avantages de Velox

Traitement plus rapide, plus précis et plus puissant.

Plus grande précision de l'estimation du gain et meilleure gestion du bruit du hardware (24 bits) avec une multiplication par 50 de la programmabilité.

Introduction de la technologie de pointe OpenSound Navigator

OpenSound Navigator permet d'utiliser de manière totalement nouvelle les systèmes d'aide et les éléments automatiques afin de réduire la charge cognitive et de faciliter le traitement cognitif, en cas de conversation dans des environnements bruyants ou d'interlocuteurs multiples. Pour qu'il soit efficace, qu'il s'adapte rapidement et qu'il soit totalement transparent, une plateforme puissante très avancée est nécessaire.

Capacité binaurale totale

L'engagement d'Oticon à améliorer l'audition binaurale comme composant naturel de BrainHearing™ est maintenu. La plateforme sécurise la compression binaurale pour la conservation exacte des différences d'intensité interaurale tels que fournis par Spatial Sound LX.

Différences interaurales de temps intactes

Le traitement des banques de filtres en phase linéaire, avec un délai de groupe constant, conserve les différences de temps survenant de chaque côté de la tête, et empêche leur altération par le traitement des signaux pour un rythme naturel en sortie.

Capacités sans fil intégrées polyvalentes

Circuits intégrés pour les systèmes radio dédiés avec une induction magnétique en champ proche, pour une communication entre les deux oreilles et Bluetooth basse énergie à 2,4 GHz, pour la communication avec des dispositifs externes. Combinaison du meilleur pour une consommation électrique faible et des connexions fiables

Les infinies possibilités de connexion d'Opn !

Oticon Opn représente un tournant majeur dans le monde des aides auditives. Grâce à une plateforme 50 fois plus rapide que ce qui se faisait jusque-là, Oticon apporte une vraie révolution dans de nombreux domaines, et notamment dans **la connectivité**.

Cette avancée majeure réside dans sa capacité à **se connecter sans fil et via internet à un très grand nombre d'objets connectés**. Or, savez-vous que d'après les études de marché, d'ici 4 ans les foyers français seront équipés en moyenne de 30 objets connectés ? Oticon **Opn est déjà prêt pour intégrer la maison de demain**.

Aujourd'hui ces aides auditives Oticon Opn sont déjà capables par exemple de prévenir par un message sur un portable que les piles sont à changer. Ceci est très utile dans le cadre d'appareillage d'enfant ou de personnes dépendantes. On peut aussi recevoir directement dans les aides auditives et quel que soit l'endroit où l'on se trouve une alerte pour nous prévenir que quelqu'un vient de sonner à la porte ou que le rôti est cuit. On peut également



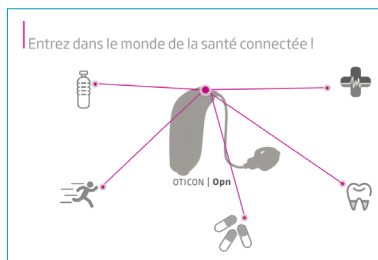
par un simple appui sur le bouton de l'aide auditive, démarrer son téléviseur connecté et recevoir directement dans ses appareils le son de la télévision.

Voici quelques exemples mais il existe beaucoup d'autres possibilités, par exemple dans le domaine de l'e-santé.

En effet, Internet offre des perspectives illimitées permettant aux aides auditives Oticon Opn de devenir un véritable outil de pilotage de votre santé. Opn et IFTTT permettent de connecter des dizaines d'applications mobiles et d'ainsi automatiser des requêtes. On peut imaginer que vos performances sportives, enregistrées par votre montre connectée, vous soient directement annoncées dans vos aides auditives. Ces dernières peuvent aussi vous confirmer que vos statistiques cardiaques ont bien été envoyées à votre médecin par mail. Imaginez que vos aides auditives vous préviennent lorsque qu'il est temps de tester votre insuline ou de prendre votre traitement...

Les applications santé de ce genre d'objets connectés sont nombreuses et peuvent permettre aussi de rassurer les

proches de l'utilisateur en leur donnant accès à certaines données à distance. Prendre soin de soi et de sa santé rime désormais avec modernité et connectivité !



En téléchargeant l'application Oticon ON, les utilisateurs peuvent contrôler leurs aides auditives Oticon Opn à l'aide de leur téléphone mobile et interagir avec d'autres appareils connectés à Internet grâce à la communauté If This Then That (IFTTT.com). IFTTT est un réseau qui réunit tous les produits et services connectés à Internet pour les interconnecter entre eux. Ainsi, l'utilisateur peut créer des « applets », ou recette en français, pour automatiser certains comportements.

NOUVEAU ! le congrès des audioprothésistes sera l'occasion de découvrir tous les secrets de cette aide auditive ultra-connectée... et bien plus encore !

A l'occasion du prochain congrès des Audioprothésistes, Oticon vous propose une immersion totale dans ces technologies de rupture !

A découvrir en « guest star » les applications qui ouvrent la voie vers l'e-santé avec une animation pratico-ludique autour de l'Internet des Objets et IFTTT.

Mais également, plein d'autres surprises vous attendent comme des démonstrations sonores à découvrir...

RDV vite sur le stand n°D4/E3.

Pour en savoir plus :

www.myoticon.fr

www.catalogueoticon.fr





PHONAK life is on

Phonak

Reconnaissance vocale améliorée en réunion grâce au Roger Table Mic™



Les appareils d'assistance à l'écoute aident les personnes souffrant de perte auditive à mieux appréhender les situations d'écoute difficiles qu'elles rencontrent au quotidien. Le Roger Table Mic de Phonak fournit une meilleure reconnaissance vocale lors des réunions. L'utilisation du Roger Table Mic en réunion et les avantages qu'il procure ont été testés lors d'une étude de recherche menée à l'Ear Institute de Pretoria en Afrique du sud. Lorsque les performances des aides auditives seules sont comparées aux performances du Roger Table Mic et des récepteurs Roger associés aux aides auditives, les résultats de l'étude démontrent des améliorations significatives de la reconnaissance vocale à une distance de 3 à 4,5 mètres. La majorité des participants ont rapporté faire moins d'effort auditif et ont évalué la qualité sonore du système Roger comme bonne.

Introduction

Pour communiquer de manière efficace dans des situations auditives complexes, les personnes souffrant de perte auditive ont besoin d'un rapport signal sur bruit (S/B) plus favorable que les personnes à l'audition normale. La recherche a indiqué que les personnes souffrant de perte auditive sévère à profonde ont besoin d'un S/B de 15-25 dB pour atteindre le même niveau de compréhension qu'une personne normo-entendante (Baquis, 2014). Les appareils d'amplification sonore, tels que les aides auditives ou les implants cochléaires permettent aux personnes souffrant de perte auditive d'entendre la parole et de mieux la comprendre. Il existe cependant des situations dans lesquelles l'utilisation d'un appareil personnel d'amplification n'est pas suffisante pour

maintenir la compréhension vocale. Historiquement, les systèmes analogiques FM et les microphones sans fil ont contribué à améliorer l'intelligibilité vocale dans des situations impliquant de la parole à distance et du bruit ambiant. Aujourd'hui, les microphones sans fil utilisent la bande 2,4 GHz et peuvent être utilisés en association avec des aides auditives. Des microphones supplémentaires peuvent aider les personnes à mieux communiquer dans des situations du quotidien et à acquérir une plus grande confiance en leurs capacités de communication (Johnson & Seaton, 2011).

Les dispositifs d'aide à l'audition (DAA) assistent les personnes souffrant de perte auditive en réduisant le bruit ambiant, en diminuant les effets de la distance entre le locuteur et l'auditeur et en réduisant les effets négatifs associés à la réverbération (Johnson & Seaton, 2011). Les derniers DAA développés par Phonak font appel au nouveau standard de technologie sans fil, Roger. Roger est une technologie de transmission numérique adaptative sans fil fonctionnant sur la bande 2,4 GHz. Roger permet une diffusion audio à faible retard et de large bande vers des récepteurs miniatures de faible puissance ou un récepteur avec collier inductif, pouvant être connectés aux aides auditives ou aux implants cochléaires. Roger fait appel à des algorithmes avancés adaptables en fonction des différents niveaux de bruits

afin d'améliorer l'écoute dans le bruit. Lors d'une étude menée par le Dr. Linda Thibodeau, les participants souffrant de perte auditive ont montré une meilleure reconnaissance vocale en conditions cliniques et en conditions réelles lorsqu'ils utilisaient la technologie numérique adaptative (Roger) que lorsqu'ils utilisaient d'autres technologies sans fil. Les notes subjectives ont montré que la majorité des participants préféraient utiliser une technologie numérique adaptative. L'avantage le plus significatif a été obtenu lorsque les niveaux de bruit les plus élevés ont été utilisés (Thibodeau, 2014).

Le microphone-émetteur le plus récent de la gamme Roger s'appelle Roger Table Mic. Roger Table Mic est un microphone conçu pour les adultes en activité ayant une perte auditive et participant à de petites ou grandes réunions. Pour les très grandes réunions, il est possible d'utiliser plusieurs Roger Table Mic. Le Roger Table Mic est conçu pour fournir une meilleure reconnaissance vocale dans des environnements d'écoute complexes, y compris les environnements d'écoute à distance et dans des salles où l'acoustique n'est pas optimale. L'utilisation du Roger Table Mic en réunion et les avantages qu'il procure aux personnes souffrant de perte auditive ont été testés lors d'une étude de recherche menée à l'Ear Institute de Pretoria en Afrique du sud.

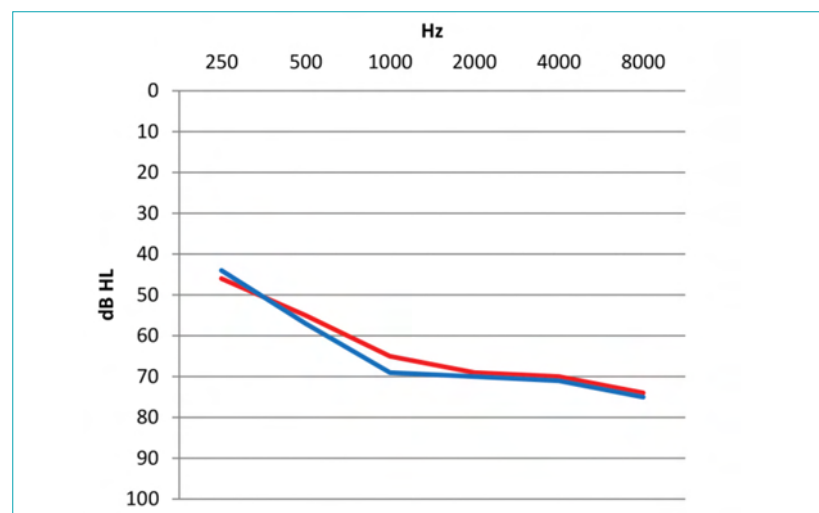


Figure 1 : Audiogramme tonal en conduction aérienne moyen des participants

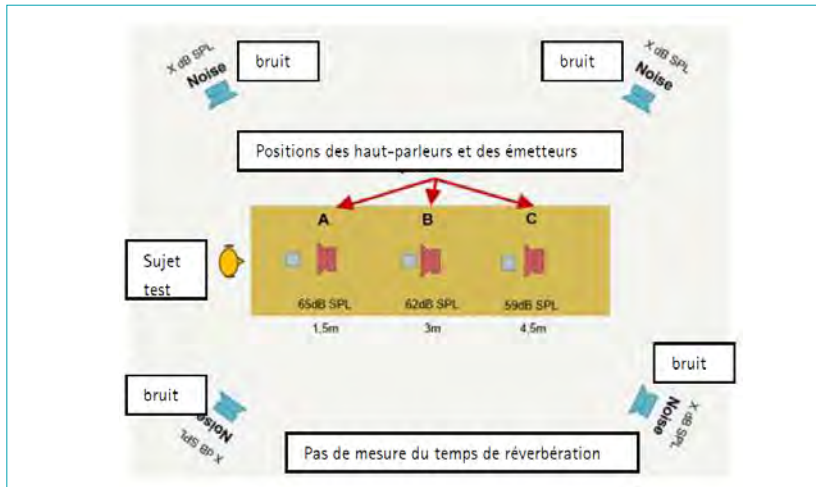


Figure 2 : Les haut-parleurs placés sur la table étaient à 80cm du sol et les haut-parleurs placés à chaque angle étaient à 110cm du sol

Méthodologie

Participants

Dix-huit utilisateurs d'aide auditive, 10 femmes et 8 hommes, âgés de 28 à 66 ans (55 ans de moyenne d'âge) ont participé à l'étude. Le degré de perte auditive des participants allait de moyen à profond. Parmi les participants, seize souffraient de perte auditive neurosensorielle bilatérale et deux souffraient de perte auditive neurosensorielle sur une oreille et d'une perte auditive mixte sur l'autre. Le seuil tonal moyen des participants est montré dans la figure 1.

Tous les participants portaient deux aides auditives Phonak de différents niveaux technologiques, adaptées à l'aide de la vérification. Toutes les aides auditives étaient compatibles avec la technologie sans fil Roger, soit avec l'utilisation de récepteurs intégrés au design ou d'un récepteur universel et d'un ComPilot. Un programme supplémentaire a été ajouté aux paramètres des appareils auditifs afin de permettre l'utilisation du système Roger. Le réglage par défaut, tel que prescrit par le logiciel d'appareillage, a été sélectionné et utilisé pendant la phase de test.

