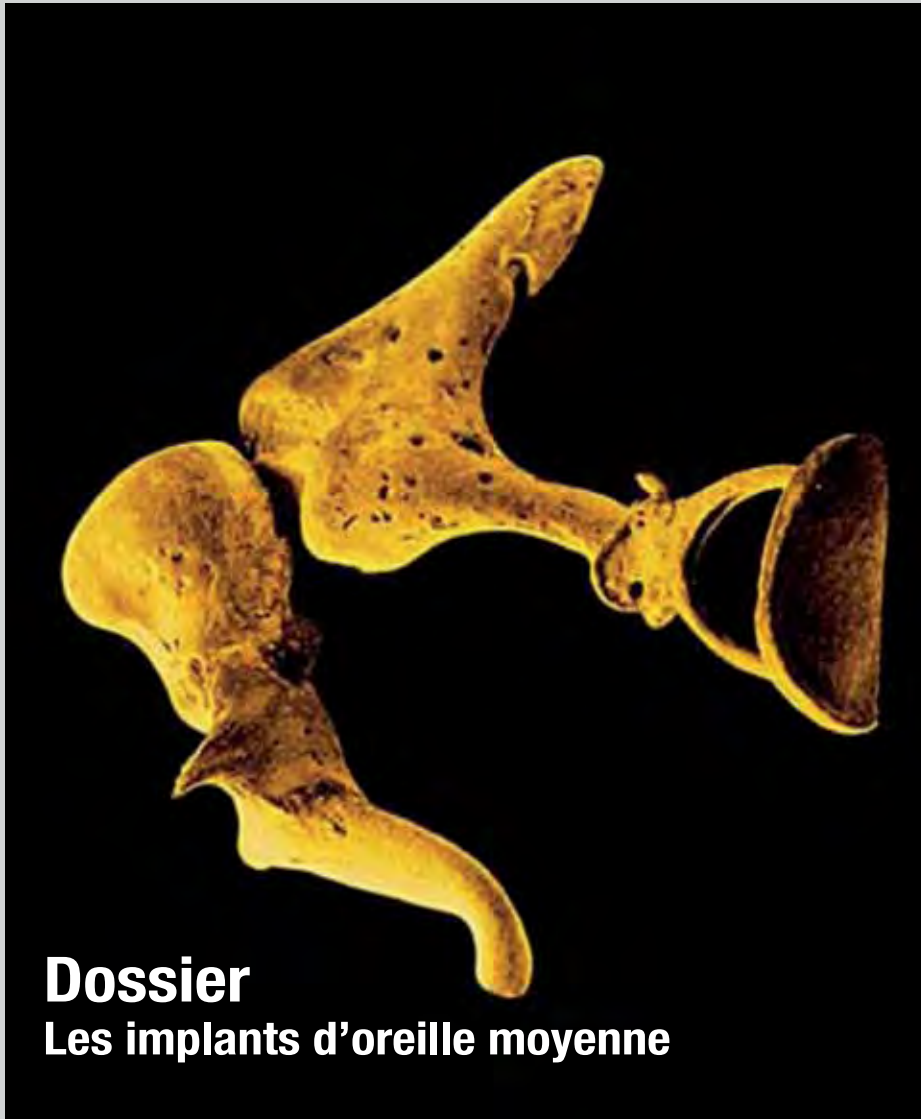


Les Cahiers de l'Audition

LA REVUE
DU COLLEGE
NATIONAL
D'AUDIOPROTHESE

Volume 25 - Mai/Juin 2012 - Numéro 3



ISSN 09803483



Notes de lecture



Veille technique



Actualités



Métier et technique

**L'estimation des seuils
audiométriques au tympan**
Xavier DELERCE



Cas clinique

**Bilan audioprothétique
pré-implantation cochléaire**
Frank LEFEVRE



Interview

Thierry DAUDIGNON
par Arnaud COEZ

Spice+

Phonak nano

Maintenant disponible en
3 niveaux de performances



Indécelable. Pour tout entendre.

Phonak nano est la parfaite combinaison d'une esthétique supérieure et des performances auditives inégalées de Spice+:

- Simple, aucune technique spéciale de prise d'empreinte n'est requise
- Pratiquement invisible, Phonak nano se place discrètement dans le conduit auditif
- Disponible dans les familles Phonak Ambra, Solana et Cassia

www.phonakpro.com/nano-fr

PHONAK

life is on



3 Editorial

Paul AVAN



4 Le mot du Président

Eric BIZAGUET



6 Dossier

7 Implant d'oreille moyenne : un concept en pleine évolution

Isabelle MOSNIER

8 Bénéfices du Système Vibrant Soundbridge chez des patients implantés depuis 5 à 8 ans

Isabelle MOSNIER

12 Application du Vibrant Soundbridge aux cas d'atrésie asseuse unilatérale

Henning FRENZEL, Frauke HANKE, Millo BELTRAME, Armin STEFFEN, Rainer SCHÖNWEILER, Barbara WOLLENBERG

20 Résultats auditifs de l'implant d'oreille moyenne

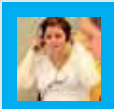
Vibrant Soundbridge après chirurgie pour otite chronique

C. STREITBERGER, M. PEROTTI, M.A. BELTRAME, N. GIARBINI

26 EPU

Une étape essentielle du bilan d'orientation prothétique pour le quatrième âge : l'audiométrie vocale dans le bruit

Yves LASRY



32 Métier et technique

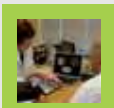
32 L'estimation des seuils audiométriques au tympan.

Deuxième partie : Analyse de la précision dans l'estimation des seuils audiométriques au tympan par divers fabricants d'aides auditives lors du réglage

Xavier DELERCE, Nadège DURAND, Jean-Baptiste BARON

40 Dépistage systématique de la surdité en Champagne-Ardenne et prise en charge du nourrisson atteint d'un déficit auditif

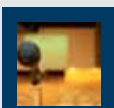
Xavier DEBRUILLE



42 Cas clinique

Bilan audioprothétique pré-implantation cochléaire

Frank LEFEVRE



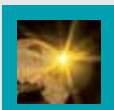
44 Interview

Thierry DAUDIGNON

Arnaud COEZ

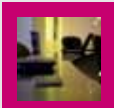


48 Notes de lecture



50 Veille technique

OTICON - PHONAK - SIEMENS - STARKEY - WIDEX



66 Actualités et agenda



71 Annonces

Liste des annonceurs

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

Les Cahiers de l'Audition

Mai/Juin 2012 - Vol 25 - N°3

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

Editeur

Collège National d'Audioprothèse
Président Eric BIZAGUET
LCA - 20 rue Thérèse
75001 Paris
Tél. 01 42 96 87 70
eric.bizagueta@lcab.fr

Directeur de la publication

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

Rédacteur en chef

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

Rédacteur et responsable scientifique

Arnaud COEZ
LCA - 20 rue Thérèse
75001 Paris
Tél. 01 42 96 87 70
arnaud.coez@lcab.fr

Conception et réalisation

MBQ
Stéphanie BERTET
32, rue du Temple
75004 Paris
Tél. 01 42 78 68 21
stephanie.bertet@mbq.fr

Abonnements, publicités et annonces

Collège National d'Audioprothèse
Secrétariat
20 rue Thérèse - 75001 Paris
Tél. 01 42 96 87 70
cna.paris@orange.fr

Dépot Légal à date de parution

Mai/Juin 2012 Vol. 25 N°3
Imprimé par Néo-typo - Besançon

Le Collège National d'Audioprothèse

Président



Eric
BIZAGUET

1^{er} Vice Président



Frank
LEFEVRE

2^e Vice Président



Christian
RENARD

Président d'honneur



Xavier
RENARD

Membres du Collège National d'Audioprothèse



Kamel
ADJOUT



Patrick
ARTHAUD



Jean-Claude
AUDRY



Bernard
AZEMA



Jean
BANCONS



Jean-Paul
BERAHA



Hervé
BISCHOFF



Geneviève
BIZAGUET



Jean-Jacques
BLANCHET



Daniel
CHEVILLARD



Arnaud
COEZ



Christine
DAGAIN



Ronald
DE BOCK



Xavier
DEBRUILLE



François
DEGOVE



Jean-Baptiste
DELANDE



Charles
ELCABACHE



Robert
FAGGIANO



Stéphane
GARNIER



Thierry
GARNIER



Grégory
GERBAUD



Eric
HANS



Bernard
HUGON



Jérôme
JILLIOT



Yves
LASRY



Stéphane
LAURENT



François
LE HER



Maryvonne
NICOT-MASSIAS



Benoit
ROY



Claude
SANGUY



Philippe
THIBAUT



Jean-François
VESSON



Frédérique
VIGNAULT



Alain
VINET



Paul-Edouard
WATERLOT

Membres honoraires du Collège National d'Audioprothèse



Jean-Pierre
DUPRET



Jean
OLD



Georges
PEIX

Membres Correspondants étrangers du Collège National d'Audioprothèse



Roberto
CARLE



Léon
DODELE



Philippe
ESTOPPEY



André
GRAFF



Bruno
LUCARELLI



Leonardo
MAGNELLI



Carlos MARTINEZ
OSORIO



Thierry
RENGLET



Juan Martinez
SAN JOSE



Christoph
SCHWOB



Elie EL ZIR
Membre Correspondant étranger associé



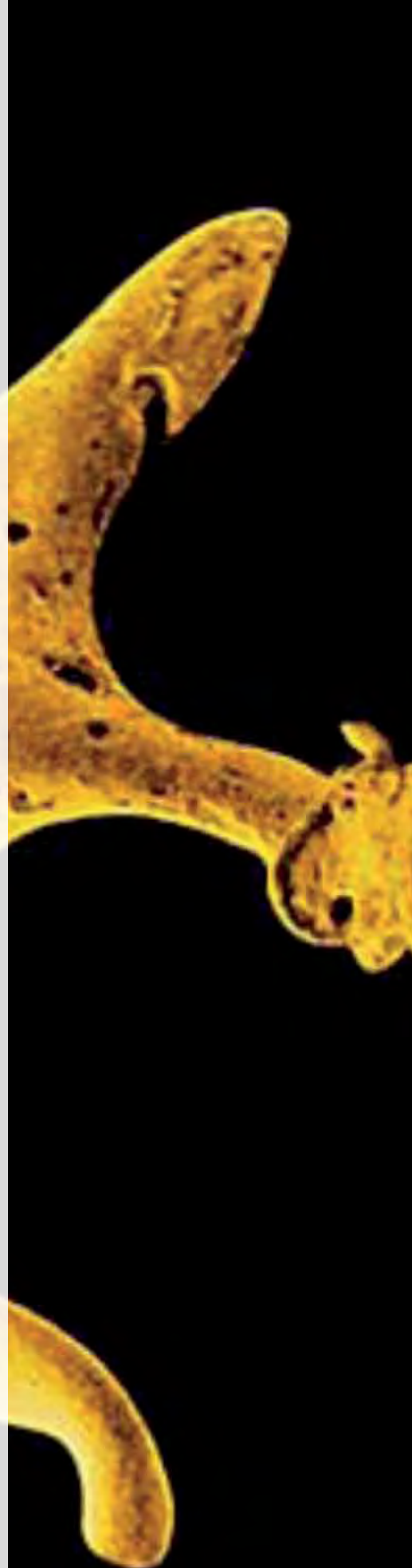
Les implants d'oreille moyenne

Il y a une quinzaine d'années maintenant que le concept d'implant d'oreille moyenne est apparu, et que les deux technologies, piézoélectrique et électromagnétique, ont mûri. Logiquement, des développements ont émergé notamment en direction du tout implantable, avec quelques limitations imprévues, intolérance ou nécessité de désarticuler la chaîne ossiculaire, qui ont conduit à des interrogations. Chaque nouveauté, surtout lorsqu'elle est techniquement élégante, entraîne logiquement un enthousiasme qui pousse à lui envisager de nombreuses indications. Mais seuls l'expérience et le recul permettent de fixer des limites à l'imagination et à la raison.