Configuration du test

Les tests ont été menés dans une salle utilisée pour des réunions professionnelles. La salle mesurait environ 30 mètres carré. Dans la salle se trouvaient une table de réunion et cinq haut-parleurs. Les participants étaient installés d'un côté du bureau. Un haut-parleur, par lequel le premier signal vocal a été transmis était

placé en face des participants (à 0 degré). Les tests ont été menés avec le haut-parleur placé à environ 1,5, 3 et 4,5 mètres des participants. Le niveau de parole est resté le même pendant tout le test. Quatre haut-parleurs, par lesquels était transmis du bruit blanc, étaient placés à chaque coin de la salle. Les haut-parleurs étaient éloignés des sujets afin de fournir un champ sonore diffus. Le niveau de bruit était ajusté en fonction du protocole de test. La figure 2 présente la configuration du test. Elle montre également le niveau de parole mesuré au niveau de l'oreille du sujet du test aux différents emplacements des haut-parleurs.

Protocole de test

Les scores de reconnaissance vocale (% de mots corrects) ont été déterminés à l'aide du test Hearing-In-Noise-Test (Test d'audition dans le bruit) (Nilsson, Soli, & Sullivan, 1994). Ces scores ont été déter-

minés dans deux conditions d'écoute : l'une avec les aides auditives uniquement et l'autre avec les aides auditives connectées au Roger Table Mic et aux récepteurs Roger. La première partie du test (Phase 1) s'est déroulée avec les aides auditives uniquement. Le rapport signal sur bruit (RS/B) auquel le participant était en mesure d'obtenir un score de reconnaissance vocale de 50 % a été déterminé par le haut-parleur le plus proche (1,5 m) du participant. Le RS/B a été déterminé en maintenant le signal vocal à 65 dB SPL et en ajustant les niveaux de bruit des quatre autres haut-parleurs. Une fois que le RS/B auquel le participant obtient 50 % de reconnaissance vocale a été déterminé, le test a été répété avec le haut-parleur placé à 3 et 4,5 mètres du sujet.

Les mêmes niveaux de bruit que ceux déterminés par la première position (1,5 m) ont été utilisés. À l'issue de ce test, la deuxième partie du test a été menée (Phase 2) avec les aides auditives connectées au Roger Table Mic et aux récepteurs Roger. Les scores de reconnaissance vocale ont été calculés aux différentes positions des haut-parleurs (à 1,5, 3 et 4,5 mètres) à l'aide du même RS/B que celui utilisé pour la première phase du test. Pendant chaque test, l'émetteur du microphone était placé entre le participant et le haut-parleur, à 75 cm du haut-parleur.

Échelle de notation de l'effort auditif (Phase 1)				
1. Très difficile	2. Difficile	3. Neutre	4. Facile	5. Très facile
Échelle de notation de l'effort auditif (Phase 2)				
1. Très difficile	2. Difficile	3. Neutre	4. Facile	5. Très facile
Qualité sonore du Roger Table Mic et des récepteurs Roger				
1. Très faible	2. Faible	3. Neutre	4. Bonne	5. Très bonne

Figure 3 : Échelles de notation utilisées dans le cadre de la mesure subjective

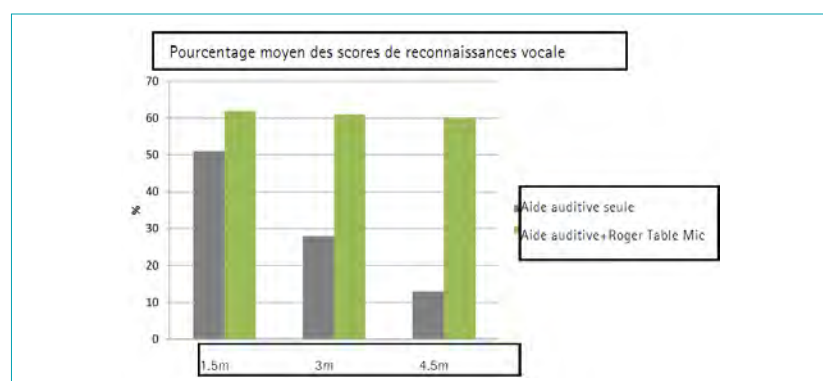


Figure 4 : Reconnaissance vocale correcte moyenne obtenue pendant les tests avec les phrases HINT (N=18)

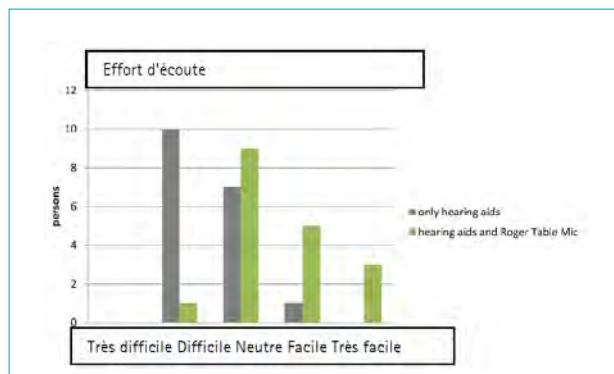


Figure 5 : Réponses des participants concernant l'effort auditif associé aux Phases 1 et 2 des tests (N=18)

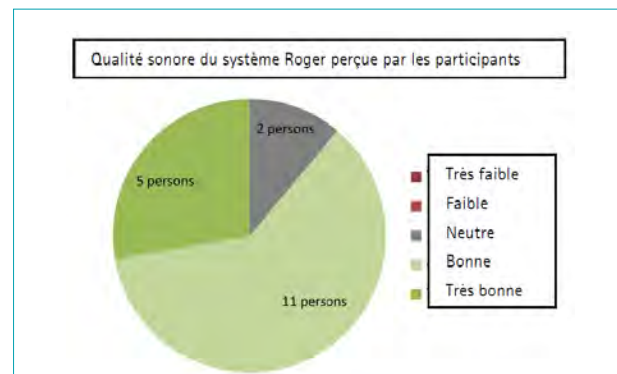


Figure 6 : Réponses des participants relatives à la qualité sonore du système Roger pendant la Phase 2 du test (N=18)

En plus du protocole de test, une mesure subjective était effectuée. On a demandé aux participants de commenter l'effort auditif nécessaire pour obtenir une reconnaissance vocale correcte, ainsi que la qualité sonore du système Roger. L'effort auditif a été déterminé à l'aide d'une échelle de notation. La figure 3 montre l'échelle de notation utilisée pendant les Phases 1 et 2, ainsi que l'échelle de notation utilisée pour évaluer la qualité sonore du système Roger.

Résultats

Au cours de la Phase 1, le test a été effectué avec les aides auditives uniquement. Le test de la Phase 2 a été effectué avec les aides auditives connectées au Roger Table Mic et aux récepteurs Roger. La Figure 4 présente les scores moyens de reconnaissance vocale obtenus par les participants dans les différentes conditions des tests. Les résultats indiquent une amélioration significative des résultats de reconnaissance vocale lorsque le Roger Table Mic et les récepteurs Roger étaient utilisés avec les aides auditives.

Les mesures subjectives relatives à l'effort auditif associé aux Phases 1 et 2 des tests ont été recueillies. La Figure 5 présente les réponses des participants aux différentes conditions d'écoute. Les réponses subjectives des participants sont en accord avec l'amélioration des scores de reconnaissance vocale obtenus pendant les phases de test.

Les mesures subjectives relatives à la qualité sonore du système Roger associé à la Phase 2 du test ont également été recueillies. La Figure 6 illustre les réponses des participants. Les réponses subjectives des participants sont en accord avec l'amélioration des scores de reconnaissance vocale obtenus pendant les phases de test.

Conclusion

Lorsque les performances des aides auditives seules ont été comparées aux performances du Roger Table Mic et des récepteurs Roger associés aux aides auditives, les résultats de l'étude ont démontré des améliorations significatives ($p < 0,005$) de la reconnaissance vocale des partici-

pants à une distance de 3 à 4,5 mètres. Les améliorations n'ont pas été observées seulement au sein de l'environnement clinique de test mais elles ont été vécues également par les participants, comme le témoignent les échelles de notation subjective. La majorité des participants ont rapporté faire moins d'effort auditif et ont évalué la qualité sonore du système Roger comme bonne.

Plus d'informations sur
www.phonakpro.fr/etudes :

-Phonak Field Study News | Reconnaissance vocale améliorée en réunion grâce au Roger Table Mic (Juillet 2016)



Lorsque vous appréciez
d'entendre pendant 24h*
avec une seule charge,
la vie s'exprime



Lancement de l'aide auditive rechargeable Phonak Bolero™ B-PR



L'aide auditive au chargement le plus rapide jamais créée • Technologie de batterie lithium-ion de pointe • Plus de souci avec les piles jetables • Chargez l'appareil en déplacement • Des performances auditives supérieures grâce à AutoSense OS™ • Résistant à l'eau et à la poussière

Ainsi, vous entendez parfaitement... partout où la vie vous entraîne.

www.phonakpro.fr

*Résultats attendus à pleine charge et avec une durée maximale de 80 minutes de diffusion sans fil.
Rendez-vous sur le site www.phonakpro.fr/etudes

Une marque Sonova



PHONAK
life is on



■ Signia - Solutions Auditives Siemens

Thérapie d'Inhibition Latérale Nouvelle thérapie anti-acouphènes

Introduction

De nombreux patients ayant une perte auditive souffrent également d'acouphènes, et diverses thérapies sont utilisées pour réduire les symptômes et soulager les patients. Bien qu'il y ait plusieurs manifestations possibles d'acouphène, l'une des plus fréquentes est l'acouphène tonal c'est-à-dire pouvant être assimilé à un ou plusieurs sons purs.

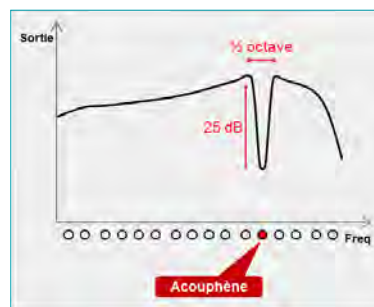
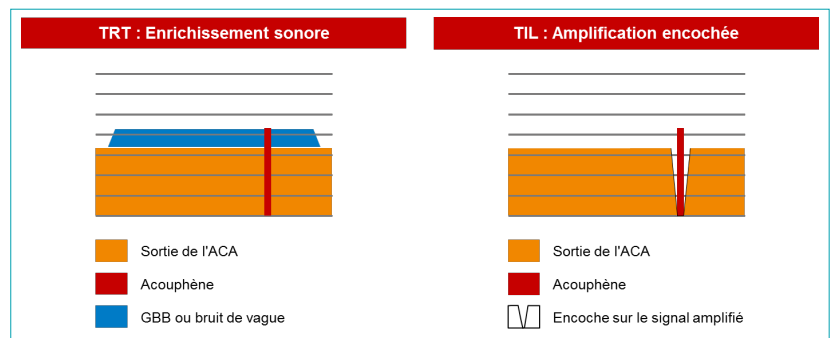
Pour ces types d'acouphènes subjectifs, la recherche scientifique des dernières années a montré qu'une stimulation acoustique encochée à la fréquence de l'acouphène pouvait être une thérapie très efficace.^{1,2} Signia - Solutions Auditives Siemens propose cette innovation mondiale en avant première !

Principe

La mise en œuvre de la Thérapie d'Inhibition Latérale, ou TIL, disponible pour les aides auditives à partir de la génération primax, se fait en appliquant une encoche étroite sur la courbe de réponse de l'appareil. Cette encoche de 25 dB de profondeur et d'une demi-octave de largeur est positionnée sur la fréquence de l'acouphène et crée une forte augmentation du contraste dans l'activité des neurones de cette zone. Ce fort contraste provoque un effondrement de l'activité des neurones responsables de l'acouphène par un phénomène appelé Inhibition Latérale.

Illustration

1. Pantev, C., Okamoto, H., & Teismann, H. (2012). Music-induced cortical plasticity and lateral inhibition in the human auditory cortex as foundations for tonal Tinnitus treatment. *Frontiers in Systems Neuroscience*, 6. DOI: 10.3389/fnsys.2012.00050.
2. Strauss, D., Corona-Strauss, F., Seidler, H., Haab, L., & Hannemann, R. (2016). Notched environmental sounds: A new hearing aid-supported tinnitus treatment evaluated in 20 patients. *Clinical Otolaryngology*. DOI: 10.1111/coa.12575.



Bénéfice

Cette Thérapie d'Inhibition Latérale (TIL) apporte au patient une réduction de la perception de l'acouphène, voire une suppression totale ou partielle, permanente ou non. La recherche récente sur cette thérapie montre que cette approche est particulièrement bénéfique pour les patients souffrant d'acouphènes sévères.³

Durée

Pour une efficacité maximale, il est recommandé d'utiliser cette nouvelle thérapie sur tous les programmes d'écoute afin que le patient en bénéficie toute la journée. Bien que certains patients aient eu des améliorations notables dès 3 semaines de port, il est plus commun d'obtenir des bénéfices significatifs au bout de 6 semaines à 3 mois.

Candidature

Les patients candidats à la TIL devront avoir un acouphène tonal ou en bande étroite (sifflements, sonneries ou bourdonnements) et une perte appareillable avec un gain d'au moins

3. Haab, L., Lehser, C., Corona-Strauss, F., Bernarding, C., Seidler, H., Strauss, D., Hannemann, R. (2016). Six-Month Evaluation of a Hearing Aid Supported Tinnitus Treatment Using Notched Environmental Sounds. In submission.

10 dB au bord inférieur de l'encoche. La TIL et la TRT étant basées sur des paradigmes opposés, elles ne peuvent être proposées en même temps au patient. Si le patient est candidat à la TIL, l'essayer de prime abord et si les résultats à 3 mois ne sont pas convaincants, basculer sur une prise en charge par TRT. Dans ce cas, une variété de signaux de thérapie, stationnaires ou modulés, est disponible dans les aides auditives primax.

Utilisation sous Connexx

Ouvrez l'onglet Amplification encochée dans la page Acouphène de Connexx. L'adaptation de la thérapie TIL se fait en trois étapes : la recherche de la fréquence de l'acouphène, puis le test de confusion d'octave et enfin l'activation de l'encoche.

1. Recherche de la fréquence de l'acouphène

Cette recherche se fait par la méthode de comparaison, soit de façon guidée par paires soit de façon manuelle. Nous conseillons la méthode guidée, plus rapide. Cependant si la fréquence de l'acouphène est déjà connue, il est aussi possible de l'entrer manuellement.

Recherche guidée

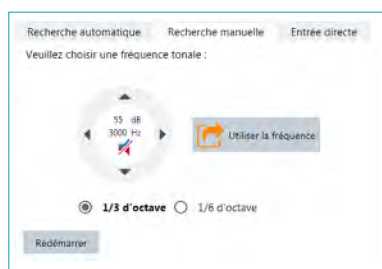
The screenshot shows the 'Recherche guidée' (guided search) interface. It has three tabs: 'Recherche automatique' (selected), 'Recherche manuelle', and 'Entrée directe'. A message states: 'Veuillez vous assurer que l'acouphène perçu possède un caractère tonal. Cette fonctionnalité a été spécialement conçue pour les acouphènes tonaux.' Below this, instructions say: 'Appuyez et maintenez enfoncé le bouton pour jouer les sons A et B et sélectionner le son le plus proche de votre acouphène.' The interface shows 'Etape 1' with two frequency options: 'Tonalité A (85 / 55 dB HL, 3000 Hz)' and 'Tonalité B (78 / 65 dB HL, 3667 Hz)'. Each option has a 'Sélectionner' button. At the bottom, there is a 'Redémarrer' button and a volume slider.

La recherche guidée est le choix par défaut. Fréquences et intensités de la première paire de sons sont sélectionnées automatiquement par le pré-réglage en



fonction de la perte auditive. Par défaut le son est envoyé en binaural quand la perte est binaurale, mais vous pouvez choisir une oreille. Faites écouter les deux sons et sélectionnez le plus proche de l'acouphène. La paire suivante est automatiquement proposée. Après quelques itérations, la fréquence de l'acouphène tonal est automatiquement sélectionnée.

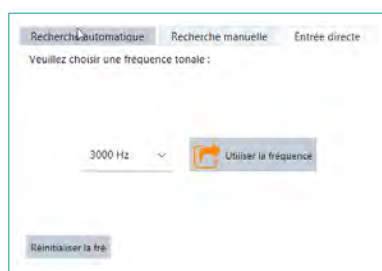
Recherche manuelle



Avec la recherche manuelle vous avez la possibilité de choisir la fréquence du son que vous ferez comparer par le patient à la fréquence de son acouphène. Ainsi de proche en proche vous pourrez déterminer facilement la fréquence de l'acouphène. Vous pouvez choisir une précision fréquentielle au tiers ou au sixième d'octave.

Une fois la fréquence déterminée, cliquez sur le bouton Utiliser la fréquence.

Entrée directe



Si vous avez déjà déterminé la fréquence de l'acouphène par une acouphénométrie, vous pourrez sélectionner la valeur directement avec une précision du sixième d'octave. Une fois la fréquence choisie, cliquez sur le bouton Utiliser la fréquence.

2. Test de confusion d'octave

Quand a été sélectionnée la fréquence de l'acouphène tonal, il faut vérifier qu'il n'y ait pas eu de confusion d'octave.

En effet il n'est pas rare, sauf chez les musiciens, qu'un son à une fréquence soit confondu avec un autre son d'une fréquence supérieure ou inférieure d'une octave. Faites entendre au patient les différents sons pour lui faire confirmer son choix.



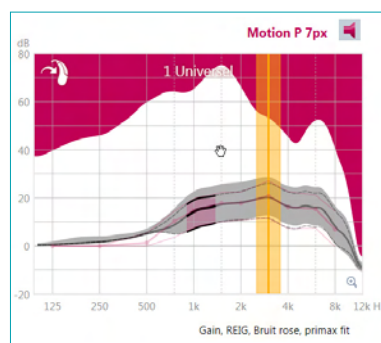
3. Activation de l'encoche



Quand la fréquence de l'acouphène a été confirmée, vous pouvez cocher les cases pour activer l'encoche sur les programmes disponibles. Cochez toutes les cases des programmes microphoniques pour que le patient puisse bénéficier de sa thérapie d'inhibition latérale tout au long de la journée.

La TIL n'est pas disponible pour les programmes bobine, entrée audio et CROS/BICROS.

Visualisation de la TIL



Quand une encoche est appliquée dans un programme d'écoute vous pouvez visualiser cette activation dans l'affichage des courbes. Un surlignage jaune est apposé à la fréquence de l'encoche sur les courbes de gain et de niveau de sortie.



Mieux entendre. Mieux vivre.

■ Starkey fait le plein d'énergie dès le printemps, grâce à sa solution rechargeable

Lors du congrès professionnel UNSAF des 24, 25 et 26 mars, Starkey aura le plaisir de présenter en avant-première sa solution rechargeable RIC 312 Muse, ses nouveaux RIC 312 Muse et Halo 2 disponibles dès le 4 avril prochain.



L'arrivée de nouveaux modèles d'aides auditives s'accompagne d'évolutions technologiques sur notre plateforme Synergy, pour tous les produits Muse, Halo 2 et SoundLens Synergy, lancés au printemps dernier. Ces évolutions portent principalement sur notre système d'exploitation Acuity OS 2 garantissant audibilité et compréhension de la parole dans la majorité des environnements. Cela comprend l'intégration de deux nouvelles fonctionnalités dont **Intelligence Interactive**, qui grâce à sa capacité de calcul cinq fois plus rapide, s'adapte rapidement et en permanence aux changements d'environnements lors des conversations, permettant aux utilisateurs de passer d'ambiance d'écoute à une autre, sans effort ni sans perdre un mot. Acuity OS 2 inclut également un **nouveau protocole d'adaptation** optimisé, conçu pour accroître la satisfaction des utilisateurs et optimiser les paramètres de gain initiaux. Il permet une adaptation plus personnalisée, plus efficace et plus rapide. Le temps consacré à l'adaptation est réduit pour privilégier le conseil.

Autre nouveauté, la **rétrocompatibilité du firmware avec les précédentes aides auditives**. La mise à niveau d'Acuity OS 2 sera disponible sur tous les produits Muse et Halo 2 actuellement utilisés par les patients.

Le tout nouveau RIC 312 Muse en version rechargeable

Pour répondre aux besoins des patients exprimés dans une étude récente ZPower: <https://zpowerbattery.com/>, il apparaît qu'une des fonctions les plus demandées pour les aides auditives est la possibilité de recharger les piles. C'est pourquoi Starkey propose désormais sa solution rechargeable dans le petit micro RIC 312 Muse lancé au printemps dernier. Grâce à la technologie développée par la société américaine ZPower, le temps de charge complet n'est que de 4 heures et offre une autonomie maximale de près de 30h. La batterie ZPower® est conçue pour plus de 400 cycles de charge et est respectueuse de l'environnement : à base d'eau, elle est non inflammable, entièrement recyclable et sans danger en cas d'ingestion par un animal de compagnie par exemple !



Supprimer la manipulation des piles a une valeur incommensurable pour le patient qui a des problèmes de dextérité. Avec la solution Muse rechargeable, l'utilisateur peut se concentrer sur ses activités toute la journée, sans se soucier de l'état de ses piles.

Le nouveau RIC 312 Muse

Le RIC 312 Muse est doté de toutes les fonctions avancées de la technologie sans-fil 900sync et est compatible avec les accessoires de connectivité SurfLink. Il se décline dans tous les niveaux technologiques avec notre nouvelle génération de design élégant.

Autre nouveauté, il s'adapte avec les câbles écouteur coudés plus courts et l'embout dôme «Comfort bud» dernière génération, garantissant des résultats stables en matière de confort, d'acoustique et de maintien. Ces nouveaux écouteurs sont disponibles pour des gains de 50 dB et 60 dB. Il est équipé d'un bouton-

poussoir à bascule de type «Rocker-switch» pour un réglage aisé du volume et des programmes.

Le nouveau RIC 312 Halo 2

C'est la plus petite solution auditive «made for iPhone», au design épuré et élégant. Il est doté de toutes les fonctions avancées de la technologie sans-fil 2.4 GHz et permettra à ses utilisateurs de bénéficier de la mise à jour de l'application TruLink 4.0.

La dernière version TruLink 4.0 est compatible avec toutes les générations d'aides auditives Halo hormis les nouvelles fonctionnalités spécifiques à Halo 2. Cette mise à jour comprend un nouveau design de l'interface utilisateur pour une plus grande intuitivité lors de l'utilisation. Halo 2 peut être personnalisé pour répondre aux besoins auditifs uniques de vos patients et améliorer véritablement leur expérience auditive. Ce nouveau RIC 312 «made for iPhone» offre une réponse aux patients à la recherche de solutions de connectivité performantes, discrètes et esthétiques à la fois.

Deux nouveaux segments technologiques Halo 2

La gamme Halo 2 s'enrichit de 2 segments d'entrée de gamme i1200 et i1000 pour les modèles RIC 312 et 13. Les patients peuvent maintenant bénéficier des solutions auditives «made for iPhone», quel que soit leur budget.

Avec nos nouveaux produits et les améliorations apportées à notre plateforme Synergy, nous ne cessons d'offrir à vos patients ce qu'ils méritent : clarté, confort, confiance et connectivité.

Le lancement de ces nouveaux produits est le 4 avril prochain. A découvrir sur starkeyfrancepro.com.

Contact :

Eric Van Belleghem - Directeur Marketing
+33(1).49 80 74 74
eric_van_belleghem@starkey.fr



unitron™



Unitron annonce le lancement de sa nouvelle plateforme ainsi que l'aide auditive rechargeable la plus petite au monde*



La plateforme Tempus maîtrise toutes les conversations tandis que Moxi Fit R associe discrétion et flexibilité.

21 février 2017 – Kitchener, Canada

Unitron, acteur global de solutions auditives innovantes, a annoncé aujourd'hui le lancement de Moxi™ Fit R, l'aide auditive rechargeable la plus petite au monde dans sa catégorie, qui repose sur Tempus™, la nouvelle plateforme d'Unitron.

Moxi Fit R, l'aide auditive rechargeable la plus petite au monde dans sa catégorie. 70 % des patients recherchent des aides auditives rechargeables¹. Moxi Fit R d'Unitron est l'aide auditive rechargeable la plus petite au monde. Basée sur un concept primé pour son design, elle offre aux patients une flexibilité exceptionnelle.

Basée sur les capacités exceptionnelles de la nouvelle plateforme Tempus, Moxi Fit R est :

- Pratique : pour une nuit de mise en charge, elle offre plus de 24 heures d'utilisation avec 90 minutes de diffusion en wireless.
- Flexible : elle s'utilise avec des piles rechargeables mais celles-ci peuvent être remplacées à tout moment par des piles classiques zinc air pour que les patients ne ratent aucune conversation ;
- Simple d'utilisation : sa bobine téléphonique et son bouton poussoir offrent un contrôle optimal ;

- Ecologique : la solution rechargeable remplace jusqu'à 100 piles classiques.

« Le consommateur de soins d'aujourd'hui recherche pour ses aides auditives la même flexibilité que lui offre son smartphone ou tout autre dispositif de ce type. Il souhaite qu'elles soient aussi pratiques, mais pas au détriment du confort ou de l'aspect esthétique », explique Andre de Goeij, directeur de la gestion des produits et du marketing produits d'Unitron. « Moxi Fit R ne fait aucun compromis ; elle offre aux patients l'aide auditive rechargeable la plus petite au monde avec une flexibilité exceptionnelle. »

La plateforme Tempus est la meilleure alliée des conversations

Les porteurs d'aides auditives passent plus de la moitié de leur journée à prendre part à des conversations² ; or, les conversations dans le bruit et la foule sont pour eux les situations d'écoute les plus difficiles³. Tempus apporte de nouvelles technologies qui permettent aux patients de participer activement à tous les types de conversations, même en présence d'un bruit ambiant important. Ainsi, la technologie intelligente SoundCore de Tempus orchestre quatre fonctions conçues pour comprendre l'environnement d'écoute et affiner les réglages nécessaires. Tempus est plus précise et bien plus rapide que la plateforme précédente d'Unitron pour détecter et identifier la provenance de la source de parole principale. Elle procure ainsi le son le plus réaliste et naturel qui soit.