Dans ce contexte de flux et de reflux, voire de sables mouvants... il nous a semblé opportun de faire traduire quelques articles scientifiques récents retraçant des études cliniques solides, dont les droits nous ont été transférés. Ceci nous permet de donner un éclairage actualisé à la question de la place des implants d'oreille moyenne. Cette nécessité d'actualisation est d'ailleurs naturelle : d'autres technologies ont évolué en parallèle, ont fait leurs preuves et étendu leurs domaines d'application. Les implants cochléaires tout d'abord, en élargissant leurs indications aux surdités ni totales ni profondes, mais parfois avec des restes auditifs basse fréquence, d'où l'émergence de systèmes bimodaux et mini-invasifs. Les aides auditives conventionnelles n'ont pas été en reste : puissance augmentée, anti-Larsen, confort amélioré, compression fréquentielle... tout en gardant les avantages du coût et de l'absence de chirurgie. Il devient de plus en plus facile d'appareiller un malentendant et de lui donner satisfaction sans passer par l'implant d'oreille moyenne sauf dans un certain nombre d'indications bien précises. C'est ce qu'Isabelle Mosnier récapitule dans son chapeau introductif, elle qui a coordonné une importante étude sur 8 ans d'expérience d'utilisation de l'implant Vibrant Soundbridge sur une centaine de patients, démontrant l'excellente stabilité des résultats et l'innocuité de la procédure. Deux autres articles, par les équipes de Wollenberg à Lübeck et de Giarbini en Italie du Nord, illustrent bien comment des chirurgiens inventifs peuvent retourner des situations anatomiques difficiles grâce à un implant d'oreille moyenne.

Il n'en reste pas moins que de manière générale, l'innovation ne se décrète pas, et qu'il est rare de pouvoir projeter l'avenir d'une nouvelle technologie rien qu'à partir d'un bureau d'étude. C'est pour oublier les stades de validation scientifique et pratique sur le terrain, et l'étude comparative d'autres principes concurrents, que certaines nouveautés s'éclipsent après quelques années. L'implant d'oreille moyenne aura eu, pour sa part, le mérite d'atteindre l'âge adulte grâce au recentrement de ses indications !

Paul Avan



Les Cahiers de l'Audition

Mai/Juin 2012 - Vol 25 - N°3



Le mot du Président du Collège

Eric Bizaguet

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

L'édito de ce numéro aurait dû évoquer l'avenir technologique que nous offrent les progrès techniques et l'amélioration de nos connaissances.

Mais deux nouvelles sont venues perturber la mission initiale. L'une en provenance d'un fabricant qui annonce après 4 ans de confidentialité l'acquisition en France d'un réseau de distributeurs audioprothésistes. Cela faisait longtemps que la rumeur enflait, mais le passage à l'acte restait officiellement impossible.

La deuxième, encore plus inquiétante, est l'apparition de réseaux larges au départ des OCAM avec un nombre croissant d'inscrits sur les listes. Sans vouloir être craintif, ces deux nouvelles pourraient être, sans réaction et interrogation de notre part, l'amorce d'une profonde mutation de notre activité et la perte de notre indépendance et de notre liberté de choix.

Ces annonces sont pourtant une opportunité car elles nous obligent à regarder l'avenir en intégrant ces nouvelles données dans nos actions syndicales et professionnelles. Elles peuvent créer la prise de conscience que nous attendions pour une mobilisation des audioprothésistes. La défense de notre profession passe en effet par chacun d'entre nous, de façon individuelle en prenant à titre personnel ses responsabilités et à titre général en permettant à l'Unsaf de se prévaloir d'une représentativité indispensable aux futures négociations.

Je profite d'ailleurs de cette tribune pour remercier Benoît Roy, Président de l'Unsaf, pour l'excellence de ses actions passées et féliciter le nouveau Président, Luis Godinho, qui aura la lourde mission de poursuivre les travaux engagés et de conduire la représentativité de notre profession auprès des pouvoirs publics. Il doit pouvoir compter sur une syndicalisation de tous les audioprothésistes, libéraux ou salariés, pour renforcer nos pouvoirs de négociation.

Et la jeune génération s'est mobilisée au regard du nombre d'inscrits, plus de 700, au blog de réactions à l'entrée de Sonova dans la distribution de détail. Qu'un fabricant vienne modifier les rapports entre audioprothésistes et fabricants, et les réseaux sociaux de communication s'enflamment.

Après inscription à ce blog, j'ai pu constater la vivacité des participants et être rassuré sur l'indépendance que souhaitent préserver les jeunes audioprothésistes, tout

en préférant ne pas intervenir pour ne pas perturber la richesse des échanges.

Cette guerre éclair, permise par Internet, est un signe de l'extraordinaire vivier d'idées et du potentiel des acteurs de ce blog, tout en restant prudent sur la poursuite de ces échanges car avant de construire il est parfois nécessaire de planifier l'action et de regarder l'effet néfaste à moyen et long terme de certaines propositions. C'est d'ailleurs le rôle de l'Unsaf et du Collège d'écouter ces interrogations et d'améliorer leur communication sur leurs actions car de nombreux points évoqués dans ce blog étaient en cours de traitement ou avaient été tentés par le passé.

Depuis de nombreuses années, le Collège et l'Unsaf œuvrent de concert pour défendre la profession, mais aussi pour préparer l'avenir. La démarche AFNOR initiée par l'Unsaf et soutenue par le Collège en est un exemple majeur. Et des exemples il y en a de nombreux. Cette crise nous montre que notre communication sur de nombreux sujets doit évoluer car nos envies et notre travail ne sont pas toujours connus. Il est vrai que la mise en place et le traitement d'un sujet demandent parfois de longues tractations que la non cohésion de l'ensemble des partenaires ne permet pas de divulguer au fur et à mesure des avancées et négociations.

Et combien de réponses négatives pour l'Unsaf et le Collège dans nos demandes aux pouvoirs publics ? Faut-il exprimer ses échecs ou continuer d'œuvrer silencieusement en croyant à l'existence ultérieure d'une fenêtre ouverte ?

L'exemple typique : Le conseil de l'Ordre que le Collège souhaite depuis longtemps. Hélas la fenêtre s'était déjà refermée quand le Collège et l'Unsaf ont eu l'occasion d'agir, les difficultés rencontrées dans la mise en place de l'ordre des Infirmiers ayant eu raison de la volonté de création d'ordre des pouvoirs publics. Pourtant, les professions à ordre sont avantagées à la lecture des textes au niveau de leur indépendance et de leur autonomie. Ces avantages méritent que la création d'un ordre des audioprothésistes soit toujours dans les missions du Collège. Bien que la tâche semble ardue, il faut continuer d'y croire car le changement peut toujours arriver demain.

LE MOT DU PRÉSIDENT ◀



Les missions changent et évoluent. La complexité de certains problèmes augmente quand l'analyse ne se fait plus sur l'observation de proximité, mais à un étage plus large.

Par exemple pour l'entrée des fabricants dans le monde de la distribution de détail.

L'analyse se fait de façon mondiale chez ces géants et l'action des fabricants ne doit pas être seulement observée en France mais doit être analysée de façon plus générale au regard de la distribution de détail où la grande majorité des industriels officient à l'étranger.

La France avait des circuits de distribution autonomes. L'indépendance et le libre choix de l'audioprothésiste étaient relativement préservés car la distribution était de fait réservée aux professionnels audioprothésistes. Les temps changent et les politiques ne sont pas définies en France. Le fait que cela existe a déclenché un processus qu'il est souhaitable de ne pas voir se reproduire. Chacun doit donc œuvrer pour transmettre un message à ceux qui voudraient s'y lancer.

L'indépendance de l'audioprothésiste est un sujet auquel je suis particulièrement sensible. Que les dangers viennent de la construction de parcours de soins ou de l'apparition d'un remboursement différencié par les mutuelles ou assureurs apte à détourner d'un service audioprothétique de qualité au seul regard du coût de la prestation me semble encore plus dangereux que l'apparition de nouveaux modèles de distribution.

La pression exercée par certains pour créer des réseaux de soins est l'un des dangers majeurs car susceptible de changer profondément les rapports futurs entre audioprothésistes. Le fait de signer de façon individuelle ces partenariats représente un grand risque car l'historique des remboursements des aides auditives en France montre que les évolutions ultérieures de prise en charge, publiques ou privées, sont rarement en rapport avec l'évolution réelle des coûts de matériel et de service.

La négociation avec les pouvoirs publics était déjà dans les missions du syndicat. Elle va devoir s'étendre aux négociations privées avec pour mission de négocier pour l'ensemble des professionnels audioprothésistes auprès des complémentaires et des assureurs. La démarche peut conduire à l'échec, mais doit se tenter avec cohérence et

force en recherchant une représentation majoritaire. Le fait que la profession soit source de proposition permettant l'absence de perte de chance pour une adaptation de qualité à un prix correspondant aux moyens des malentendants me semble une idée à développer à condition que le libre choix du patient soit respecté au niveau du professionnel désiré et de la gamme de produits correspondant à ses attentes.

Le Collège sollicite également la mise en place d'un numérus clausus permettant de répondre aux attentes des malentendants tout en les protégeant. L'explosion du nombre d'audioprothésistes demandée par certains n'a pas de sens au point de vue des besoins en professionnels. Le nombre d'audioprothésistes formés doit cependant évoluer, sans se rapprocher des chiffres annoncés dans des pays proches comme l'Espagne où le nombre d'audioprothésistes formés chaque année dépasse largement les besoins de la population. Par ailleurs, la formation étant l'une des missions du Collège, il semble actuellement impossible de former un plus grand nombre d'étudiants sans diminuer la qualité de la formation du fait de l'existence d'un nombre réduit de maîtres de stage et de maîtres de mémoire aussi bien dans les services hospitaliers qu'au niveau des stages professionnels.

L'apparition de nouvelles écoles ne peut se faire qu'en accord avec ce principe et une indépendance totale des universités vis-à-vis des fabricants et des chaînes de distribution.

Actuellement, ce numérus clausus a été refusé par le Ministère de la Santé alors qu'il est indispensable du fait de l'indépendance des Universités. Une des missions du Collège sera de participer aux travaux concernant l'évolution du nombre de professionnels.

> Dossier

Les d'implants d'oreille moyenne

7 Implant d'oreille moyenne : un concept en pleine évolution

Isabelle MOSNIER

8 Bénéfices du Système Vibrant Soundbridge chez des patients implantés depuis 5 à 8 ans

Isabelle MOSNIER, Olivier STERKERS, Didier BOUCCARA,
Samia LABASSI, Jean-Pierre BEBEAR, Philippe BORDURE,
Christian DUBREUIL, Thibaud DUMON, Bruno FRACHET,
Bernard FRAYSSE, Jean-Pierre LAVIEILLE, Jacques MAGNAN,
Christian MARTIN, Bernard MEYER, Michel MONDAIN,
Didier PORTMANN, Alain ROBIER, Sébastien SCHMERBER,
Jean-Marc THOMASSIN, Eric TRUY, Alain UZIEL, François-Michel
VANECCLOO, Christophe VINCENT, et Evelyne FERRARY

12 Application du Vibrant Soundbridge aux cas d'Atrésie Osseuse Unilatérale

Henning FRENZEL, Frauke HANKE, Millo BELTRAME,
Armin STEFFEN, Rainer SCHÖNWEILER, Barbara WOLLENBERG

20 Résultats auditifs de l'implant d'oreille moyenne Vibrant Soundbridge après chirurgie pour otite chronique

C. STREITBERGER, M. PEROTTI, M.A. BELTRAME, N. GIARBINI

Implant d'oreille moyenne : un concept en pleine évolution



Deux types de prothèses d'oreille moyenne existent : le système piezo-électrique composé d'une céramique qui se déforme sous l'action d'un courant électrique et le système électro-magnétique composé d'un aimant fixé dans l'oreille moyenne qui vibre sous l'action d'une bobine électro-magnétique. Trois implants d'oreille moyenne sont actuellement disponibles en France :

- le plus récent, la prothèse Esteem®, totalement implantable, est indiquée en cas de surdité de perception sur une oreille saine. Elle est composée de deux transducteurs piezo-électriques, l'un accroché à l'enclume qui capte l'information auditive et la transforme via le processeur en un signal électrique transmis à un deuxième transducteur « pilote » fixé sur l'étrier. L'avantage de cette prothèse est son caractère totalement implantable, l'oreille moyenne servant de microphone. Son fonctionnement nécessite cependant la désarticulation de la chaîne des osselets, avec comme conséquence, en cas de panne ou de défaut de fonctionnement, une surdité de transmission majorant la surdité de perception.
- Le MET™ Ossicular Stimulator (Otologics®) est composé d'un audioprocésseur externe et d'une partie implantée comportant un transducteur fixé dans l'attique, couplé au corps de l'enclume par un connecteur rigide. L'implantation ne nécessite pas de tympanotomie postérieure ni de désarticulation de la chaîne des osselets. Le niveau d'énergie délivré par le système permet de l'utiliser même en cas de surdité sur les fréquences graves. Un système totalement implantable est désormais disponible avec un microphone placé sous la peau (Carina™).
- le Vibrant® Soundbridge® (VSB, MED-EL) est un système semi-implantable, comportant une bobine électro-magnétique (Floating Mass Transducer ou FMT) fixée sur la branche descendante de l'enclume. La technique chirurgicale habituelle est comparable à celle de l'implant cochléaire, avec mise en place du FMT au travers d'une tympanotomie postérieure. L'implantation par voie du conduit est également possible, afin d'éviter la tympanotomie postérieure et ses conséquences éventuelles pour le facial, et de faciliter la mise en place du FMT. C'est l'implant d'oreille moyenne le plus répandu et qui a fait l'objet de nombreuses publications.

Les indications initiales de l'implant Vibrant Soundbridge étaient les surdités de perception moyennes à sévères, non évolutives, prédominantes sur les fréquences aiguës, avec une intelligibilité supérieure à 50% pour les mots dissyllabiques à 65 dB avec les prothèses auditives. Les patients devaient être non satisfaits de leur prothèse ou avoir une pathologie cutanée empêchant son utilisation, et ne pas présenter de pathologie de l'oreille moyenne ni d'anomalie de la chaîne ossiculaire. Après sa commercialisation en France en Août 1997, de nombreux patients ont été implantés dans différents centres, avec des études montrant l'amélioration objective et subjective des performances par comparaison à une audioprothèse utilisant le même processeur^{1,2}.

Le sujet de l'étude ci-jointe, publiée en 2008³, était

d'évaluer à moyen terme le devenir de ces patients implantés. Ce travail a permis de valider la bonne tolérance du système, puisque nous n'avons pas constaté d'aggravation de la surdité de perception ni de lyse ossiculaire liées à la présence du FMT fixé sur la branche descendante de l'enclume. Il a permis en outre de montrer qu'en cas de dégradation spontanée des seuils auditifs, le gain apporté par l'appareil permet de conserver une bonne intelligibilité. Par contre, on peut être surpris par le nombre de patients qui ne portent plus le VSB (15%) avec même des cas d'explantation (7%), les principales causes retrouvées étant un bénéfice insuffisant et des problèmes psychologiques. Il convient de rappeler que lors de la commercialisation du VSB, l'implant cochléaire électro-acoustique, indiqué en cas de surdité sévère avec audition résiduelle sur les fréquences graves et une intelligibilité comprise entre 50 et 70% pour les mots dissyllabiques à 65 dB, n'existait pas. Certains patients avec une surdité sévère et un bénéfice insuffisant de leur prothèse auditive, ont donc été implantés avec un VSB, car on espérait alors que cela leur apporterait un bénéfice. Les progrès technologiques et les études futures ont montré que dans ce type de surdité, l'implant cochléaire électro-acoustique apporte un bien meilleur bénéfice qu'un implant d'oreille moyenne. Par ailleurs, la plupart des équipes réalisent désormais une évaluation psychologique avant un implant d'oreille moyenne afin d'essayer de minimiser le pourcentage de non-utilisateurs pour raison psychologique.

Quelle évolution depuis 10 ans pour le Vibrant Soundbridge ? Du fait de l'évolution technologique des audioprothèses, le nombre de patients implantés pour surdité de perception a diminué ces dernières années. Par contre, le bénéfice et la bonne tolérance de ce système l'ont fait proposer en cas de surdité de transmission ou mixte, secondaire à une otite chronique (sur une oreille sèche), une otospongiose ou une malformation de l'oreille. Le FMT est alors fixé sur l'étrier ou placé dans la fenêtre ronde, directement ou par l'intermédiaire d'un coupleur. Même si le recul reste encore faible, plusieurs travaux, dont certains sont traduits dans cette revue, montre l'intérêt du Vibrant Soundbridge dans ces indications⁴.

Bibliographie

1. Sterkers, O., Bouccara, D., Labassi, S., Bebear, J.P., Dubreuil, C., Frachet, B., Fraysse, B., Lavielle, J.P., Magnan, J., Martin, C., Truy, E., Uziel, A., Vanecloo, F.M. (2003). A middle ear implant, the Symphonix Vibrant Soundbridge : retrospective study of the first 125 patients implanted in France. *Otology and Neurology*, 24, 427-436.
2. Uziel, A., Mondain, M., Hagen, P., Dejean F., Doucet, G. (2003). Rehabilitation for high-frequency sensorineural hearing impairment in adults with the Symphonix Vibrant Soundbridge: A comparative study. *Otology and Neurology*, 24, 775-783.
3. Mosnier I., Sterkers O., Bouccara D. et coll. Benefit of the Vibrant Soundbridge device in patients implanted for 5 to 8 years. *Ear and Hearing* 2008, 29:281-284.
4. Bernardeschi D, Hoffman C, Benchaat T, Labassi S, Beliaeff M, Sterkers O, Bozorg Grayeli A. Functional results of Vibrant Soundbridge middle ear implants on conductive and mixed hearing loss. *Audiol Neurotol* 2011, 16: 381-387.

Isabelle MOSNIER

Praticien Hospitalier
Hôpital Beaujon,
Service ORL,
Hôpital Beaujon,
100 Boulevard du
Général Leclerc,
92110 Clichy
isabelle.mosnier@lmr.
aphp.fr



Bénéfices du Système Vibrant Soundbridge chez des patients implantés depuis 5 à 8 ans

Isabelle MOSNIER^{1,2,3,4}
 Olivier STERKERS^{1,2,3,4,5}
 Didier BOUCCARA^{1,3,4}
 Samia LABASSI⁶
 Jean-Pierre BEBEAR⁷
 Philippe BORDURE⁸
 Christian DUBREUIL⁹
 Thibaud DUMON¹⁰
 Bruno FRACHET¹¹
 Bernard FRAYSSE¹²
 Jean-Pierre LAVIEILLE^{13,14}
 Jacques MAGNAN¹⁴
 Christian MARTIN¹⁵
 Bernard MEYER¹⁶
 Michel MONDAIN¹⁷
 Didier PORTMANN¹⁸
 Alain ROBIER¹⁹
 Sébastien SCHMERBER¹³
 Jean-Marc THOMASSIN²⁰
 Eric TRUY^{21,22} Alain UZIEL¹⁷
 François-Michel VANECCLOO²³
 Christophe VINCENT²³
 Evelyne FERRARY^{1,3,4}

¹AP-HP, Hôpital Beaujon, Service d'ORL, Clichy, France ; ²AP-HP, Hôpital Louis Mourier, Consultation d'ORL, Colombes, France ; ³Inserm Unit-M 867, Paris, France ; ⁴Institut Fédératif de Recherche Claude Bernard Physiologie et Pathologie, IFR02, Paris, France ; ⁵Université Denis Diderot Paris 7, Paris, France ; ⁶Vibrant MEDEL, Sophia Antipolis, France ; ⁷Hôpital Pellegrin, Service ORL, Bordeaux, France ; ⁸Hôpital Hôtel-Dieu, Service ORL, Nantes, France ; ⁹Hôpital Lyon Sud, Service ORL, Lyon, France ; ¹⁰Clinique J. Causse, Service ORL, Colombiers, France ; ¹¹AP-HP, Hôpital Avicenne, Service ORL, Bobigny, France ; ¹²Hôpital Purpan, Service ORL, Toulouse, France ; ¹³Hôpital Michallon, Service ORL, Grenoble, France ; ¹⁴Hôpital Nord, Service ORL, Marseille, France ; ¹⁵Hôpital Bellevue, Service ORL, Saint-Etienne, France ; ¹⁶AP-HP, Hôpital Tenon, Service ORL, Paris, France ; ¹⁷Hôpital Gui de Chauliac, Service ORL, Montpellier, France ; ¹⁸Institut G. Portmann, Service ORL, Bordeaux, France ; ¹⁹Hôpital Bretonneau, Service ORL, Tours, France ; ²⁰Hôpital de la Timone, Service ORL, Marseille, France ; ²¹Hôpital Edouard Herriot, Département d'ORL de chirurgie cervicofaciale et d'audiophonologie, CHU Lyon, France ; ²²CNRS UMR 5020, Université Claude Bernard, Lyon, France ; ²³Hôpital Salengro, Service ORL, Lille, France. (Ear & Hearing 2008;29:281-284)

Adresse de correspondance :
 Isabelle Mosnier, Service ORL,
 Hôpital Beaujon, AP-HP, 100
 Boulevard du Général Leclerc,
 92118 Clichy Cedex, France. E-mail:
 isabelle.mosnier@lmc.aphp.fr.

Objectifs : Evaluer les performances audiométriques, le taux de satisfaction, les effets indésirables chez 100 patients qui utilisent l'implant d'oreille moyenne Vibrant Soundbridge (VSB) depuis 5 à 8 ans en comparaison avec les données obtenues 3 à 18 mois post-chirurgie.

Design : Des tests audiométriques et une évaluation subjective à l'aide d'échelles d'auto-évaluation ont été réalisés chez 77 des 100 patients qui utilisent leur VSB depuis 5 à 8 ans. Les résultats ont été comparés aux données obtenues 3 mois (tests audiométriques) et 18 mois (échelles d'auto-évaluation) après la chirurgie. 23 patients n'ont pas été évalués pour des raisons variées, détaillées ci-dessous.

Résultats : Les seuils de perception en sons purs se sont dégradés de manière similaire sur les deux oreilles, implantées et non-implantées. Les taux de satisfaction et le gain fonctionnel fourni par le VSB sont restés stables. La compréhension de la parole dans le silence s'est dégradée de 56 à 37% au cours des 5 à 8 années lorsque l'oreille implantée a été testée sans le VSB mais un score de 81% a été obtenu avec le VSB.

Conclusions : Cette étude montre que les performances du VSB ne se détériorent pas sur une durée d'au moins 5 ans, sans aucun effet indésirable. Ces résultats confirment l'efficacité et la sûreté du VSB sur un suivi à long terme.

1 Introduction

Le Vibrant Soundbridge (VSB, Vibrant MED-EL, Innsbruck, Autriche) est un système d'oreille moyenne semi-implantable utilisé pour les patients atteints de surdités sensorielles légères à sévères ne pouvant pas porter d'aides auditives conventionnelles (otite externe chronique, irritation de la peau), ou non satisfaits de leurs aides auditives (qualité sonore médiocre, effet d'occlusion, de larsen). Plus de 1500 patients ont été implantés en Europe (environ 600 patients en France) et environ 1000 patients aux Etats-Unis. Les performances du système ont été clairement démontrées (Fisch et coll., 2001; Fraysse et coll., 2001; Snik et Cremers, 2001; Sterkers et coll., 2003; Todt et coll., 2002; Uziel et coll., 2003) et l'efficacité du VSB a été comparée à celle d'aides auditives conventionnelles chez des patients qui ont utilisé le système pendant 6 à 42 mois (Fraysse et coll., 2001; Schmuziger et coll., 2006; Snik et Cremers, 2001; Todt et coll., 2002; Uziel et coll., 2003). Néanmoins, l'évaluation à long terme du VSB reste inconnue. Le but de cette étude a été d'évaluer les performances ainsi que les effets indésirables chez 100 patients faisant partie des 125 premiers implantés en France, qui ont utilisé leur système depuis au moins depuis 5 ans (5 à 8 ans post-chirurgie) et de comparer ces résultats avec ceux obtenus à 3-18 mois post-chirurgie (cf Sterkers et coll., 2003).