« Comme les aides auditives classiques ne déterminent pas la provenance de la parole, leurs utilisateurs ont du mal à localiser leurs interlocuteurs dans une conversation », explique Ara Talaslian, vice-président des activités de recherche et développement d'Unitron. « La plateforme Tempus nous a permis de faire un

bond en avant en termes de précision, mais aussi de capacité à comprendre l'environnement d'écoute tout en déterminant la provenance exacte de la parole. Grâce à ces deux capacités simultanées, les facultés d'un patient à comprendre et localiser la source de la parole passent au niveau supérieur : il profite d'une meilleure qualité sonore, ainsi que d'une écoute plus réaliste, naturelle et confortable. Associant les capacités avancées de Tempus et l'aide auditive rechargeable la plus petite au monde, Moxi Fit R est sans conteste la solution auditive la plus perfectionnée d'Unitron à ce jour. »

Une image synthétique de l'univers auditif du patient

Au-delà des innovations produits, Unitron continue à optimiser l'expérience globale du patient. Aujourd'hui, Unitron lance une nouvelle interface qui fournit aux professionnels de l'audition une image synthétique des besoins de leurs patients en fonction de leurs modes de vie. Mieux informés, les consommateurs de soins d'aujourd'hui contrôlent davantage les processus qui les concernent et, en leur qualité de patients, sont demandeurs d'une meilleure expérience. Totalement révolutionnaire, la mise en corrélation des Évaluations par le Patient avec Log It All et le data logging d'Unitron procure aux professionnels de l'audition des connaissances globales sur l'univers auditif du patient, ses besoins et ses attentes. Ils peuvent ainsi instaurer un dialogue constructif avec les patients et proposer une solution personnalisée pour, au final, offrir à ces derniers une meilleure expérience d'écoute.

Disponible sur 5 niveaux de technologie, Tempus se décline sur tous les modèles de la gamme de contours d'oreille Stride et sur ceux de la gamme de RIC Moxi.

Tempus sera disponible en France à partir du 1er mars 2017 ; Moxi Fit R sera disponible en France à partir du 27 Mars 2017.

Pauline Croizat - Unitron France, Marketing
+33 4 26 23 22 07 - pauline.croizat@unitron.com

1. Enquête sur les préférences en termes d'aides auditives rechargeables. Hearingtracker.com. August 2016.

2. Global Listening Environment Study. D. Hayes, Unitron 2016.

3. MarkeTrak 9:A New Baseline "Estimating Hearing Loss and Adoption Rates and Exploring Key Aspects of the Patient Journey" Final Report March 2015.

* Les dimensions extérieures du Moxi Fit R en font la plus petite aide auditive rechargeable au monde comparée aux autres produits de sa catégorie.

Recevez Les Cahiers de l'Audition !

Les Cahiers de l'Audition

Afin de pouvoir continuer de vous adresser efficacement Les Cahiers de l'Audition, la revue du Collège National d'Audioprothèse, merci de bien vouloir nous confirmer votre adresse postale et votre adresse mail soit directement à l'adresse :

✉ **cna.paris@orange.fr**

Soit en nous retournant le coupon détachable ci-dessous.

En cas de changement d'adresse postale ou mail, pensez à nous communiquer vos nouvelles coordonnées.



✂ ☐ **Je souhaite recevoir les Cahiers de l'Audition**

Nom

Prénom

Adresse d'envoi des Cahiers de l'Audition

.....

Pays

Code postal

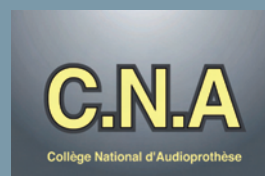
Ville

Adresse mail

.....

A retourner par courrier à :

Collège National d'Audioprothèse - Séverine Fau
20 rue Thérèse - 75001 Paris





BEYOND™, la solution pour les baby-boomers

En 2015, les sexagénaires étaient au nombre de 15 millions.

En 2020, ils seront près de 20 millions. Avec un revenu disponible estimé à plus de 400 milliards d'euros et qui devrait presque doubler d'ici 2030, nos seniors représentent une formidable opportunité de croissance. Mais sont-ils des clients comme les autres ?

« On se trompe sur les seniors »

Finie la stigmatisation des seniors retraité, en déclin, dépendants ou solitaires. L'ar-

rivée des baby-boomers, nés entre 1945 et 1964, balaie ces clichés et modernise l'image des personnes âgées.

Des consommateurs exigeants

Malgré un revenu et un patrimoine souvent plus élevés que leurs enfants et même s'ils sont prêts à ouvrir généreusement leur portefeuille pour rester autonomes

le plus longtemps possible, ils n'en restent pas moins des consommateurs très exigeants.

Si les sujets de la santé et des services à la personne étaient souvent les premiers cités quand on parlait de senior, le lancement de la Silver Économie a permis de les rattraper avec les loisirs, le tourisme et, révolution du numérique oblige, par tout l'univers des objets connectés qui leur permettent de gérer facilement leurs appareils. Oui, cette nouvelle génération est ultra connectée. Les plus jeunes d'entre eux ont bénéficié de la pratique

quotidienne d'internet ou du smartphone au sein de leur entreprise et les moins jeunes ont découvert avec bonheur la tablette tactile.

Libérés, délivrés... connectés

Parmi les valeurs les plus citées par ces nouveaux seniors, on retrouve la liberté et l'indépendance. Une écrasante majorité d'entre eux se déclare désireuse de rester le plus longtemps possible chez soi, même en cas de dépendance.

Ils veulent pouvoir continuer à être comme tout le monde, pouvoir se tenir informés avec la TV ou la radio, téléphoner, surfer sur internet et également continuer une activité, professionnelle ou associative, ou encore aller au cinéma, au théâtre, au restaurant, à des concerts.

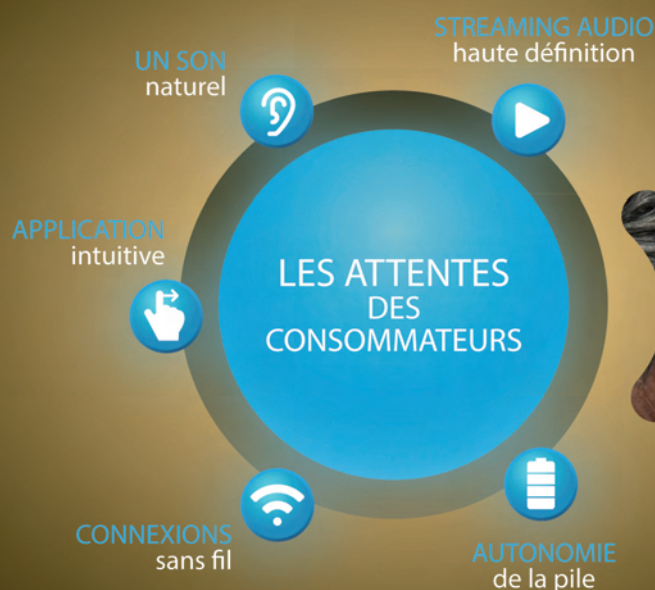
Ces nouveaux seniors vivent pleinement leur âge et veulent en profiter mais à condition d'être bien appareillés.



BEYOND, EN RÉPONSE AUX ATTENTES DU MARCHÉ



LA NOUVEAUTÉ WIDEX, BEYOND
CONNECTIVITÉ BLUETOOTH



BEYOND™





Actualités du monde de l'audiologie



Le marché de l'audioprothèse en 2015 Antoine Bessou (Cnamts) Point de repère - Novembre 2016 - Numéro 47



En 2015, près de 630 000 audioprothèses ont été vendues à plus de 360 000 patients. De fait, avec un marché représentant environ un milliard d'euros, le secteur de l'audioprothèse constitue une dépense de santé significative mais dont la prise en charge collective est relativement limitée (134 millions d'euros à la charge de l'assurance maladie obligatoire).

De plus, le secteur connaît une dynamique forte avec une croissance moyenne de 6,6 % par an depuis 2006, liée à une augmentation du taux de recours ainsi qu'à des facteurs démographiques d'autant plus importants que ce sont les personnes âgées qui ont naturellement un recours plus élevé à ce type d'appareil, la prévalence des limitations auditives augmentant avec l'âge.

Le coût moyen d'une audioprothèse est de 1 500 euros, soit un investissement d'environ 3 000 euros pour les 71 % de personnes qui ont équipé leurs deux oreilles en 2015. Si ce coût a toutefois tendance à être plus élevé pour les enfants et les adolescents, ceux-ci bénéficient d'une meilleure couverture de la part de l'assurance maladie obligatoire. Enfin, la durée d'utilisation de ces appareils est relativement longue puisque le délai de renouvellement est, en moyenne, de cinq ans et demi.

La distribution des audioprothèses et les prestations liées sont assurées par 3 800 points de vente répartis sur l'ensemble du territoire. Ce sont majoritairement des magasins spécialisés dans l'audioprothèse même si les magasins

Tableau 1

Nombre d'appareils auditifs vendus en 2015, selon le type

	Nombre d'appareils vendus	Part
Boîtiers	158	0,03 %
Lunettes auditives	484	0,08 %
Processeurs pour prothèses ostéo-intégrées	390	0,06 %
Audioprothèses classe A	2 230	0,36 %
Audioprothèses classe B	309	0,05 %
Audioprothèses classe C	19 459	3,10 %
Audioprothèses classe D	603 922	96,33 %
Ensemble des appareils auditifs	626 952	100,00 %

Remarque : les classes A, B, C et D correspondent à des niveaux de sophistication croissant des appareils auditifs (encadré 1).

Champ : tous régimes - France entière
Source : Cnamts (Sniiram)

d'optique proposent également une offre et occupent 9 % du marché en valeur.

D'après les données de l'enquête « Handicapsanté » de la Drees ¹, 5,5 millions de personnes seraient atteintes de limitations fonctionnelles auditives (LFA) moyennes à lourdes en France en 2008, soit 8,6 % de la population. Cette prévalence croît avec l'âge : 1 % des personnes âgées de moins de 20 ans présentent des difficultés moyennes à lourdes, 10 % des personnes âgées de 50 à 60 ans et plus de 40 % des personnes âgées de plus de 80 ans. Les audioprothèses ont pour objectif de corriger ces déficits auditifs et de limiter ainsi la gêne fonctionnelle qu'ils induisent. À cet égard, le nombre d'audioprothèses présentées au remboursement de l'Assu-

rance Maladie a augmenté de plus de 80 % au cours des dix dernières années.

La dépense totale pour ces équipements était de près d'un milliard d'euros en 2015, dont seulement 134 millions d'euros remboursés par l'assurance maladie obligatoire. De ce fait, les prix et le niveau de prise en charge des couvertures complémentaires sont déterminants dans l'accès aux audioprothèses.

Les données recueillies par l'Assurance Maladie donnent un panorama détaillé du recours à ce type d'équipement, de la variabilité des prix pratiqués et permettent d'éclairer sur la structuration du marché.

Un milliard d'euros de dépenses en 2015 pour le secteur de l'audioprothèse

Les dépenses du secteur de l'audioprothèse présentées au remboursement de l'Assurance Maladie s'élevaient à près d'un milliard d'euros en 2015. Cette dépense

1. Haeusler L, De Laval T, Millot C. Étude quantitative sur le handicap auditif à partir de l'enquête « Handicap-Santé ». Document de travail, Série Études et recherche n° 131, Drees, août 2014.



Tableau 2

Nombre de patients ayant acquis un ou plusieurs appareils auditifs en 2015 et taux de recours

Classe d'âge	Nombre de patients ayant acquis un ou deux appareils en 2015	Taux de recours pour 1 000 personnes
0-4 ans	1 100	0,3‰
5-9 ans	2 300	0,6‰
10-14 ans	2 600	0,7‰
15-19 ans	3 400	0,9‰
20-24 ans	700	0,2‰
25-29 ans	1 700	0,4‰
30-34 ans	2 200	0,5‰
35-39 ans	2 900	0,7‰
40-44 ans	4 700	1,1‰
45-49 ans	7 000	1,6‰
50-54 ans	11 100	2,6‰
55-59 ans	17 800	4,3‰
60-64 ans	26 100	6,6‰
65-69 ans	38 800	10,1‰
70-74 ans	39 700	16,2‰
75-79 ans	55 400	25,9‰
80-84 ans	63 500	34,4‰
85-89 ans	51 000	40,9‰
90 ans et plus	29 900	40,5‰

Champ : tous régimes - France entière
Source : Cnamts (Sniiram) et Insee

patient en moyenne) tandis que 778 600 patients ont effectué un entretien ou une réparation (en moyenne deux entretiens ou réparations) ².

L'immense majorité (96,3 %) des appareils auditifs délivrés en 2015 sont des audioprothèses de classe D (tableau 1 et encadré 1). Les processeurs pour prothèses ostéo-intégrées, qui concernent des patients spécifiques et beaucoup moins nombreux, ne sont pas pris en compte dans la suite de l'analyse.

En termes de dépenses, le coût moyen d'achat d'appareils auditifs est de l'ordre de 2 570 euros ³ par patient avec un reste à charge (avant prise en charge des assureurs complémentaires) de 2 279 euros.

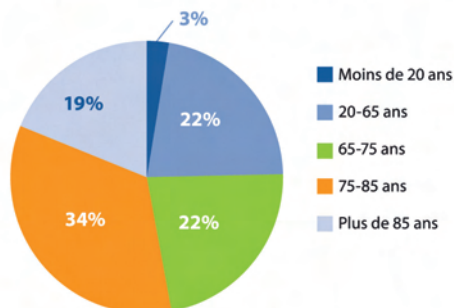
Les entretiens et réparations ne représentent, quant à eux, que 86 euro par patient (avec un reste à charge de 48 euros).

Recours et dépenses en appareils auditifs selon l'âge

En 2015, 362 000 personnes ont acheté au moins un appareil auditif, soit moins de 0,6 % de la population française. Ce taux de recours croît cependant très fortement avec l'âge (tableau 2), pour atteindre plus de 4 % après 85 ans.