2 Matériels et Méthodes

Population

100 patients implantés, appartenant aux 125 premiers implantés en France entre Août 1997 et Octobre 2000 avec le VSB dans 19 centres hospitaliers, ont été inclus. Le design du système ainsi que la procédure chirurgicale ont déjà été décrits dans d'autres articles (Fisch et coll., 2001; Fraysse et coll., 2001). 23 patients n'ont pas pu être évalués pour les raisons décrites dans le Tableau 1. L'âge moyen des 77 patients restants était de 51 ans (entre 19 à 79 ans). Le suivi moyen a été de 6 ans (entre 5 à 8 ans).

Chirurgie de révision

7 patients (9%) ont du être réimplantés, sans problème, à cause d'une panne d'implant. Aucune panne d'implant n'a été observée avec les systèmes implantés après Juillet 1999. Cinq patients supplémentaires (6%) ont également subi une chirurgie de révision qui a résolu le problème pour 4 cas : gain insuffisant car le FMT (Floating Mass Transducer) n'était pas fermement fixé sur l'enclume (n = 1), aimant insuffisant fort (n = 1) et baisse de la qualité sonore à cause de tissus fibreux sur la chaîne ossiculaire (n = 2). La chirurgie de révision n'a pas été satisfaisante pour le cinquième patient qui se plaignait d'un grésillement.

Tests Audiométriques

Les seuils de perception en conduction aérienne ont été mesurés à l'aide d'inserts pour les fréquences de 250 à 8000 Hz, sur les deux oreilles des 50 patients (65%).

Décès	5
Perdu de vue	3
Explantation sans réimplantation	7
Panne de l'implant (réimplantation refusée)	2
Panne de l'implant et faibles bénéfices (hors critères de sélection)	1
Perte de l'audition résiduelle (implantation cochléaire)	1
Faible bénéfice (raison inconnue)	2
Problèmes psychologiques	1
Non utilisateurs	8

Tableau 1 : Raisons de non évaluation (n = 23)
 Parmi les 100 patients inclus dans l'étude, 23 n'utilisaient pas leur système. Parmi les 77 patients restants qui portaient quotidiennement leur VSB, 50 ont passé des tests d'audiométrie en sons purs. La compréhension de la parole en champ libre n'a été mesurée que chez 27 des 50 patients car ces tests n'étaient pas réalisés systématiquement dans tous les centres malgré nos recommandations. Les échelles d'auto-évaluation ont été envoyées par courrier et la plupart des patients (n = 62, 81%) y ont répondu (n = nombre de patients).



L'évaluation en champ libre de l'oreille implantée a été réalisée chez ces 50 patients avec le VSB activé et désactivé, ainsi que l'oreille controlatérale bouchée. Le gain fonctionnel a été calculé en soustrayant les seuils mesurés en sons modulés avec le VSB avec ceux mesurés sans le VSB aux fréquences de 500, 1000, 2000, et 4000 Hz. Les scores de compréhension de la parole, mots bisyllabiques, dans le silence ont été mesurés à 65 dB SPL en soustrayant les scores obtenus avec et sans le VSB chez 27 patients (35%). Les tests ont été conduits, pour tous les centres dans une chambre sourde, les mots bisyllabiques étaient enregistrés sur un disque compact.

Echelles d'auto-évaluation

62 patients (81%) ont répondu aux deux questionnaires envoyés par courrier. Le questionnaire spécifique au VSB incluait une échelle d'auto-évaluation visuelle, allant de 0 à 10, conçue pour la première évaluation du VSB, évaluant le taux de satisfaction pour des paramètres tels que la discrétion, la qualité sonore, le confort et la compréhension dans le bruit, et des questions plus précises sur les effets indésirables de l'implantation, l'audition controlatérale et le taux de satisfaction global (Fisch et coll., 2001; Fraysse et coll., 2001). Le questionnaire validé GBI (Glasgow Benefit Inven-

tory) évalue le changement de l'état de santé en général ainsi que les bénéfices sociaux et physiques obtenus grâce aux procédures otologiques (score entre -100 à +100) (Robinson et coll., 1996).

Analyse statistique

Les performances audiométriques et les résultats des deux questionnaires, obtenus 5 à 8 ans après la chirurgie ont été comparés aux données précédentes (données pré-op et 3 à 18 mois post-op) obtenus pour les mêmes patients. Les résultats sont décrits par : moy. \pm ES (Erreur Standard) et ont été analysés avec les tests-t de Student appariés ou non-appariés; avec $p < 0.05$ étant considéré comme statistiquement significatif.

3 Résultats

Résultats audiométriques

5 à 8 ans après la chirurgie, les seuils de détection en sons purs, montrés sur la Figure 1, se détériorent de manière similaire sur les deux oreilles (tests-t appariés), probablement du fait du cours naturel de la perte auditive au cours du temps. Les gains fonctionnels fournis par le VSB étaient de 18 ± 1.9 dB à 500 Hz, 25 ± 1.6 dB à 1000 Hz, 36 ± 2.1 dB à 2000 Hz, et de 25 ± 2.0 dB à 4000 Hz, valeurs qui n'étaient pas statistiquement différentes à celles obtenues 3 mois après la chirurgie (tests-t appariés). Sans le VSB, le score moyen de compréhension de la parole illustré sur la Figure 2, était moins bon 5 à 8 ans post-op ($37 \pm 7.1\%$)

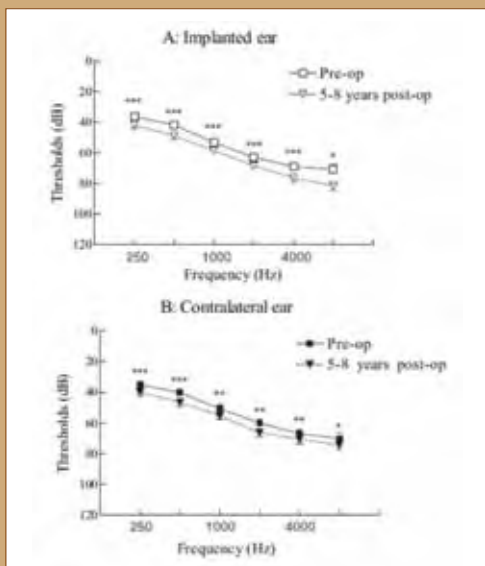


Figure 1 : Seuils en sons purs avec inserts (moy \pm ES, N = 50) pour l'oreille implantée (A), et l'oreille controlatérale, non-implantée (B). Les données ont été comparées avec des tests-t appariés pour les mêmes sujets avant la chirurgie (pré-op, carré) et 5 à 8 ans après (post-op, triangle). *** $p < 0.001$, ** $p < 0.01$, * $p < 0.05$. La baisse des seuils n'étaient pas significativement différente pour chaque fréquence entre les oreilles implantées et non-implantées (test-t apparié, $p > 0.05$).

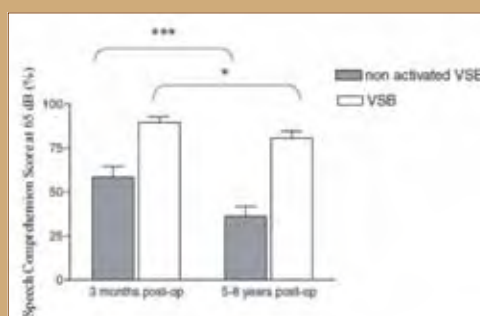


Figure 2 : Compréhension de la parole avec des mots bisyllabiques à 65 dB SPL dans un environnement calme avec le VSB activé et non-activé (moy \pm ES, n = 27). L'oreille controlatérale était bouchée. Les données ont été comparées avec les tests-t appariés chez les mêmes sujets à 3 mois et à 5-8 ans après la chirurgie. Les performances vocales ont diminué significativement au cours du temps avec le VSB (* $p < 0.05$) et sans VSB (***) $p < 0.001$, mais la diminution a été moindre avec le VSB.

comparé aux résultats obtenus 3 mois post-op ($56 \pm 6.5\%$, $n = 27$, $p < 0.001$). Avec le VSB, les scores moyens obtenus étaient de $81 \pm 5.3\%$ 5 à 8 ans après l'opération versus $89 \pm 4.0\%$ après 3 mois après l'opération ($n = 27$, test-t apparié, $p < 0.05$). Par conséquent, la baisse moyenne du score de compréhension de la parole de cette étude était seulement de 8.2% avec le VSB en comparaison à une baisse de 19.4% sans le VSB ($p < 0.001$, test-t de Student). Remarquons que ces résultats ont été obtenus pour seulement 35% de la population, aussi une sélection artificielle des patients ne peut pas être éliminée. Néanmoins, les résultats sont en accord avec les résultats subjectifs obtenus pour 81% de la population (voir ci-dessous).

Echelles d'auto-évaluation

L'effet indésirable le plus rapporté par les patients a été la sensation d'oreille bouchée (21% à 18 mois post-op, 27% à 5–8 ans post-op). 8% des patients ont subi une perturbation du goût persistante après 5 à 8 ans post-op (9.7% 18 mois post-op). Des problèmes de peau mineurs, tels qu'une rougeur au niveau de l'implant, ont été rapportés par 12% des patients dans cette étude (non examinés 18 mois post-op).

5 à 8 ans après l'implantation, la plupart des patients (77%) disaient être encore satisfaits ou très satisfaits de leur système (versus 80% à 18 mois post-op). Le pourcentage de patients qui serait prêts à répéter la procédure n'a pas changé au cours du temps (72%). Les scores de l'échelle spécifique pour le bénéfice perçu étaient de 8.1 ± 0.27 pour la discrétion, 7.2 ± 0.28 pour la qualité sonore, 7.5 ± 0.30 pour le confort, et de 5.3 ± 0.29 pour la compréhension dans le bruit, valeurs similaires à celles observées 18 mois post-op. 46% des patients étaient encore capables d'utiliser le téléphone (51% à 18 mois post-op). Le pourcentage de patients utilisant une aide auditive conventionnelle controlatérale a augmenté avec les années (13% à 18 mois post-op, 52% à 5–8 ans post-op). Cependant, le nombre de patients qui accepteraient une implantation binaurale n'a pas changé entre l'étude précédente (43%) et celle-ci (39%). Les scores du questionnaire GBI n'ont pas différé entre l'étude à court terme (score total : $+15.4 \pm 1.68$, score général : $+20.0 \pm 2.25$, score social : $+11.5 \pm 2.72$, score physique : 0 ± 2.9) et la présente étude (score total : $+17.8 \pm 2.78$, score général : $+22.8 \pm 3.92$, score social : $+14.1 \pm 3.43$, score physique : 1.70 ± 2.06).

4

Discussion

Cette étude a permis d'analyser les performances et les taux de satisfaction de patients qui ont utilisé l'implant d'oreille moyenne VSB pendant au moins 5 ans et de les comparer à ceux mesurés 18 mois après la chirurgie, chez les mêmes patients. Les résultats n'ont pas montré de changement au niveau du gain fonctionnel apporté par le VSB pour la gamme fréquentielle de 500 à 4000 Hz. Sans VSB, les seuils de perception en sons purs et la compréhension de la parole ont diminué, probablement du fait de l'évolution naturelle de la perte auditive. En effet, le pourcentage de patients qui utilisaient une aide auditive controlatérale a augmenté. Malgré la diminution de la compréhension vocale, le VSB fournissait encore un avantage significatif (une moyenne de 81% de compréhension de mots bisyllabiques).

Les performances du système en comparaison avec des aides auditives conventionnelles utilisant le même processeur ont clairement été établies par Uziel et coll. (2003) qui ont démontré un avantage significatif pour la compréhension vocale dans le silence et dans le

bruit chez 6 patients qui ont utilisé le VSB pendant 17 mois. D'autres études comparatives, utilisant diverses aides auditives, ont rapporté des résultats variables (Frayssé et coll., 2001; Schmuziger et coll., 2006; Snik et Cremers 2001; Todt et coll., 2002). Néanmoins, toutes les évaluations subjectives ont montré une amélioration significative avec le VSB pour la qualité de l'audition dans des situations d'écoute variées (Frayssé et coll., 2001; Sterkers et coll., 2003; Todt et coll., 2002; Uziel et coll., 2003).

Aujourd'hui, les effets indésirables de la présence du FMT fixé sur la chaîne ossiculaire restent inconnus. Les études d'os temporaux qui ont utilisé la vibrométrie par laser Doppler ont montré que la charge du FMT réduisait les déplacements de l'étrier (Needham, et coll., 2005). L'effet était plus important aux fréquences aiguës (maximum à 4000 et 6000 Hz) et pouvait atteindre 7 à 10 dB. Les autres complications possibles incluent le traumatisme acoustique dû à l'over-stimulation de la chaîne ossiculaire, la fibrose entourant les osselets et l'érosion de la branche longue de l'enclume comme rapporté lors des stapéctomies (Vincent, et coll., 2004). Cette étude met en évidence une diminution similaire au cours du temps des seuils de sons purs en conduction aérienne, notamment sur les fréquences aiguës, entre les oreilles implantées et non-implantées des patients qui utilisaient le VSB depuis plus de 5 ans. Ce résultat suggère l'absence d'effets indésirables causés par la présence du FMT sur la chaîne ossiculaire et confirme ainsi la sûreté du système, auparavant démontrée dans les études à court terme (Fisch et coll., 2001; Frayssé et coll., 2001; Sterkers et coll., 2003; Todt et coll., 2002; Vincent et coll., 2004). Seule une étude récente a observé une diminution significative de 8 dB des seuils de perception en sons purs sur l'oreille implantée pour les fréquences de 500 à 4000 Hz en comparaison à 2.6 dB pour l'oreille controlatérale chez 15 patients (42 mois de suivi) (Schmuziger et coll., 2006). Deux autres complications ont également été observées dans cette étude, cas de fibrose entourant la chaîne ossiculaire se produisant après 3 ans post-chirurgie. Dans la littérature, seul un cas d'érosion microscopique a été décrit (Todt et coll., 2004). D'autres études à long terme sont nécessaires afin de confirmer ce faible taux de complications.

Le nombre d'effets indésirables reste également faible au cours du temps. L'effet secondaire le plus fréquent était la sensation d'oreille bouchée rapportée par 27% des patients dans cette étude. La cause de cet effet secondaire n'est toujours pas connue. L'altération persistante du goût a été rapportée par 8% des patients et elle est probablement causée par une atteinte de la corde tympanique lors de la chirurgie dans le but d'obtenir une tympanotomie postérieure suffisamment large. Ces résultats sont en accordance avec d'autres études sur les implants d'oreille moyenne et restent bas en comparaison avec le nombre d'altération du goût observé lors de stapéctomie (17–28% à 0–6 mois post-op) (Fisch et coll., 2001; Moon et Pullen, 1963; Schmuziger et coll., 2006).

5

Conclusion

La comparaison des données mesurées 3 mois après la chirurgie et 5 à 8 ans après a permis de démontrer que le gain fonctionnel apporté par le VSB restait statistiquement inchangé. De plus, le VSB apporte encore une bonne compréhension vocale par rapport à la diminution naturelle de l'audition. Les évaluations subjectives sont en accordance avec les résultats audiométriques, montrant une stabilité du taux de satisfaction. 5 à 8 ans après l'implantation, 77% des patients disent qu'ils sont encore satisfaits avec leur système. Cette étude confirme la sûreté et l'efficacité du VSB avec un suivi à long terme.

6

Remerciements

Les auteurs remercient les équipes médicales et audiométriques des départements participants pour leur aide dans la collecte des données. Ils remercient également, la société MED-EL pour leur support financier, Samia Labassi qui s'est occupée de la collecte des données. Les auteurs garantissent qu'il n'y a pas d'autres conflits d'intérêt.

7

Références

Fisch, U., Cremers, C. W. R. J., Lenarz, T., et al. (2001). Clinical experience with the Vibrant Soundbridge device. *Otol Neurotol*, 22, 962–972.

Fraysse, B., Lavieille, J. P., Schmerber, S., et al. (2001). A multi-center study of the Vibrant Soundbridge middle ear implant: early clinical results and experience. *Otol Neurotol*, 22, 952–961.

Moon, C.N., & Pullen, E. W. (1963). Effects of chorda tympani section during middle ear surgery. *Laryngoscope*, 73, 392–405.

Needham, A. J., Jiang, D., Bibas, A., et al. (2005). The effects of mass loading the ossicles with a floating mass transducer on middle ear transfer function. *Otol Neurotol*, 26, 218–224.

Robinson, K., Gatehouse, S., & Browning, G. G. (1996). Measuring patient benefit from otorhinolaryngological surgery and therapy. *Ann Otol Rhinol Laryngol*, 105, 415–422.

Schmuziger, N., Schimmann, F., a'Wengen, D., et al. (2006). Long-term assessment after implantation of the Vibrant Soundbridge device. *Otol Neurotol*, 27, 183–188.

Snik, F. M., & Cremers, W. R. J. (2001). Vibrant semi-implantable hearing device with digital sound processing. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg*, 127, 1433–1437.

Sterkers, O., Bouccara, D., Labassi, S., et al. (2003). A middle ear implant, the Symphonix Vibrant Soundbridge: retrospective study of the first 125 patients implanted in France. *Otol Neurotol*, 24, 427–436.

Todt, I., Seidl, R. O., Gross, M., et al. (2002). Comparison of different vibrant soundbridge audioprocessors with conventional hearing-aids. *Otol Neurotol*, 23, 669–673.

Todt, I., Seidl, R. O., Mutze, S., et al. (2004). MRI scanning and incus fixation in Vibrant Soundbridge implantation. *Otol Neurotol*, 25, 969–972.

Uziel, A., Mondain, M., Hagen, P., et al. (2003). Rehabilitation for high-frequency sensorineural hearing impairment in adults with the Symphonix Vibrant Soundbridge: a comparative study. *Otol Neurotol*, 24, 775–783.

Vincent, C., Fraysse, B., Lavieille, J. P., et al. (2004). A longitudinal study on postoperative thresholds with the Vibrant Soundbridge device. *Eur Arch Otorhinolaryngol*, 261, 493–496.

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

auditionTV
News-Interview-Reportage

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

WWW.ANNUAIRE-AUDITION.COM

LES PROFESSIONNELS RECENSÉS PAR SPÉCIALITÉS EN 1000 PAGES

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

OCEP édition - 27-31 rue Gabriel Péri 94220 CHARENTON-LE PONT - T. 01 43 53 33 33 - F. 01 43 53 33 34 - marketing@ocpep.fr

Bon à découper

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

Nom / Raison sociale : _____

Adresse : _____

Code postal : _____

Ville : _____

Email : _____

Je désire recevoir la 22^e édition de l'Annuaire d'Audiophonologie au prix unitaire de 64 € (frais de port inclus)

Total de la commande : exemplaire(s) x 64 € = €

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



Application du Vibrant Soundbridge®

aux cas d'atrésie osseuse unilatérale

Henning
FRENZEL,
Frauke HANKE,
Millo BELTRAME,
Armin STEFFEN,
Rainer
SCHÖNWEILER,
Barbara
WOLLENBERG

Correspondance :
Barbara Wollenberg,
MD, Department of
Otorhinolaryngology
and Plastic Operations,
University Hospital
Schleswig-Holstein,
Ratzeburger Allee
160, 23538 Lübeck,
Germany.
E-mail:
barbara.wollenberg@
hno.uni-luebeck.de

Objectifs/Hypothèses

Les patients atteints d'un degré élevé d'atrésie/microtie souffrent d'une malformation de l'oreille externe et de l'oreille moyenne, entraînant une perte auditive sévère. Les résultats à long terme de reconstruction de l'oreille moyenne, en utilisant la tympanoplastie, sont souvent insuffisants du fait d'un rinne persistant, aussi, de nouvelles techniques de réhabilitation auditive sont nécessaires. L'objectif de cette recherche est d'évaluer l'implant d'oreille moyenne actif, le Vibrant Soundbridge (VSB), dans la réhabilitation auditive des patients atteints d'atrésie aurale osseuse unilatérale.

Design de l'étude

Analyse prospective d'une cohorte consécutive de 7 patients atteints d'atrésie (âge moyen : 15 ¼ ans).

Méthodes

Lors de la reconstruction auriculaire des cas d'atrésie/microtie unilatérale, un accès par la partie atrésique osseuse (bony atresia plate) a été fraisé. Le transducteur FMT (Floating Mass Transducer) a été fixé sur l'étrier (ou sur la superstructure restante), sur la chaîne ossiculaire ou sur la fenêtre ronde, selon l'anatomie de chaque patient. Les seuils audiométriques de perception en sons purs, des mesures de vocale dans le silence et dans le bruit ont été réalisés.

Résultats

Le seuil moyen avec le VSB activé en champ libre avec des sons modulés (warble) était de 23.8 dB HL. Le gain fonctionnel moyen était de 45.5 dB HL. La discrimination de la parole moyenne en champ libre avec le VSB était de 64% à 50 dB, 99% à 65 dB et de 100% à 80 dB, dans le silence.

Conclusions

En évitant l'oreille moyenne malformée et en stimulant directement la cochlée, le VSB fournit une nouvelle option de réhabilitation pour les patients atteints d'atrésie. Nous concluons que la procédure est sûre et efficace et qu'elle peut-être réalisée en association à une reconstruction de l'oreille externe.

Mots-clés

Atrésie auriculaire, reconstruction auriculaire, aides auditives implantables. Laryngoscope, 119 : 67-74, 2009.

Du Département d'Otorhinolaryngologie et d'Opérations Plastiques (H.F., A.S., B.W.) et de l'Audiology Phoniatrique et Pédiatrique (F.H., R.S.), Hôpital Universitaire Schleswig-Holstein, Lübeck, Allemagne, et U.O. di Otorinolaringoiatria (M.B.), Ospedale Santa Maria del Carmine, Rovereto, Italie.

Une partie de ce travail a été présentée au congrès « Annual Meeting of the German Society of Oto-Rhino-Laryngology & Head and Neck Surgery » à Mannheim, Allemagne, du 24 au 28 Mai 2006.

Il n'y avait pas de financement externe à ce projet. Aucun auteur n'a d'intérêt financier (consultant, actionnaire, ou autres intérêts, arrangement dans la licence de brevets ou financement pour la réalisation ou la communication de l'étude) dans les produits utilisés et mentionnés ou les sociétés.

1

Introduction

Les patients atteints d'un degré élevé de microtie et d'atrésie (Fig. 1A et 1B) souffrent d'une malformation de l'oreille externe et de l'oreille moyenne. En addition de la malformation du pavillon, ces patients sont atteints d'une perte auditive. L'interruption du développement embryologique aux premières et deuxième arches branchiales mène à diverses associations de défauts. Il y a trois niveaux de malformation de l'oreille externe. En ce qui concerne la malformation de l'oreille moyenne, les patients peuvent être divisés selon la présence ou l'absence d'un conduit auditif d'une part et d'autre part, les patients avec une absence de conduit auditif peuvent être divisés suivant une atrésie osseuse ou fibreuse. A l'exception de quelques syndromes, la morphologie de l'oreille interne et son fonctionnement sont normaux. Cet article se concentre sur les patients atteints d'une microtie congénitale unilatérale et d'une atrésie osseuse.

La reconstruction plastique de l'oreille externe suit une procédure standard avec cartilage autologue d'une côte d'après Nagata en trois étapes opératoires.^{1,2} Elle est réalisée, en routine, dans notre département chez les patients âgés de plus de 10 ans ou possédant une cage thoracique de circonférence supérieure à 60 cm.

La malformation de l'oreille moyenne dans les cas d'atrésie/microtie se traduit généralement par une perte auditive de transmission avec un rinne maximum d'environ 50 à 60 dB HL (Hearing Level). Dans cette série, les patients avaient une conduction osseuse moyenne de 10 dB HL et un seuil moyen en champ libre avec sons modulés de 69.2 dB HL. Les patients avec une atrésie unilatérale comprennent généralement bien la parole dans les situations d'écoute quotidiennes avec peu ou sans bruit de fond. Cependant, dans les situations d'écoute bruyantes, avec un taux signal/bruit faible, la compréhension de la parole est souvent altérée. Les aptitudes développementales et éducatives sont généralement normales du fait de l'oreille controlatérale normo-entendante.

La chirurgie de reconstruction et la correction auditive ne sont pas, en général, utilisées avant l'âge de 10 ans.