Figure 1

Répartition des dépenses totales des patients pour l'achat d'appareils auditifs par classe d'âge, en 2015



Champ : tous régimes - France entière
Source : Cnamts (Sniiram)

correspond, d'une part aux 627 000 appareils achetés pour un montant de 930 millions d'euros (93 % des dépenses) et, d'autre part, aux réparations et entretiens des appareils

auditifs représentant 67 millions d'euros (7 % des dépenses). On comptait, en 2015, 362 000 patients ayant acquis un ou deux appareils auditifs (1,73 appareil par

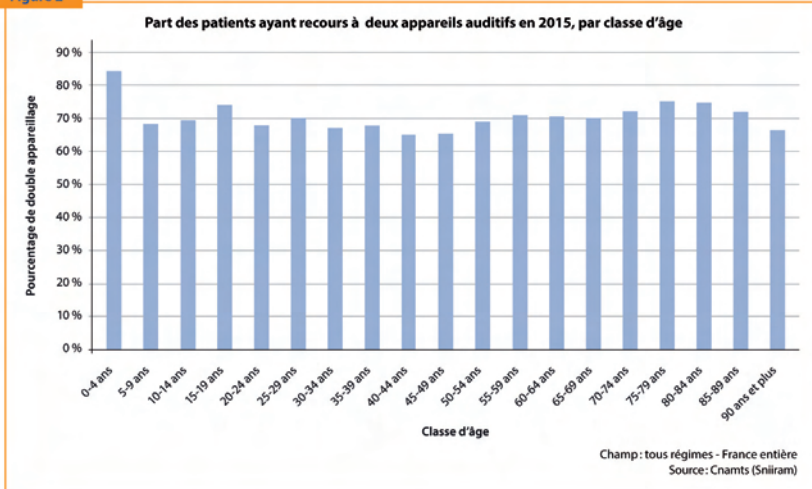
2. Compte tenu du fait que les audioprothèses ont une durée de vie de plusieurs années, le taux de recours en 2015 ne reflète pas le taux d'équipement des assurés mais simplement les achats réalisés dans l'année. Cependant, en considérant que les maintenances et réparations sont régulièrement nécessaires pour les utilisateurs, on peut approcher le taux d'équipement à travers l'ensemble des prestations sur les audioprothèses. Ainsi, sur trois ans (de 2013 à 2015), on peut estimer à 1,6 million le nombre de personnes équipées d'un appareil auditif.

3. Dépenses correspondant à la moyenne entre les 29 % d'assurés ayant acheté un seul appareil et les 71 % qui ont équipé leurs deux oreilles.



➤ ACTUALITÉS

Figure 2



la gravité de la surdité. En 2015, 71 % des patients ayant acheté un équipement ont appareillé les deux oreilles ⁴. Les très jeunes patients (moins de 4 ans) ont très souvent recours au double appareillage (85 % d'entre eux) (figure 2).

Renouvellement des appareils auditifs

Parmi les patients ayant eu recours à un double appareillage entre 2006 et 2007 (encadré 2), 65 % ont renouvelé au moins un appareil avant 2015. La très grande majorité de ceux-ci (85 %) a remplacé les deux appareils en même temps et 8 % n'ont remplacé qu'un seul appareil sur toute la période 2006-2015. Les patients restants ont acheté plusieurs appareils à des dates différentes.

En moyenne, le délai avant le premier renouvellement est de 5 ans et 5 mois.

Cependant cette durée est assez hétérogène, variant entre 1,5 et 9 ans (figure 3). 36 % des patients ont effectué leur premier renouvellement entre 4 et 6 ans après la date d'achat des deux premiers appareils.

Ce délai de renouvellement est toutefois sensiblement plus faible pour les jeunes de moins de 20 ans (à la date du premier achat) : il est de 3,75 ans pour les moins de 10 ans et de 4,3 ans pour les jeunes âgés de 10 à 20 ans.

Figure 3

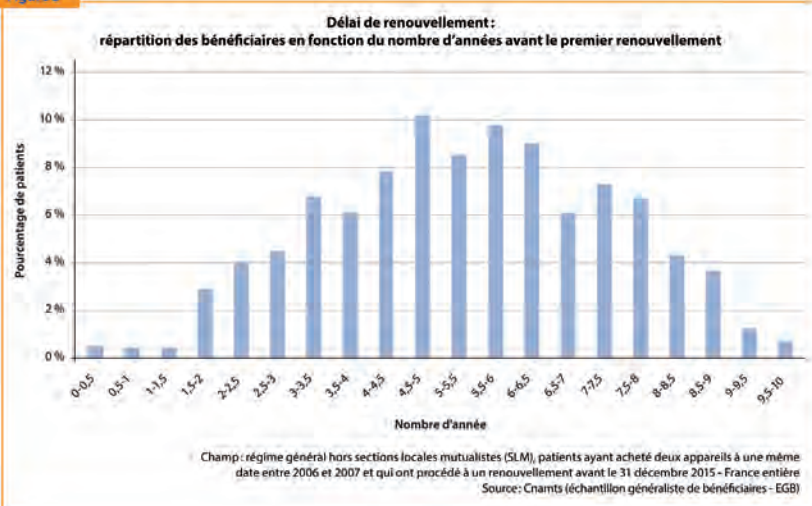
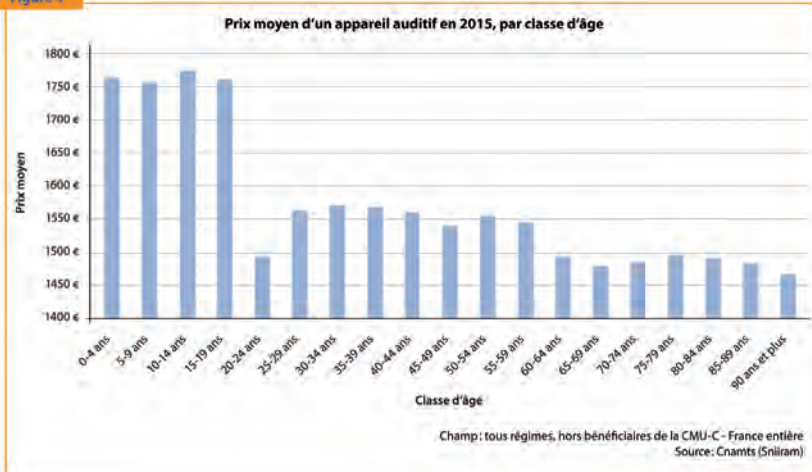


Figure 4



Chez les plus jeunes, le taux de recours est naturellement beaucoup plus faible (2 patients pour 1 000 chez les moins de 50 ans). L'effet âge se traduit naturellement dans la répartition des dépenses : les dépenses des personnes âgées de plus de 65 ans (699 millions d'euros) représen-

tent les trois-quarts des dépenses consacrées aux appareils auditifs, tandis que les dépenses des personnes de moins de 20 ans (28 millions d'euros) représentent moins de 3 % de celles-ci (figure 1).

Les patients ont la possibilité d'appareiller une ou deux oreilles selon les besoins et

Prix des appareils auditifs

Le prix moyen d'un appareil auditif ⁵ est de 1 500 euros en 2015. Cependant, pour les jeunes de moins de 20 ans, le montant est sensiblement supérieur (1 760 euros par appareil), ce qui pourrait s'expliquer par un remboursement plus important pour ces patients. Pour les personnes âgées de 25 à 60 ans, le prix moyen reste stable autour de 1 550 euros pour diminuer après 60 ans autour de 1 495 euros (figure 4). Ces prix plus modérés pour les personnes âgées peuvent s'expliquer par des difficultés financières d'accès aux soins (moindres revenus et couvertures complémentaires plus onéreuses et moins complètes que les patients âgés de 25 à 60 ans). Toutefois, ces moyennes

4. Un très faible pourcentage de personnes a acheté plus de deux équipements dans l'année, ce qui explique la moyenne de 1,73 appareil en 2015.

5. Hors patients bénéficiaires de la CMU-C.



masquent des disparités de prix relativement importantes. Pour les personnes de plus de 20 ans, un quart des prix se situe en dessous de 1 300 euros et un quart au-dessus de 1 750 euros (figure 5).

En revanche, chez les patients de moins de 20 ans, on observe un effet très net du niveau de prise en charge par l'assurance maladie obligatoire sur les prix : très peu d'équipements sont facturés à moins de 1 300 euros (2 %) et on observe un pic au niveau du tarif réglementaire.

Néanmoins, 68 % des prix pour les jeunes de moins de 20 ans sont supérieurs à la moyenne nationale (1 500 euros).

Focus sur les bénéficiaires de la CMU-C

La couverture maladie universelle complémentaire (CMU-C) offre une protection complémentaire santé gratuite à toute personne résidant en France de façon stable et régulière et dont les ressources sont inférieures à un certain plafond (721 euros mensuels pour une personne seule en 2015 par exemple). En 2015, 5,4 millions de personnes bénéficiaient de la CMU-C en France ⁷. Pour les patients bénéficiant de la CMU-C, les fournisseurs d'audioprothèses sont tenus de proposer des appareils dont le prix n'excède pas le forfait de remboursement, soit 700 euros par appareil (1 400 euros pour les patients de moins de 20 ans).

En 2015, 21 700 appareils ont été vendus à 12 200 bénéficiaires de la CMU-C pour un montant total de près de 20 millions d'euros. Le taux de recours global est de 0,3 % contre 0,6 % pour l'ensemble de la population. Cet écart s'explique par le fait que les personnes de plus de 60 ans sont largement sous-représentées parmi les bénéficiaires de la CMU-C ⁸. En revanche pour les personnes de moins de 60 ans, on observe des taux de recours similaires jusqu'à 20 ans (0,06 % versus 0,07 %) et même supérieurs pour les bénéficiaires de la CMU-C entre 20 et 60 ans (0,29 % versus 0,15 %). On peut voir dans cette différence une conséquence de l'effet de la catégorie sociale sur la prévalence des limitations auditives.

6. Les lunettes auditives sont des prothèses auditives à conduction osseuse dont le vibreur est placé sur la branche de lunettes contre la mastoïde.

7. Source : Fonds CMU, rapport d'activité 2015.

8. Effet seuil lié au minimum vieillesse qui est supérieur au seuil de la CMU-C.

Encadré 1

Les différentes prothèses auditives et le remboursement de l'Assurance Maladie

Une audioprothèse est un appareil électronique permettant de corriger une perte auditive. La majorité des prothèses auditives sont constituées d'un embout auriculaire, d'un microphone et d'un amplificateur. Elles peuvent prendre la forme de contours d'oreille ou d'appareils intra-auriculaires selon les besoins et la volonté du patient. Dans le cas de surdité profonde ou de pathologies spécifiques, un implant électronique (implant cochléaire), une lunette auditive ⁶ ou un boîtier à conduction osseuse peuvent être prescrits.

Les appareils auditifs nécessitent une prescription médicale mais, la plupart du temps, l'ordonnance ne stipule pas le type d'appareil délivré au patient, l'audioprothésiste pouvant adapter l'appareillage en fonction du bilan qu'il réalise. Après des tests auditifs, l'audioprothésiste propose un ou plusieurs modèles aux patients. La liste des produits et prestations (LPP) comprend quatre classes d'appareils auditifs (A, B, C, D) correspondant au niveau technologique de l'appareil. Cependant, malgré un avis de la Haute autorité de santé publié en 2008, cette nomenclature n'a pas été révisée depuis 2003, si bien que les prothèses auditives actuellement sur le marché respectent, pour la grande majorité, les spécifications techniques minimales des aides auditives de classe D (appareils les plus performants).

Les prothèses auditives sont prises en charge par l'Assurance Maladie. Pour les patients âgés de moins de 20 ans ou atteints de cécité, elles sont remboursées à 60 % sur la base d'un tarif allant de 900 à 1 400 euros. Pour les assurés de plus de 20 ans, elles sont remboursées à 60 % sur la base d'un tarif de 199,71 euros. Enfin, pour les patients bénéficiant de la couverture maladie universelle complémentaire (CMU-C), les fournisseurs d'audioprothèses sont tenus de proposer des appareils dont le prix n'excède pas le forfait de remboursement, soit 700 euros par appareil (1 400 euros pour les moins de 20 ans).

Figure 5

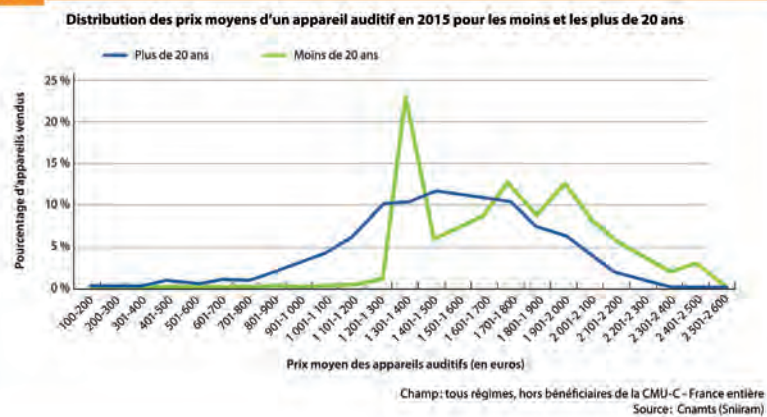
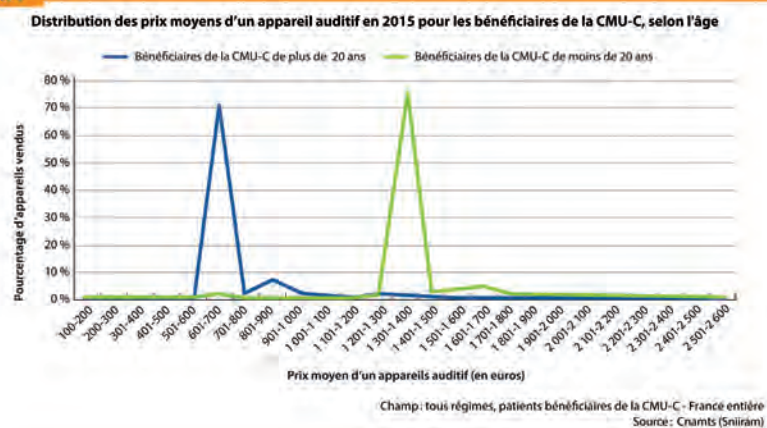


Figure 6





Les personnes titulaires d'un diplôme de niveau au moins bac + 3 ont en effet une probabilité d'avoir des problèmes auditifs inférieure de 60 % à celle des non diplômés⁹. Les bénéficiaires de la CMU-C auraient donc un besoin relatif plus important en aide auditive ; l'accès à celles-ci étant par ailleurs facilité par la couverture intégrale qu'offre la CMU-C.