Cependant, les capacités de communication des patients avec une atrésie bilatérale sont grandement affectées et les patients ont besoin d'une stimulation auditive immédiate afin d'assurer un développement normal. Les aides auditives à ancrage osseux ou BAHA (Bone Anchored Hearing Aid) sont utilisées lorsque les patients sont jeunes ; ensuite une chirurgie de reconstruction peut être menée.

Les patients avec un canal auditif ouvert sont de bons candidats pour la reconstruction chirurgicale des structures de l'oreille moyenne. Avec un autologue passif ou des implants en titane, de bons résultats peuvent être attendus. La chirurgie de reconstruction du canal auditif et de l'oreille moyenne peut être aussi réalisée chez des patients atteints d'une atrésie osseuse; cependant les résultats sont souvent insatisfaisants et il peut y avoir des effets secondaires sévères. Des techniques opératoires variées sont décrites dans la littérature, dans lesquelles différents lambeaux, transplants de peau, ou des tubes et des membranes de cartilage pré-formés sont utilisés. L'amélioration moyenne est un rinne de 26 dB à 30 dB HL dans environ 50% à 75% des cas ; les autres patients n'ont pas d'amélioration.^{3,7} Par conséquent, la majorité des patients ont besoin d'une amplification acoustique après l'opération. Le risque d'un mouvement latéral de la membrane tympanique et de sténose du conduit auditif externe durant la période post-opératoire peut compromettre les résultats et causer des problèmes locaux tels que des infections ou des détritres tenaces. Les aides auditives traditionnelles, portées dans le canal auditif, s'adaptent mal aux conduits auditifs reconstruits.

Une autre option pour les patients avec une atrésie osseuse est la BAHA. Ces patients bénéficient d'une amélioration des seuils de perception et de la reconnaissance de la parole dans des environnements d'écoute calmes.⁸ Les BAHA transmettent l'énergie à travers le crâne qui atteint les deux cochlées avec pratiquement la même amplitude. Cela peut expliquer les différences d'intelligibilité et de localisation observées entre les cas d'atrésie unilatérale porteurs d'une

BAHA et les patients témoins normo-entendants.

Le taux d'acceptation, notamment chez les patients avec une atrésie unilatérale, est bas à cause de la présence d'un pilier percutané nécessitant un nettoyage et une maintenance au quotidien. De plus, il existe un risque d'inflammation locale récurrent qui nécessite un traitement antibiotique.

Les tests réalisés ont été un audiogramme en CO, un audiogramme en champ libre avec sons modulés (CA), et des vocales avec les listes monosyllabiques allemandes de Freiburger pour les scores de reconnaissance de la parole monaurale. L'oreille non testée était bouchée et atténuée avec un réducteur de bruit (CO = conduction osseuse ; CA = conduction aérienne ; DS = déviation standard ; SE = erreur standard).

L'utilisation d'un implant d'oreille moyenne actif, le Vibrant Soundbridge (VSB, MED-EL, Innsbruck, Autriche), pour le traitement des problèmes d'oreille moyenne a d'abord été décrite chez les patients atteints d'une surdité mixte.^{9,11} Les patients avaient un rinne maximal dû à la dégénération de la chaîne ossiculaire, causée par exemple par un cholestéatome. Le transducteur électromagnétique du VSB était couplé à la fenêtre ronde. Tous les patients ont bénéficié de l'utilisation du système et ont obtenu des scores d'intelligibilité excellents. Il a été démontré que la cochlée peut être efficacement stimulée avec une énergie vibratoire indépendamment du lieu de transmission.^{12,14} Le transducteur électromagnétique du VSB fournit une énergie vibratoire et peut être facilement couplé à diverses structures de l'oreille moyenne, le système offre ainsi une alternative prometteuse pour les patients atteints d'une atrésie aurale congénitale. L'oreille moyenne malformée peut être court-circuitée en stimulant directement la cochlée avec une énergie vibratoire fournie par l'implant d'oreille moyenne actif, le Vibrant Soundbridge. Le but de cette recherche est d'évaluer l'implant d'oreille moyenne, le Vibrant Soundbridge, pour la réhabilitation de l'audition des patients atteints d'une atrésie aurale osseuse unilatérale.

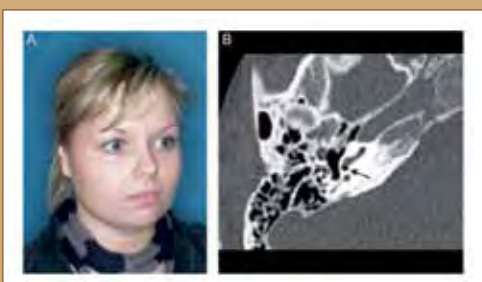


Figure 1. (A) Microtie de type lobule, stade 3. (B) Scanner CT de l'os pétreux avec une atrésie osseuse. La flèche pointe la fenêtre ronde.

2

Matériels et méthode

2.1. Implant Auditif

Le Vibrant Soundbridge® est composé de deux parties : l'implant appelé VORP (Vibrating Ossicular Prosthesis), composé de l'antenne réceptrice interne et du transmetteur FMT (Floating Mass Transducer), et de l'Audio Processeur (AP) porté sur la tête. L'AP capte les sons de l'environnement via un microphone et ensuite, il traite, amplifie et transmet le signal à l'implant. Le VORP convertit le signal en énergie vibratoire. Le système a été, à l'origine, conçu

pour les pertes auditives neurosensorielles, et le FMT était fixé sur la branche longue de l'enclume.

Chez les patients atteints de pathologies de l'oreille moyenne, le FMT peut être couplé à la chaîne ossiculaire, lorsqu'elle est encore disponible ou - après avoir enlevé le clip en titane - directement à la fenêtre ronde. En septembre 2007, le système d'implant d'oreille moyenne Vibrant Soundbridge® a obtenu l'agrément pour l'extension des indications aux pertes auditives de transmission et mixtes en Europe.

Deux ajustements ont été faits au système. Avant de mettre en place le FMT dans la fenêtre ronde, le clip en titane a été coupé. Ce côté a été placé à l'opposé de la membrane. La puce électronique de l'AP originale avait un bruit de fond d'environ 20 dB généré par les circuits numériques. Développé à l'origine pour les pertes auditives neurosensorielles moyennes, le problème de perception de ce bruit n'était jamais apparu. Cependant, les patients avec un fonctionnement normal de l'oreille interne peuvent entendre ce bruit en plus de n'importe quel autre réglage inadapté du système. Avant d'adopter une solution définitive, le problème a été résolu en réduisant la transmission du signal avec une couronne en aluminium adhésive collée sous la partie inférieure de l'AP. Il existe des effets secondaires à la présence d'aluminium sur la peau, une réaction allergique de type-IV et toxique (les deux extrêmement rares). Ces réactions dépendent de la surface de la zone en contact, qui est d'environ 2 cm² et par conséquent, comporte un risque minimal. De plus, le papier d'aluminium est anodisé et non pas pur. Cela le rend encore plus inerte et diminue encore plus les risques mentionnés ci-dessus. Le bruit de fond est complètement absorbé mais la transmission n'est pas affectée, comme l'énergie à la sortie est simultanément augmentée. Entre-temps, MED-EL a fourni un système fait sur mesure avec un processeur modifié. La puissance de ce système est plus faible mais il n'a pas de bruit de fond et rend ainsi la présence de la couronne en aluminium inutile.

2.2. Patients

Sept patients ont été inclus : deux femmes et cinq hommes âgés de 10 à 25 ans (Tableau I). Tous étaient atteints de microtie unilatérale et d'atrésie osseuse et ils avaient un rinne de 50 à 60 dB HL avec une oreille interne normale. Les patients avaient une conduction osseuse de 10 dB HL en moyenne et des seuils en sons modulés de 69.2 dB HL. Tous les patients ont été référés à notre département pour une réhabilitation fonctionnelle et esthétique. Tous les patients ou les parents ont été informés de l'existence d'un traitement

alternatif de la réparation chirurgicale de l'atrésie en conjonction à l'utilisation d'une BAHA.

Le consentement a été obtenu des participants ou des parents et les principes de la Déclaration d'Helsinki ont été suivis.

2.3. Mesures pré-opératoires

Tous les patients ont suivi les tests audiométriques pré-opératoires de routine (seuils en conduction osseuse, en conduction aérienne, tests d'intelligibilité et enregistrement des potentiels d'action auditifs précoces), une imagerie par résonance magnétique du cerveau (IRM) et un scanner CT (computed tomography) ont été réalisés dans une chambre sourde, conçue pour les tests audiométriques, respectant les standards internationaux. Lors des tests en champ libre, les patients ont été placés à 1 m des haut-parleurs. Les pré-requis pour l'implantation ont été une pneumatisation suffisante de l'os pétreux et un tympanon malformé ainsi que la présence des fenêtres ronde et ovale. Les critères d'exclusion ont été un trouble du système nerveux central, des vertiges ou une perte auditive autre qu'une perte auditive de transmission pure.

2.4. Techniques opératoires

L'implantation du VSB a été intégrée dans la reconstruction auriculaire totale. Pour les trois premiers patients, l'implantation a été réalisée lors de la deuxième étape de la reconstruction chirurgicale, pendant laquelle, le pavillon a été élevé pour mise en forme du sulcus post-auriculaire. Dans ces cas, la base latérale du crâne a été largement exposée. Pour les patients suivants, l'implantation du VSB a été réalisée lors de la troisième étape de reconstruction, pendant laquelle les finitions du pavillon étaient faites. Pour ces patients, l'approche de la base latérale du crâne était similaire à l'incision rétro-auriculaire classique et faite après la fin de la reconstruction de l'oreille externe.

L'accès antérieur à la cavité de l'oreille moyenne a été fait par la partie (plate) atrésique avec l'aide d'un système de navigation (Brainlab®, Feldkirch, Allemagne). Une ouverture postérieure large a été évitée afin de maintenir un plan stable pour les cales en cartilage (reconstruction postérieure du sulcus). Après l'ouverture de la cavité de l'oreille moyenne, la chaîne ossiculaire dysplastique a été identifiée.

Numéro du Patient	Age	Genre	CO	CA f4 (dB HL)	CA f8 (dB HL)	Vocale 65 dB (%)	Vocale 80 dB (%)
1	25	M	7	72	71	0	0
2	15	F	11	64	62	0	0
3	11	M	11	69	68	0	0
4	26	M	11	74	72	0	0
5	26	M	12	77	77	0	0
6	10	M	12	76	75	0	0
7	25	F	6	54	52	0	0
Moyenne	15		10.0	69.2	68.1	0	0
DS			3,6	9,3	9,6		
ES			1,4	3,5	3,6		

Tableau 1 : Caractéristiques pré-opératoires des patients.



Chez tous les patients, l'enclume et le marteau étaient fusionnés en un complexe malformé. Ce complexe était fortement adhérent aux structures adjacentes.

Chez cinq patients, le complexe été connecté à une superstructure de l'étrier mobile. Chez deux patients, aucune structure de l'étrier mobile n'a été identifiée. Chez le patient 1, le FMT a été fixé sur la branche du complexe marteau-enclume mobilisé. Chez les patients 2 et 6 (absence d'une structure de l'étrier mobile), le FMT a été placé directement en contact de la membrane de la fenêtre ronde (Figure 2A et 2B). Par conséquent, un accès subfacial a été fraisé afin d'éviter un possible nerf facial antérieur aberrant, souvent observé dans les cas d'atrésie. Après avoir fraisé la lèvre osseuse de la niche de la fenêtre ronde, la membrane a été recouverte de fascia afin d'assurer un bon couplage entre le FMT et les fluides de l'oreille interne. Le clip en titane du FMT a été enlevé, la base circulaire placée dans la niche de la fenêtre ronde et maintenue avec des morceaux de fascia et de cartilage. Chez les patients 3, 4 et 5, le FMT a été fixé sur la superstructure de l'étrier (Figure 3) et maintenu en place avec du fascia. Chez le patient 7, le FMT a été placé avec sa base circulaire sur la platine de l'étrier mobile dans la niche de la fenêtre ovale et fixé sur un bras restant de l'étrier.

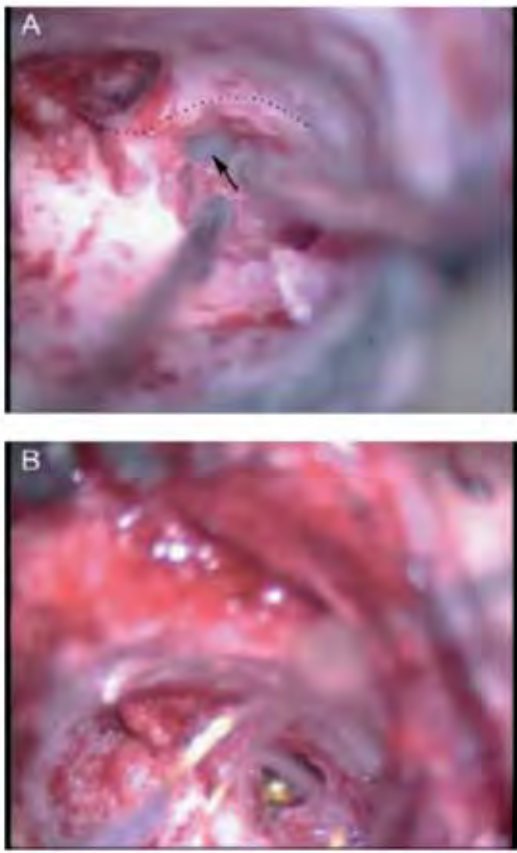


Figure 2. (A) Vue de l'ouverture de la partie atrésique dans la cavité de l'oreille moyenne et fraissage d'un accès subfacial vers la fenêtre ronde (flèche). Ligne en pointillés = nerf facial. (B) Le transducteur FMT est placé sur la membrane de la fenêtre ronde après agrandissement de la niche.

Après fixation du VORP dans le lit rétro-auriculaire préformé, la cavité a été comblée avec une feuille de 0.5 mm de polydioxanone (PDS) absorbable (Ethicon, Norderstedt, Allemagne) et ensuite le galea refermé. La reconstruction du sulcus post-auriculaire a été terminée chez les patients 1,3. Un lambeau de fascia temporal axial superficiel ainsi qu'un greffon de peau de double épaisseur ont été utilisés. Chez les patients 4,7, l'incision rétro-auriculaire a été refermée.

2.5. Réglages du système et mesures post-opératoires

L'AP et sa puce électronique Signia (Siemens, Erlangen, Allemagne) a été activé deux mois après la chirurgie et réglé à l'aide du logiciel Connex 4.4 (Siemens, Erlangen, Allemagne). L'amplification DSL I/O (Desired Sensation level) a été utilisée comme point de départ. Le gain de l'implant a été réglé sur le niveau d'écoute le plus confortable en utilisant l'amplification dynamique. Tous les tests ont été réalisés avec ce réglage. Les tests audiométriques ont été réalisés avant la chirurgie, lors du premier réglage et à 1, 2 et 6 mois.

Tous les patients ont passé les tests suivants : audiogramme en sons purs, audiogramme en champ libre avec sons modulés, vocale en champ libre dans le silence (S0°), et vocale en champ libre avec un bruit de 60 dB provenant de l'arrière (S0° N180°). Les listes monosyllabiques allemandes de Freiburger ont été utilisées pour obtenir un score de reconnaissance de la parole monaurale, et le test des chiffres de deux chiffres allemands ont été utilisés pour obtenir les seuils monauraux pour la parole. L'oreille non testée a été bouchée et assourdie avec un réducteur de bruit.

3

Résultats

3.1. Sureté

Les résultats donnés ici sont issus de l'observation finale obtenue à un intervalle de huit mois pour tous les patients. En termes de sûreté, il n'y a pas eu de complications chirurgicales intra ou post-opératoires. Cependant, le patient 7 a été pris de vertiges légers lors du premier jour post-opératoire, qui ont disparu sans aucune intervention. Les seuils de perception en conduction osseuse sont restés inchangés après la chirurgie en comparaison à la condition pré-opératoire. La chirurgie n'a pas affecté la reconstruction esthétique de l'oreille externe (Figures 4A et 4B).

3.2. Efficacité

3.2.1. Gain fonctionnel

La moyenne audiométrique a été calculée sur quatre et huit fréquences (sons modulés f4 = 0.5, 1, 2, 3 kHz et sons modulés f8 = 0.5, 0.75, 1, 1.5, 2, 3, 4, 6 kHz) avec le VSB activé en champ libre. La moyenne des seuils aidés pour tous les sujets a été de 23.8 dB HL (f4) et de 23.5 dB HL (f8). Le gain fonctionnel moyen a été calculé comme la différence entre les seuils en champ libre non aidés obtenus avant l'opération et ceux obtenus après l'opération avec le VSB activé. Le gain fonctionnel moyen pour tous les sujets a été de 45.5 dB HL (f4) et de 44.6 dB HL (f8). La différence moyenne entre les seuils en conduction osseuse et la condition VSB activé a été de 13.3 dB HL (f4 et f8). Ces résultats sont illustrés dans la Figure 5 et la Table II.

3.2.2. Vocale

Le seuil de réception de la parole (SRT : Speech Reception Threshold) diminue de 59 dB pour la condition non aidée à 21 dB SPL (Sound Pressure Level) pour la condition avec le VSB activé, indiquant un gain fonctionnel de 38 dB pour la parole. La discrimination de la parole dans le silence en champ libre avec le VSB activé était de 64% à 50 dB, 99% à 65 dB et de 100% à 80 dB SPL. Le score moyen de discrimination en présence d'un bruit de 60 dB avec le VSB était de 75% à 65 dB et de 99% à 80 dB.

Ces résultats sont décrits dans la Figure 6 et la Table II. Pour la procédure utilisée, voir Tableau I. Les tests ont été réalisés avec l'implant activé, réglé au niveau le plus confortable avec une amplification dynamique (FMT = Floating Mass Transducer ; CA = conduction aérienne ; FR = fenêtre ronde ; DS = déviation standard ; ES = erreur standard).

4

Discussion

Bien que la reconstruction de l'oreille externe avec du cartilage autologue d'une côte soit une procédure ambitieuse, la reconstruction chirurgicale de l'oreille moyenne permettant une restauration efficace de l'audition reste un problème non résolu. Les résultats à long terme sont souvent insuffisants à cause d'un rinne persistant ou qui réapparaît et de ses conséquences.

L'utilisation du Vibrant Soundbridge dans les cas d'atrésie osseuse aurale est sûre. La modification temporaire du processeur avec une couronne en aluminium, qui peut comporter des effets secondaires, a été rapidement remplacée par un système fait sur mesure avec une puce électronique de faible puissance. Il fournit des résultats auditifs stables et la variabilité entre les patients reste faible. Cependant, une période de suivi de huit mois (la période la plus longue de suivi parmi les patients) reste trop courte pour parler de stabilité à long terme. D'après ce que nous savons, l'approche par la fenêtre ronde et par l'étrier réalisée dans différents centres date de plus de trois années maintenant. Leurs résultats sont également stables si la cicatrisation initiale s'est bien déroulée.

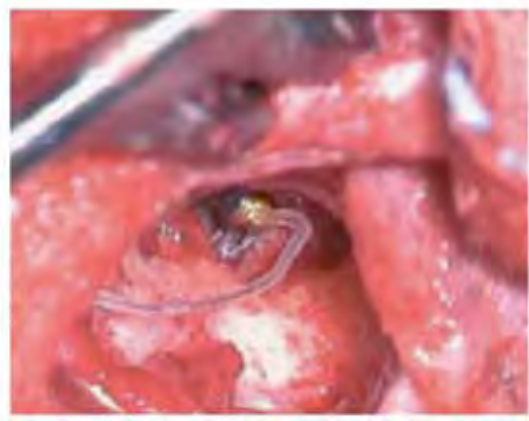


Figure 3. Vue de l'ouverture de la partie atrésique dans la cavité de l'oreille moyenne. Le transducteur FMT est fixé sur la superstructure de l'étrier.

Le petit nombre de patients et la courte période de suivi sont dus à la nouveauté de cette approche. Ils seront tous deux augmentés et soigneusement mesurés lors des analyses futures de la fiabilité à long terme.

Le VSB peut être facilement attaché à diverses structures de l'oreille moyenne, et par conséquent, il convient bien aux implantations des oreilles moyennes malformées. Dans cette étude, différents lieux de fixation du FMT ont été choisis en fonction des besoins anatomiques de chaque patient. Chez les patients 3-5, le FMT a été fixé à la superstructure de l'étrier de façon à ce que l'axe de vibration soit le plus parallèle au plan de la platine. Par conséquent, il est attendu que la platine bouge au sein du ligament annulaire. Chez le patient 7, la partie ronde du FMT a été placée sur la partie latérale de la platine et a été fixée sur l'une des arches restantes de l'étrier. Dans cette position, l'énergie vibratoire met en mouvement la platine verticalement au sein du ligament annulaire.

Chez les patients 2 et 6, la surface ronde du FMT a été placée sur la membrane de la fenêtre ronde, avec une pièce de fascia interposée entre le FMT et la fenêtre ronde. L'énergie vibratoire pousse verticalement la membrane et bouge la périlymphe dans une direction postérieure. Un couplage réussi entre le FMT et la fenêtre ronde est atteint en faisant soigneusement la lèvre osseuse afin de réduire au possible un éventuel contact avec l'os. De plus, il est important d'utiliser une couche de tissus mous entre le FMT et la membrane afin d'éviter une poche d'air. Cette dernière absorberait l'énergie vibratoire impartie à l'oreille interne.

Chez l'un des patients fenêtre ronde (n°2), la platine de l'étrier était fixe. Cependant, le système a bien fonctionné et les résultats auditifs

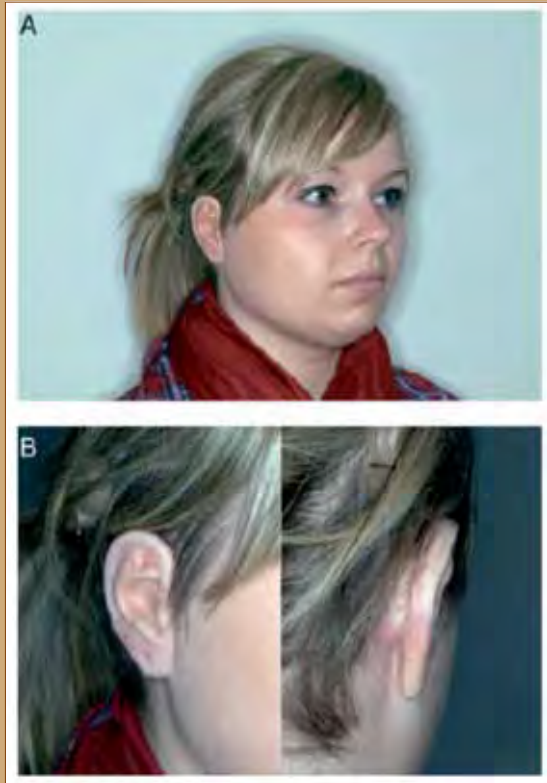


Figure 4. Vue globale (A) et vue de près (B) d'un résultat final : reconstruction de l'oreille externe en trois étapes avec du cartilage autologue et la position de l'audio processeur.



subjectifs et objectifs ont également été bons. Comme l'obtention d'un équilibre de pression normal entre les deux fenêtres est impossible, un équilibre alternatif de la pression doit être envisagé comme par exemple à travers les conduits périlymphatiques ou endolymphatiques.¹²

Chez le patient 1, le FMT a été fixé sur le complexe marteau-enclume mobilisé. Le patient a eu des performances similaires aux autres mais des réglages de gain plus élevés ont été nécessaires. Le patient a été satisfait des résultats malgré des sensations hyperacoustiques et dysacoustiques ressenties dans certaines situations, comme en présence de forts champs magnétiques. Après mobilisation du complexe marteau-enclume, la jonction incudo-stapédiale est la seule connexion du complexe et elle agit comme un pivot tridimensionnel. Une grande proportion de l'énergie se dissipe probablement car il manque un support. Le reste de l'énergie n'est pas transmis uniformément à l'étrier. Nous avons abandonné cette méthode de fixation et nous ne la recommandons pas en présence d'une chaîne ossiculaire déstabilisée. Un autre groupe, en utilisant un autre appareil, a observé le même effet sur l'efficacité du couplage après avoir enlevé le complexe marteau-enclume.¹⁵ En résumé, les moyens utilisés pour transmettre l'énergie vibrationnelle

aux structures de l'oreille interne n'influencent pas l'efficacité de la transmission énergétique. Les mesures audiométriques montrent de faibles variations entre les différents lieux de fixation. L'implantation du VSB dans les cas d'atrésie osseuse unilatérale montre d'excellents résultats sans complications chirurgicales. L'audiométrie tonale révèle une faible « perte auditive de transmission » résiduelle ce qui est l'expérience de tout chirurgien ORL.