Les tarifs de la CMU-C sont à cet égard relativement bien respectés. En effet, les prix des appareils auditifs sont très concentrés autour des tarifs réglementaires, soit entre 600 et 700 euros pour les bénéficiaires de plus de 20 ans et entre 1 300 et 1 400 euros pour les bénéficiaires de moins de 20 ans (figure 6). Il reste toutefois 27 % des appareils auditifs vendus aux bénéficiaires de plus de 20 ans avec des prix supérieurs à 700 euros et 19 % des appareils vendus aux bénéficiaires de moins de 20 ans avec un prix supérieur à 1 400 euros.

Analyse par département

On observe une forte disparité géographique du recours aux appareils auditifs entre les départements de France métropolitaine. Les départements de Paris, de la Savoie, du Rhône, des Hauts-de-Seine et des Alpes-de-Haute-Provence présentent des taux nettement supérieurs à 2 % pour la population âgée de plus de 60 ans (tableau 3). À l'autre extrême, des taux de recours inférieurs à 1,5 % sont observés dans la Nièvre, la Creuse, l'Allier, la Haute-Marne et les Ardennes. Globalement, on observe que dans les régions où le niveau d'éducation (mesuré à travers la part des personnes ayant un diplôme supérieur au bac) est en moyenne plus élevé : l'Île-de-France, le Rhône et la région Provence-Alpes-Côte d'Azur notamment, le taux de recours a tendance à être également plus important (figure 7) ce qui n'est pas sans lien avec le pouvoir d'achat de ces populations relativement au coût des appareils. On observe également une corrélation positive entre le taux de recours et la densité de points de vente par département, qui peut indiquer un effet de l'offre sur le taux recours aux audioprothèses.

9. Haeusler L., De Laval T., Millot C. Étude quantitative sur le handicap auditif à partir de l'enquête « Handicap-Santé ». Document de travail, Série Études et recherche n° 131, Drees, août 2014.

Encadré 2

Mesurer les renouvellements dans l'EGB

Afin d'évaluer les délais de renouvellement des appareils auditifs, ont été sélectionnés dans l'échantillon généraliste de bénéficiaires (EGB) tous les assurés ayant acheté deux appareils à une même date entre 2006 et 2007. On sélectionne ainsi les assurés équipant leurs deux oreilles afin d'être certain que les achats suivants constituent des renouvellements. Ce choix conduit à un biais de sélection que l'on observe notamment à travers le prix moyen des audioprothèses : pour les patients équipés en stéréophonie entre 2006 et 2007, le prix moyen est de 1 575 euros contre 1 433 euros pour les patients n'ayant acheté qu'un seul appareil.

Les patients sélectionnés sont principalement des patients âgés : 81 % ont plus de 60 ans. Près de 30 % des patients sont décédés entre 2006 et 2015 et 4 % sont sortis de notre champ d'observation durant la période du fait d'un changement de régime. Toutefois, s'ils sont observés, les renouvellements intervenus avant le décès ou le changement de régime de ces patients sont pris en compte.

Tableau 3

Taux de recours aux appareils auditifs pour les personnes de plus de 60 ans, par département

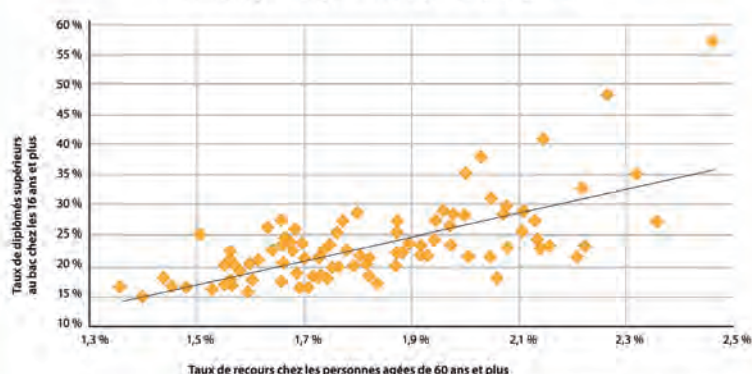
Départements ayant les plus hauts taux de recours	Taux de recours	Densité de points de vente pour 100 000 personnes de plus de 60 ans
Paris	2,44 %	27
Savoie	2,34 %	27
Rhône	2,31 %	38
Hauts-de-Seine	2,26 %	28
Alpes-de-Haute-Provence	2,22 %	41

Départements ayant les plus bas taux de recours	Taux de recours	Densité de points de vente pour 100 000 personnes de plus de 60 ans
Nièvre	1,37 %	20
Haute-Marne	1,41 %	15
Allier	1,44 %	21
Creuse	1,46 %	14
Ardennes	1,48 %	17

Champ : tous régimes - France métropolitaine
Source : Cnamts (Sniiram) et Insee

Figure 7

Taux de recours aux appareils auditifs pour les personnes âgées de 60 ans et plus en 2015 et taux de diplômés supérieur au bac, pour chaque département

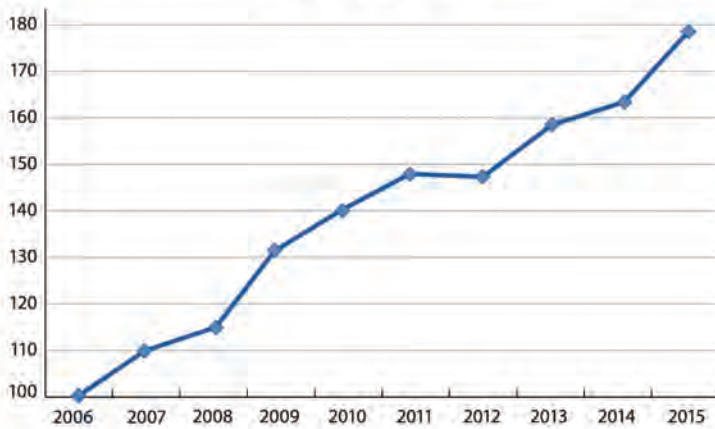


Champ : régime général hors sections locales mutualistes (SLM) - France métropolitaine
Source : Cnamts (Sniiram) et Insee (base historique des recensements de la population, exploitation complémentaire du recensement de la population de 2012)



Figure 8

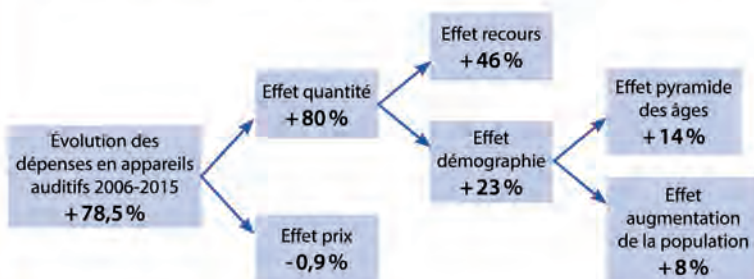
Évolution des dépenses en appareils auditifs de 2006 à 2015 (base 100 en 2006)



Champ : régime général hors sections locales mutualistes (SLM) - France entière
Source : Cnamts (échantillon généraliste de bénéficiaires - EGB)

Figure 9

Décomposition de la croissance des dépenses en appareils auditifs entre 2006 et 2014



Champ : régime général hors sections locales mutualistes (SLM) - France entière
Source : Cnamts (échantillon généraliste de bénéficiaires - EGB)

Tableau 4

Prix moyens des appareils auditifs, par année

	2006	2007	2008	2009	2010	2011	2012	2013	2014	2015
Prix moyen (en euros)	1 510	1 554	1 565	1 537	1 532	1 550	1 531	1 534	1 493	1 496

Champ : régime général hors sections locales mutualistes (SLM), hors bénéficiaires de la CMU-C - France entière
Source : Cnamts (échantillon généraliste de bénéficiaires - EGB)

Évolution des dépenses en appareils auditifs entre 2006 et 2015

Les dépenses consacrées aux appareils auditifs ¹⁰ ont augmenté de plus de 78 % entre 2006 et 2015, soit 6,6 % par an en

moyenne (figure 8). Cette forte croissance est portée quasi-exclusivement par un effet « quantité » (figure 9). Deux facteurs expliquent cette augmentation du nombre d'appareils auditifs vendus : d'une part, l'effet démographique avec la croissance naturelle de la population (+8 %) et son vieillissement (+14 %) et, d'autre part, la hausse des taux de recours (+46 %).

10. Hors patients bénéficiant de la CMU-C.

L'effet « recours » est prépondérant notamment pour les personnes de plus de 60 ans qui sont 37 % plus nombreuses à avoir recours à un appareil auditif en 2015 par rapport à 2006. Cette hausse peut traduire une meilleure détection des patients malentendants et une meilleure acceptation des audioprothèses due à une amélioration de la qualité des appareils proposés.

Les prix ont, quant à eux, relativement peu évolué sur la période ; on observe même une tendance à la baisse sur les deux dernières années ¹¹ (tableau 4).

Les points de vente des appareils auditifs

En 2015, les données de l'Assurance Maladie ¹² permettent d'identifier près de 3 800 points de vente sous le libellé « fournisseurs d'audioprothèses », mais également 793 magasins d'optique et 82 pharmacies ayant vendu au moins un appareil. Près de 90 % des appareils auditifs délivrés en 2015 le sont par des magasins spécialisés en appareils auditifs (tableau 5).

Une grande disparité d'activité est observée au sein même de ces magasins spécialisés : d'un côté, des magasins ayant une activité relativement importante (plus de 200 appareils vendus en moyenne en 2015) qui représentent 22 % des points de vente mais plus de la moitié des dépenses totales consacrées aux appareils auditifs.

Et à l'opposé, des fournisseurs d'audioprothèses de taille plus modeste (moins de 100 appareils vendus en moyenne en 2015) qui représentent 45 % des sites mais seulement 16 % des dépenses (figure 10).

11. La série temporelle des prix est établie à partir d'un échantillon d'assurés du régime général ce qui peut expliquer des différences par rapport aux prix calculés précédemment sur l'ensemble de la population des assurés.

12. Les informations issues du système national d'information interrégimes de l'Assurance Maladie (Sniiram) permettent d'analyser les dépenses consacrées aux appareils auditifs par point de vente. Un point de vente peut regrouper plusieurs audioprothésistes et inversement un même audioprothésiste peut intervenir dans différents points de vente.



Tableau 5

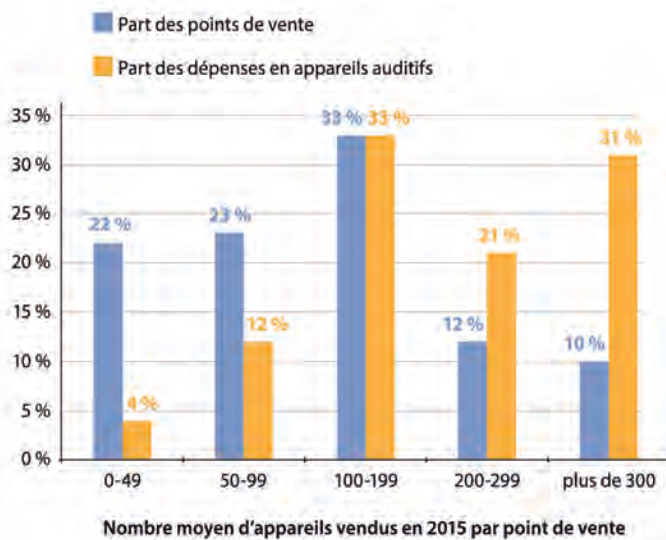
Dépenses en appareils auditifs en 2015, selon le type de point de vente

	Dépenses	Pourcentage	Prix moyen
Magasins d'appareils auditifs	822,6 M€	88,60%	1 523 €
Magasins d'optique	82,4 M€	8,88%	1 308 €
Pharmacies d'officine	2,2 M€	0,24%	1 359 €
Autres	21,3 M€	2,30%	1 507 €

Champ : tous régimes - France entière
Source : Cnamts (Sniiram)

Figure 10

Répartition des fournisseurs spécialisés en appareils auditifs et des dépenses correspondantes, en fonction du nombre moyen d'appareils vendus en 2015



Champ : tous régimes, hors points de vente non spécialisés en appareils auditifs - France entière
Source : Cnamts (Sniiram)

Conclusion

S'équiper en audioprothèses constitue un investissement non négligeable pour les patients qui ont besoin de tels appareillages.

En effet, pour les deux oreilles, le montant total des dépenses excède très souvent 3 000 euros et, hormis pour les bénéficiaires de la CMU-C, les couvertures obligatoire et complémentaire ne couvrent que très rarement l'intégralité de la dépense et laissent un reste à charge très important aux patients ¹³. Les délais de renouvellement relativement longs (de plus de 5 ans en moyenne) et les disparités territoriales des taux de recours liées aux revenus des personnes témoignent aussi de la difficulté d'accès à ces équipements pour les personnes les plus modestes et plus particulièrement chez les personnes âgées qui ne peuvent prétendre au bénéfice de la CMU-C.

Néanmoins, malgré une évolution technologique revendiquée par les détaillants (en termes de performance, de confort et d'esthétique), les prix moyens ont peu évolué depuis 2006 et le recours aux audioprothèses a largement augmenté.

Les « Points de repères » de l'Assurance Maladie sont disponibles dans l'espace « Statistiques et publications » du site ameli.fr :
<http://www.ameli.fr/l-assurance-maladie/statistiques-et-publications/rapports-et-periodiques/index.php>

13. La complémentaire santé : acteurs, bénéficiaires, garanties - édition 2016. Collection Panoramas de la Drees - Santé, avril 2016.



Formations

8th International Workshop Clermont Audiology Hearing, balance better measure from bottom up

**Clermont-Ferrand,
28 et 29 mars 2017**

Organisé par le laboratoire de Biophysique Neurosensorielle UMR INSERM 1107

Paul AVAN - Fabrice GIRAUDET - Laurent GILAIN - Thierry MOM

**Tuesday 28 March,
17 h 00 - 19 h 30 :**

**PAY ATTENTION :
Conferences at IADT
51 boulevard François
Mitterrand**

«Short-pulse DPOAEs, a quick method to reliably evaluate cochlear function»

Prof Anthony W. GUMMER

Department of Otolaryngology – University of Tuebingen - Germany

«Neural survival in cochlear implant listeners : Can we measure it ? Is it important ?»

Dr Olivier MACHÉREY

Laboratoire de Mécanique et d'Acoustique. UPR 7051 CNRS/ Aix Marseille University - France

«White matter hyperintensity and hearing loss: does it define a central presbycusis ?»

Dr Arianna DI STADIO

Department of Audiology Massachusetts Eye and Ear Infirmary. Harvard Medical School - Boston - USA

**Wednesday 29 March,
9 h - 13 h 00 : Amphithéâtre
Gaston Meyniel - Centre Jean Perrin**

«Development of a behavioral evaluation to analyze sequence and evolution of excitotoxically-induced vestibular disorders»

Dr Raphaëlle CASSEL

Laboratory of Integrative & Adaptive Neurosciences. UMR 7260 CNRS/Aix Marseille University - France

«Ocular fluids, open-angle glaucoma and genes: can we learn something useful about labyrinthine fluids?»

Prof Arthur A. BERGEN

Department Clinical Genetics - The Netherland Institute for Neuroscience. Amsterdam - The Netherlands

«An unaware diagnosis by ENT physicians»

Dr Maya ELZIERE

Department ORL - European Hospital of Marseille - France

«Does Vestibular Evoked Myogenic Potential (VEMP) identify subclinical alterations in HTLV-1 myelopathy ?»

Dr Ludmila LABANCA

Department Speech, Pathology and Audiology - Federal University of Minas Gerais - BH - Brazil

Renseignements

Ces journées scientifiques sont ouvertes à tous : inscription, pause-café et déjeuner gratuits.

**Date limite d'inscription 26 février 2017
auprès de Fabrice GIRAUDET :**

fabrice.giraudet@udamail.fr

Pour agrémenter les échanges durant les discussions ouvertes, n'hésitez pas à venir avec vos réflexions, questions, exemples sur supports PPT. Pour plus d'informations ou questions diverses.

Formations acfos
14, 15 et 16 juin 2017

**Langage oral et écrit chez
l'enfant sourd : apport de la
linguistique guillaumienne**

Objectifs

A l'issue du stage, les participants auront une représentation claire de chaque catégorie grammaticale abordée et seront en mesure de mettre en regard :

- d'une part les explications fournies par la grammaire classique et scolaire,
- d'autre part ce que nous enseigne la psychomécanique du langage,
- enfin ce qu'il en est s'agissant du système de la langue des signes

afin d'adapter et d'optimiser leurs stratégies éducatives dans le cadre de la prise en charge des enfants sourds et l'accès au langage (français oral et écrit ou bilinguisme).

Contenu

«Les techniques de rééducation du langage font appel à une compréhension très fine de ce que doit faire l'enfant pour réinventer à partir de ce qu'il en voit faire, le psycho-système de la langue. Il entre là en jeu des facultés naissantes et puisantes (...) qui ne peuvent être fortifiées que par des exercices savamment déterminés. (...) la tâche de rééducation est de faire de l'enfant un structuraliste» Gustave Guillaume. Ce stage a pour but de donner aux professionnels de la surdité une idée exacte des opérations de pensée qui sous-tendent les emplois et permettent les effets de sens en discours, pour qu'ils puissent élaborer des séquences qui prennent en compte l'activité constructive de l'enfant («faire de l'enfant un structuraliste») et soient en mesure de ne donner aucune explication qui compromette cette activité.

Seront abordés les notions suivantes :

- le mode de construction du mot français et par contraste celui du signe de la langue des signes,
- les catégories grammaticales,
- l'opposition nom/verbe,
- le nom, l'article, le pronom personnel, le genre, le nombre
- le verbe, aspect, mode, personne, temps
- exemples d'application pédagogique en classe

N.B. La référence à la langue des signes n'implique pas que les participants la maîtrisent. La présentation contrastive des procédés très différents mis en œuvre par le français et la langue des signes pour traduire la même opération de pensée (singulier/pluriel par exemple) est très éclairante en ce sens qu'elle aide à mieux comprendre l'opération de pensée en question.

Intervenantes

Philippe GENESTE,
Enseignant, Formateur au CNFEDS
Philippe SÉRO-GUILLAUME, Linguiste

Renseignements

Acfos - 11 rue de Clichy - 75009 Paris
Tél. 09 50 24 27 87 Fax. 01 48 74 14 01
contact@acfos.org - www.acfos.org



Communiqué de presse Phonak

Nouveau visage chez Phonak France : Ronan Daniello reprend le secteur Bretagne-Normandie



Suite au départ d'Alann LE CAM qui a décidé de relever un nouveau challenge au sein de notre profession, c'est avec plaisir que nous accueillons Ronan DANIELLO, en tant que nouveau délégué commercial Phonak France sur la région Bretagne-Normandie.

Ronan a travaillé pour des grands groupes d'optique. De cette expérience, il mettra ses compétences commerciales mais également relationnelles au service de nos clients. Ronan a intégré Phonak en janvier dernier. Après 4 semaines de formation, il est déjà opérationnel sur le secteur.

Phonak Bolero B-PR Découvrez la plus vaste gamme d'aides auditives rechargeables

Pour compléter la gamme d'aides auditives RIC Audéo B, nous présentons aujourd'hui Phonak Bolero B, la nouveauté qui vient élargir les rangs de notre gamme à partir du 6 mars 2017. La ligne de produits BTE comprend une aide auditive rechargeable, Phonak Bolero B-PR, conçue pour répondre aux besoins de davantage de patients.

Avec 40 % de puissance supplémentaire par rapport aux batteries rechargeables traditionnelles, le lithium-ion montre une grande fiabilité et prend en charge les performances et la technologie supérieures des aides auditives Audéo B-R et Bolero B-PR.

De plus, les batteries lithium-ion sont plus rapides à recharger, durent plus longtemps et ne se détériorent pas, même après des années de recharges répétées. Cela permet aux aides auditives rechargeables Phonak d'être complètement chargées en seulement 3 heures pour 24 heures¹ d'audition, encore et encore.

Nouveau

Phonak Bolero B-PR propose un contrôle de volume et une bobine d'induction, dans un boîtier fiable et robuste.

Phonak Écrin de charge

- À la fois un chargeur, un kit de séchage et un boîtier de protection
- Contient également un outil de nettoyage

Phonak Power Pack

- Fixé en toute simplicité à l'Écrin de Charge Phonak
- Idéal pour les courts trajets pendant lesquels aucune alimentation n'est disponible

Phonak Mini Chargeur

- L'option de charge la plus compacte



1. Résultats attendus avec une charge complète et jusqu'à 80 minutes de temps de diffusion sans fil. Rendez-vous sur la page www.phonakpro.fr/etudes

Phonak Virto™ B-Titanium Lorsqu'une aide auditive aussi discrète offre la solidité du titane, la vie s'exprime



En utilisant un matériau haute technologie pour Virto™ B-Titanium, nous avons conçu des aides auditives qui reflètent notre passion pour l'innovation et un design ingénieux qui associe performances, fonctionnalité et esthétique. Le titane est bien connu pour sa solidité et sa robustesse. Il est utilisé dans la conception de différents produits de qualité, équipements sportifs, véhicules ultra-performants et également dans l'industrie médicale. 15 fois plus résistant que l'acrylique, il permet de concevoir une coque extrêmement fine, tout juste 0,2 mm, soit 50 % plus fine que les coques de nos aides auditives sur-mesure.

Avec une coque bien plus fine et des composants électroniques 60% plus petits, nous avons pu réduire la taille de Virto-B Titanium jusqu'à 26%.

L'aide auditive Phonak Virto-B Titanium est la plus petite aide auditive sur-mesure jamais conçue par Phonak. Avec Virto-B Titanium, nous avons obtenu une amélioration de 64% du taux d'appareillage IIC par rapport aux générations précédentes de nos produits sur-mesure les plus petits.

Notre nouveau design et notre nouvelle technologie offrent des options d'appareillage supplémentaires. Avec davantage d'espace à l'intérieur de l'aide auditive, il est alors possible d'intégrer un évent, réduisant ainsi l'occlusion pour un plus grand confort d'écoute. Un espace plus important permet également d'intégrer un écouteur surpuissant et d'obtenir un taux d'appareillage impressionnant de 60% pour les appareils IIC.



Phonak continue à innover avec une nouvelle aide auditive rechargeable lithium-ion



Les contours d'oreille rechargeables Bolero™ B-PR sont annoncés six mois seulement après le lancement très réussi des toutes premières aides auditives rechargeables lithium-ion Audéo™ B-R.

Staefa, Suisse – 21 février 2017 – Phonak, leader mondial des aides auditives et des solutions de communication sans fil, élargit sa plateforme Belong à la gamme de contours d'oreille Bolero, et notamment au très attendu Bolero B-PR rechargeable lithium-ion.

Cette annonce survient à peine six mois après le lancement mondial remarqué de l'Audéo B-R rechargeable, et vient compléter le portefeuille Phonak de solutions auditives de pointe, rechargeables.

- Avec Bolero B-PR, Phonak étend aux contours d'oreille sa technologie révolutionnaire rechargeable lithium-ion intégrée, qui assure une autonomie de 24* heures avec une simple recharge

« Le lancement d'Audéo B-R rechargeable lithium-ion a été l'un des plus grands succès de l'histoire de Phonak », commente Thomas Lang, vice-président directeur du Marketing chez Phonak. « C'est pourquoi nous sommes si enthousiastes d'annoncer l'intégration de cette technologie rechargeable innovante dans le Bolero B-PR seulement six mois plus tard. Plus que jamais, ces nouveaux produits renforcent l'engagement de Phonak envers l'innovation à grande vitesse, la facilité d'utilisation et l'amélioration de la qualité de vie. »

siastes d'annoncer l'intégration de cette technologie rechargeable innovante dans le Bolero B-PR seulement six mois plus tard. Plus que jamais, ces nouveaux produits renforcent l'engagement de Phonak envers l'innovation à grande vitesse, la facilité d'utilisation et l'amélioration de la qualité de vie. »

Bolero B-PR : une technologie éprouvée par les solutions rechargeables Phonak, désormais intégrée dans un contour d'oreille

Phonak Bolero B-PR tire parti des avantages éprouvés de la solution rechargeable Audéo B-R. Une étude récente¹ s'est intéressée à la fois à la satisfaction des utilisateurs et à celle des audioprothésistes en matière de technologie rechargeable Phonak.

Les résultats montrent que plus de 9 utilisateurs sur 10 sont « très satisfaits » de la durée de vie de la pile de leurs aides auditives rechargeables Phonak. Les audioprothésistes comme les utilisateurs citent la facilité d'utilisation comme avantage principal. L'étude révèle également que 88 % des audioprothésistes sont prêts à recommander la technologie rechargeable Phonak à leurs homologues.

Bolero B-PR bénéficie également du nouvel AutoSense OS™

Tous les modèles Bolero B, B-M, B-P, B-SP, y compris le modèle B-PR rechargeable utilisent le système d'exploitation de Phonak : AutoSense OS. La nouvelle version d'AutoSense OS analyse les sons toutes les 0,4 s, puis sollicite plusieurs fonctions pour générer plus de 200 réglages diffé-

rents selon l'environnement sonore. Tout ceci s'effectue automatiquement, sans réglage manuel au niveau des aides auditives. De récentes études^{2, 3} du Phonak Audiology Research Center ont confirmé qu'AutoSense OS offrait aux patients une meilleure compréhension de la parole par rapport à un réglage manuel, et des performances auditives inégalées dans les situations d'écoute quotidiennes par rapport à deux concurrents de premier plan.

La nouvelle gamme Bolero B, et notamment le Bolero B-PR rechargeable seront disponibles en France dès le 6 Mars prochain. Pour en savoir plus sur les aides auditives rechargeables lithium-ion de Phonak, rendez-vous sur www.phonakpro.com/rechargeable ou www.phonakpro.com/bolero-b.

Chez Phonak, nous sommes convaincus qu'une bonne audition est indispensable à une vie épanouie. Depuis 70 ans, nous restons fidèles à notre vocation et développons des solutions auditives innovantes qui contribuent à changer des vies et favorisent l'épanouissement social et émotionnel. Life is on.

Maud GARREL

Relations Publiques Phonak France
maud.garrel@phonak.com - 04 72 14 50 28

* Résultats attendus à pleine charge, et jusqu'à 80 minutes de streaming sans fil.

1. Nilsson M, Omisore D (2017). The Phonak rechargeable hearing solution : Part 2. Phonak Field Study News. https://www.phonakpro.com/content/dam/phonakpro/gc_hq/en/resources/evidence/field_studies/documents/fsn_rechargeable_hearing_solution_part_2.pdf
2. Rakita L, Jones C (2015). Performance and Preference of an Automatic Hearing Aid System in Real-World Listening Environments. *Hearing Review*. 22(12):28.
3. Rakita L, Jones C. Comparing objective and subjective outcomes of automatic classification systems across manufacturers. *Field Study News*. July, 2016.

Informations

Santé : un audioprothésiste Vice-président du CNPS

Dans le cadre du renouvellement des instances du Centre national des professions de santé libérales (CNPS), la profession d'audioprothésiste a été mise parti-

culièrement en avant en accédant à l'une des six vice-présidences en la personne de Luis Godinho, Président de l'UNSAF.

Fondé en 1969 par les principaux syndicats des professions médicales, médecins, chirurgiens-dentistes et pharmaciens pour défendre l'exercice libéral des professions de santé, le CNPS regroupe





aujourd'hui une vingtaine de syndicats. Il est l'interlocuteur des pouvoirs publics sur la stratégie interprofessionnelle et se déploie au niveau local à travers des entités régionales et départementales.

Pour les audioprothésistes, cette accession d'un représentant de la profession à un poste clé de la gouvernance du CNPS, pour un mandat de deux ans, signifie que ce secteur est désormais clairement identifié par tous, et d'abord par les professionnels eux-mêmes, comme relevant du champ exclusif de la santé.

Les audioprothésistes sont des professionnels de santé comme les autres et parmi les autres, c'est le signal fort de cette élection.

En savoir plus sur la composition
du bureau du CNPS :

<http://www.cnps.fr/content/view/854/137/>

■ L'Unsaf porte ses arguments auprès de la Ministre et du Directeur de l'Assurance maladie



Le président du Syndicat national des audioprothésistes, Luis Godinho assistait lundi 30 janvier, en tant que membre de l'UNPS (Union nationale des professions de santé), aux vœux de Marisol Touraine adressés aux personnalités du secteur de la santé, en présence du directeur général de l'Assurance maladie, Nicolas Revel.

A cette occasion, il a pu les sensibiliser sur les inquiétudes de la profession en ce qui concerne le « déWcouplage » prôné par l'Autorité de la concurrence.

■ Société des Audioprothésistes Indépendants de France (SAiF) : promouvoir et défendre l'image des Audioprothésistes Indépendants



La SAiF est une société, dont les associés sont audioprothésistes indépendants. Face aux changements profonds qui s'amorcent pour notre profession, les audioprothésistes indépendants ont éprouvé le besoin de se fédérer pour créer une nouvelle force, qui comptera dans les années à venir. Créée en mars 2016, la SAiF a déjà eu l'occasion de valoriser les compétences et l'engagement des audioprothésistes indépendants auprès des Pouvoirs Publics (Ministères, Matignon...) et intensifie son action en 2017.

Objectif : sensibiliser à l'absolue nécessité d'un accompagnement responsable et de qualité des personnes malentendantes, et plaider pour un rééquilibrage plus sain des prises en charge de l'appareillage.

A ce titre, la SAiF s'investit dans la mise au point d'un nouveau modèle de contrats individuels en partenariat avec la centrale

Revaudio et une OCAM. La vocation de ce contrat est de permettre de réduire sensiblement le reste à charge de la population la plus pénalisée dans le rapport coût du contrat/prise en charge des prestations, que constituent les retraités. Il devrait être disponible courant du 2^{ème} trimestre 2017.

Mais la SAiF souhaite aussi se positionner auprès du grand public. Ainsi, son blog www.saif-audition.fr, régulièrement mis à jour et enrichi, entend apporter de vraies réponses aux questions que se posent les français sur l'audition. Un contenu visiblement nécessaire puisque, depuis sa mise en ligne l'été dernier, sa fréquentation ne cesse de progresser. La SAiF profite également des réseaux sociaux pour faire passer ses messages professionnels ou grand public.

Est également en cours de réalisation une information à destination des prescripteurs. Considérant que l'enjeu de rendre l'aide auditive accessible à tous est l'affaire de tous les acteurs en présence, les audioprothésistes indépendants de la SAiF sont bien déterminés à se battre pour préserver la qualité de leurs prestations et garantir la réussite de l'appareillage à leurs patients, tout en faisant émerger une image professionnelle, responsable et dynamique de la branche indépendante.

Contact :
Thierry Guillard
06 14 70 59 23



www.saif-audition.fr



JUIN 2017

Congrès mondial d'ORL

24 au 28 juin 2017

Palais des Congrès
Paris

Le 14ème congrès de la
SFA se déroulera à la Cité
universitaire de Paris.

Info : <http://ifosparis2017.org/>



Colloque : "Comprendre l'intelligibilité dans le bruit"

10 au 11 mars 2017

Institut Libre Marie Haps -
Bruxelles, Belgique

[http://www.vinci.be/fr-be/mariehaps/
Pages/Colloque-en-audiologie--.
aspx](http://www.vinci.be/fr-be/mariehaps/Pages/Colloque-en-audiologie--.aspx)



SEPTEMBRE 2017

Congrès de la SFA

Les 29 et 30 Septembre 2017
Cité universitaire de Paris.

Les spécialistes conviés parleront de la
déficience auditive et du neuro-dévelop-
pement cérébral, de la conception de
l'enfant à la personne âgée.

Info : <http://sfaudiologie.fr/Drupal/>



DÉCEMBRE 2017

EPU 2017

Les 1 et 2 décembre 2017

Centre des Congrès de La Villette - Paris

Le futur de l'audioprothèse : Quelles technologies pour quels
actes et pour quels patients ?

Info : <http://www.college-nat-audio.fr/>



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 Chaumont 451 620 298
N° ORIAS : 07013032 <http://www.orias.fr>

« UN RÉSEAU FORT NE PEUT
SE CONSTRUIRE QU'AVEC
DES INDIVIDUS FORTS ! »

**OFFRE
EXCLUSIVE**
1 AN
D'ADHÉSION
GRATUITE*

Les audioprothésistes

entendre
...et la vie recommence

www.entendre.com

ENTENDRE RECRUTE !

Des audioprothésistes à :

- AMBOISE
- ANGOULÊME
- ASNIÈRES-SUR-SEINE
- BAR-LE-DUC
- BASSIN D'ARCACHON
- BESANÇON
- CAEN
- CANNES
- CHAMBÉRY
- CHARLEVILLE-MÉZIÈRES
- CHARTRES
- CLICHY
- COURBEVOIE
- DIJON
- DUNKERQUE
- ÉPERNAY
- FLERS
- LAON
- LE MANS
- LILLE
- MER
- METZ
- NÎMES
- NOGENT-LE-ROTHOU
- PEYMEINADE
- RENNES
- ROYAN
- SAINT-GERVAIS-LA-FORÊT
- SAINT-VIT
- SAÔNE
- SEDAN
- SOISSONS
- TARTAS
- TOURNETTES
- TOURS
- VALLAURIS
- VERDUN
- VESOUL

Des assistant(e)s à :

- ASNIÈRES-SUR-SEINE
- CLICHY
- COURBEVOIE
- LILLE
- SAVIGNY-SUR-ORGE
- SOMMIÈRES

Contactez-nous au
2Bis, Rue Francisco Ferrer - 78210 SAINT-CYR-L'ÉCOLE - 01 30 07 17 87
recrutement@entendre.fr



**SERVICES DE SOINS
ET D'ACCOMPAGNEMENT
MUTUALISTES**
Des services en toute confiance
www.bourgogne-sante-services.com



**La Mutualité Française Bourgignonne
recherche pour ses centres
AUDITION MUTUALISTE
de Quetigny - Beaune - Auxonne
(Département 21) :
un AUDIOPROTHÉSISTE D.E**

- CDI - TEMPS PLEIN - STATUT CADRE
- Poste à pourvoir immédiatement
- Rémunération fixe + pourcentage + voiture de fonction
- Avantages sociaux (mutuelle, titre repas, CE, aide au déménagement...)

Adresser votre candidature :
MUTUALITÉ FRANÇAISE BOURGUIGNONNE - SSAM
Madame Lydie BARD - Directrice du Pôle Santé
16 Boulevard de Sévigné - BP 51749 - 21017 DIJON CEDEX
lydie.bard@mfbsam.fr



**SERVICES DE SOINS
ET D'ACCOMPAGNEMENT
MUTUALISTES**

**Pour des centres en fort développement,
nous recherchons dans le cadre
d'un renforcement d'équipe :
un(e) Audioprothésiste Diplômé(e) d'Etat**

**Poitiers (86), 3 jours/semaine
et Montmorillon (86), 1 jour/semaine**

Ces centres mettent à disposition du matériel moderne et de qualité. Ses membres développent de nombreux partenariats avec des acteurs du secteur du handicap et des cliniques. De fait, si vous le souhaitez, vous disposerez de temps consacrés à la participation à ces projets intéressants.

CDI salarié, statut cadre, 35 heures, salaire attractif, excellentes conditions de travail, équipe dynamique. Prise de fonction dès que possible.

Contact : PELLETIER Corinne
Corinne.Pelletier@mutualite-vienne.fr - 05.49.50.02.94



**SERVICES DE SOINS
ET D'ACCOMPAGNEMENT
MUTUALISTES**

**La Mutualité Française Normandie
recherche des audioprothésistes
pour ses Centres Audition Mutualiste
basés sur l'ensemble de la
Normandie**

- Poste à temps complet ou à temps partiel
- Débutant ou expérimenté
- Contrat de travail à durée indéterminée
- Prise de fonction dès que possible.

Merci d'adresser CV + lettre de motivation au
Siège administratif de la MFN-SSAM
16 avenue du 6 Juin - 14 000 CAEN
melanie.gautier@mfn-sssam.fr



**SERVICES DE SOINS
ET D'ACCOMPAGNEMENT
MUTUALISTES**



**La Mutualité Française Aude recherche
pour son centre AUDITION MUTUALISTE
de Carcassonne (11)**

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

- Temps plein
- Poste à pourvoir immédiatement
- Avantages sociaux (mutuelle, chèques déjeuners, CE...)
- Rémunération fixe + variable

Adresser votre candidature :
MUTUALITE FRANCAISE AUDE
63, rue Antoine Marty
11000 CARCASSONNE
contact@mutualite11.com



> ANNONCES



La Mutualité Française Centre Atlantique

recrute pour ses centres de :

La Rochelle - Charente Maritime (17)

Niort - Deux Sèvres (79)

Partenay - Deux Sèvres (79)

Des audioprothésistes H/F

- CDI Temps complet ou temps partiel
- Rémunération fixe + variables

Merci de contacter :

Isabelle HILLY - RRH

Tél : 05 49 77 36 74 ou ihilly@mfca.fr

NOUS AVONS BESOIN DE VOS TALENTS !

GRANDAUDITION

Vos aides auditives en 1 heure

recrutement@grandaudition.com



**LES 24, 25
ET 26 MARS
VOTRE VIE VA
VRAIMENT
CHANGER.**

Sur le stand Amplifon
sera élu le Talent
2017 des futurs
audioprothésistes
**ET VOUS POURREZ
PARTIR UN WEEK-
END À MILAN AU
CŒUR D'AMPLIFON
MONDE.**

Si vous pensez que
l'on peut s'entendre,
rendez-vous sur notre
stand au congrès des
audioprothésistes.

careers.amplifon.com/web/france

amplifon

Une relation clients 5 étoiles



AUDITION CONSEIL

N°1 du palmarès "Prothèses auditives"



AUDITION CONSEIL
recrute audioprothésistes D.E.

Postes à pourvoir toutes régions
o.delatour@auditionconseil.fr

auditionconseil.fr

1^{er} réseau d'indépendants en France

Vous l'attendiez, il arrive...



Une exclusivité à découvrir sur notre stand avec nos autres innovations majeures :

- › **Silk**, le premier intra-auriculaire CIC-RIC ultra confortable en adaptation immédiate.
- › **Cellion**, l'aide auditive lithium-ion rechargeable par induction la plus avancée.
- › **Thérapie d'Inhibition Latérale**, la nouvelle approche de prise en charge du patient acouphénique par amplification encochée.
- › **TeleCare**, la première application de suivi d'adaptation et de satisfaction patient avec interface de communication audioprothésiste.

**A l'entrée
du Congrès
Unsaf !**



signia-pro.fr

Solutions
Auditives

SIEMENS

FAITES LE PLEIN D'ENERGIE AVEC STARKEY !

NOUVEAU
Disponible le 4 avril 2017



- **Acuity OS 2 :** Notre système d'exploitation le plus rapide et le plus personnalisé.
- **Muse Rechargeable :** Le modèle microRIC 312t disponible en version rechargeable.
- **Muse RIC 312t :** Notre dernier modèle, doté d'une bobine téléphonique et d'un interrupteur à bascule, que les patients adorent.
- **Halo 2 RIC 312 :** Notre plus petite aide auditive « made for iPhone® ».
- **TruLink App 4.0 :** L'application qui offre aux patients un niveau de personnalisation et de contrôle optimal.

À découvrir en avant-première au congrès professionnel UNSAF.



www.starkey.fr

www.starkeyfrancepro.com