En particulier, il existe une différence entre les seuils en conduction osseuse et les seuils aidés, les seuils aidés étant moins bons que les seuils en conduction osseuse. Cependant, les seuils aidés sont bien supérieurs aux seuils en conduction aérienne. Cela peut être expliqué par le réglage du système. Après l'activation, nous avons adapté le système d'après les scores optimisés en vocale ainsi que d'après le confort du patient. Le traitement du signal et le logiciel offrent diverses options pour moduler le signal, par exemple, une

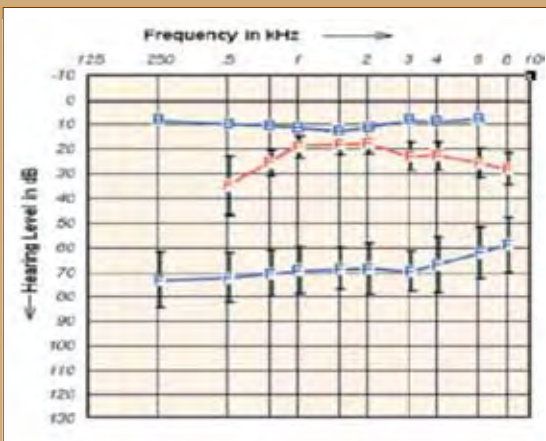


Figure 5. Audiogramme en sons purs. B = conduction osseuse, non modifiée après la chirurgie; F(bleu) = champ libre pré-opératoire non-aidé; F(rouge) = champ libre avec VSB; barres noires = déviations standards.

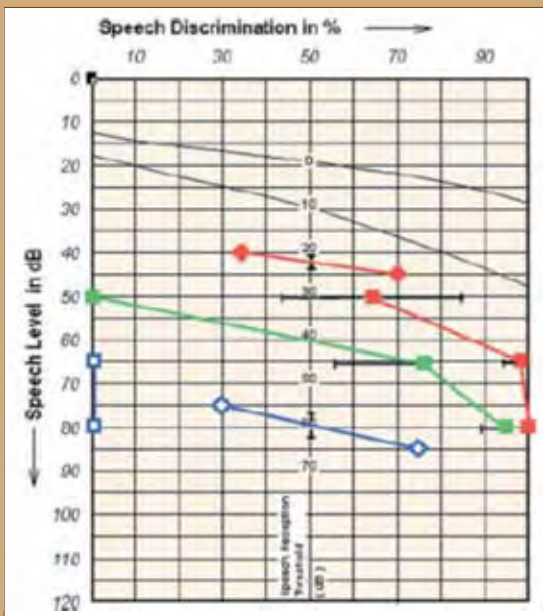


Figure 6. Vocale. Carrés bleus = scores pré-opératoires non aidés ; Losanges bleus = seuils pré-opératoires non aidés ; carrés rouges = scores aidés ; carrés verts = scores dans le bruit aidés ; losanges rouges = seuils aidés.

Patient	Lieu du FMT	CA f4 (dB HL)	CA f8 (dB HL)	Parole 50 dB (%)	Parole 65 dB (%)	Parole 80 dB (%)
1	Enclume	25	27	35	90	100
2	FR	25	25	45	100	100
3	Etrier	14	14	80	100	100
4	Etrier	29	26	60	100	100
5	Etrier	20	21	80	100	100
6	FR	30	29	80	100	100
7	Platine	24	24	80	100	100
Moyenne		23.8	23.5	64	99	100
DS		6.2	5.8	18.4	3.8	0.0
ES		2.4	2.2	6.9	1.4	0.0

Tableau II. Résultats après l'observation finale faite à 8 mois.

amplification sélective et la compression du signal. Le respect du confort et de la compréhension de la parole limite la capacité d'augmenter les seuils aidés jusqu'aux seuils en conduction osseuse. Une augmentation plus importante des seuils aidés est possible en utilisant une amplification linéaire, qui n'est pas tolérée par les patients. Cependant, le but de n'importe quel système auditif est d'améliorer les capacités de conversation des patients, et c'est ce que le VSB a fait pour ce groupe de patients.

La comparaison de nos résultats avec ceux obtenus lors de reconstruction classique de l'oreille moyenne reste difficile. La plupart des données publiées sont basées uniquement sur les audiogrammes en sons purs^{4,7,16,17}. Dans ces études, dans 50% à 75% des cas, le rinne est réduit juste en-dessous de 30 dB HL, ce qui implique un gain fonctionnel de 25 dB à 30dB. Si un rinne de moins de 20 dB est le but recherché, seulement 20% à 25% des patients ont obtenu une thérapie efficace.

D'après nous, seule une publication a décrit des données de scores en vocale après réparation de l'atésie.¹⁸ A long terme, (>1 an), le rinne est réduit à moins de 30 dB dans 61% des cas et à moins de 20 dB dans 33% des cas. Une SRT (Speech Reception Threshold) inférieure à 30 dB et un score de discrimination vocale supérieur à 70% (AAO-HANS Class A hearing)¹⁹ a été observés dans 40% des cas. Dans notre étude, tous les patients ont atteint ce niveau et un gain fonctionnel moyen de 45,5 dB a été observé avec l'implant activé. Récemment, une autre étude portant sur le système auditif implantable Carina™ (Otologics, Boulder, CO) a été publié sur des patients atteints d'atésie.¹⁵ Les résultats étaient également prometteurs. Le gain fonctionnel moyen pour l'audiométrie en sons purs était de 36 dB, le gain fonctionnel moyen pour le SRT était de 32 dB et le score moyen de la vocale était de 70% à 65 dB. Les résultats légèrement moins bons peuvent être liés à l'impédance plus élevée du microphone implanté sous la peau. Un problème encore non résolu est l'équilibre entre la sensibilité requise pour compenser l'atténuation du son par la peau et éviter les bruits ambiants des muscles, des cheveux ou des contacts. Jusqu'à présent, l'utilisation du Carina™ s'est fait sur la superstructure intacte de l'étrier et une utilisation efficace sur la membrane de la fenêtre ronde n'a pas encore été prouvée. La taille de l'implant limite également son utilisation dans les oreilles moyennes malformées possédant souvent des espaces étroits. Une étude de cas utilisant le Vibrant Soundbridge® dans une oreille malformée a été publiée récemment.²⁰ Ils ont obtenu de bons résultats et fourni des preuves supplémentaires quant à la faisabilité de la méthode de fixation sur la fenêtre ronde. Cependant, le patient ne présentait pas d'atésie osseuse et aurait été un bon candidat à la reconstruction classique de l'oreille moyenne au lieu d'utiliser un implant.

En plus des résultats présentés ici, nous avons collecté des données sur l'audition binaurale et directionnelle. Nous espérons observer un plus grand bénéfice dans ces catégories en comparaison avec d'autres aides auditives dû à la stimulation sélective de la cochlée par le FMT. L'absence de stimulation neurale, notamment pour l'audition directionnelle du côté de l'atésie doit être considérée. Par conséquent, nous collectons des données de suivi à long terme que nous présenterons dans le futur.

d'atésie/microtie avec l'implant d'oreille moyenne actif, le Vibrant Soundbridge. Nos résultats démontrent que le système est sûr et efficace dans cette population, comme mis en évidence par les seuils auditifs aidés amenés à un niveau d'audition quasi normal, combiné à une reconstruction autologue du pavillon. Cependant, la stabilité à long terme des résultats doit être confirmée. Un perfectionnement de la technique chirurgicale, de l'enregistrement du signal et du traitement du signal peut résulter en une audition normale pour ces patients dans le futur.

6

Bibliographie

1. Katzbach R, Klaiber S, Nitsch S, Steffen A, Frenzel H. Auricular reconstruction for severe microtia: schedule of treatment, operative strategy, and modifications. *HNO* 2006;54:493-514.
2. Nagata S. Modification of the stages in total reconstruction of the auricle: part I. Grafting the three-dimensional costal cartilage framework for lobule-type microtia. *Plast Reconstr Surg* 1994;93:221-230; discussion 267-228.
3. Firmin F, Gratacap B, Manach Y. Use of the subgaleal fascia to construct the auditory canal in microtia associated with aural atresia: a preliminary report. *Scand J Plast Reconstr Surg Hand Surg* 1998;32:49-62.
4. De la Cruz A, Teufert KB. Congenital aural atresia surgery: long-term results. *Otolaryngol Head Neck Surg* 2003; 129:121-127.
5. Jahrsdoerfer R. Congenital malformations of the ear. Analysis of 94 operations. *Ann Otol Rhinol Laryngol* 1980;89: 348-352.
6. Jahrsdoerfer RA. Congenital atresia of the ear. *Laryngoscope* 1978;88:1-48.
7. Siegert R. Combined reconstruction of congenital auricular atresia and severe microtia. *Laryngoscope* 2003;113: 2021-2027; discussion 2028-2029.
8. Wazen JJ, Spitzer J, Ghossaini SN, Kacker A, Zschommler A. Results of the bone-anchored hearing aid in unilateral hearing loss. *Laryngoscope* 2001;111: 955-958.
9. Beltrame MA, Cumer G, Frau GN. Middle-ear implant transducer results of the coupling of the floating mass transducer (FMT) to the round window in patients with mixed hearing loss. Surgical technique and performance results, 8th European Symposium on Paediatric Cochlear Impl. Venice, 2006.
10. Colletti V, Carner M, Sacchetto L, Colletti L, Giarbini N. Round window stimulation with the Floating Mass Transducer: a new approach for surgical failures of mixed hearing losses. *IFOS. Rome*, 2005.
11. Colletti V, Soli SD, Carner M, Colletti L. Treatment of mixed hearing losses via implantation of a vibratory transducer on the round window. *Int J Audiol* 2006; 45:600-608.
12. Robles L, Ruggero MA. Mechanics of the mammalian cochlea. *Physiol Rev* 2001;81:1305-1352.
13. Wever E, Lawrence M. *Physiological Acoustics*. Princeton, NJ: Princeton University Press; 1954.
14. Spindel JH, Lambert PR, Ruth RA. The round window electromagnetic implantable hearing aid approach. *Otolaryngol Clin North Am* 1995;28:189-205.
15. Siegert R, Mattheis S, Kasic J. Fully implantable hearing aids in patients with congenital auricular atresia. *Laryngoscope* 2007;117:336-340.
16. Raveh E, Hu W, Papsin BC, Forte V. Congenital conductive hearing loss. *J Laryngol Otol* 2002;116:92-96.
17. Chang SO, Min YG, Kim CS, Koh TY. Surgical management of congenital aural atresia. *Laryngoscope* 1994;104: 606-611.
18. Patel N, Shelton C. The surgical learning curve in aural atresia surgery. *Laryngoscope* 2007;117:67-73.
19. AAO-HNS. Committee on Hearing and Equilibrium guidelines for the evaluation of hearing preservation in acoustic neuroma (vestibular schwannoma). *Otolaryngol Head Neck Surg* 1995;113:179-180.
20. Kiefer J, Arnold W, Staudenmaier R. Round window stimulation with an implantable hearing aid (Soundbridge) combined with autogenous reconstruction of the auricle— a new approach. *ORL J Otorhinolaryngol Relat Spec* 2006;68:378-385.

5

Conclusion

Nous présentons dans cet article la première série consécutive de sept reconstructions simultanées esthétiques et fonctionnelles

WIDEX **BABY™440**

THE BEST START IN LIFE



WIDEX, PIONNIER EN AUDIOLOGIE

■ 01/09/2010

Lancement de WIDEX **BABY™440**

■ 04/05/2012

Publication au Journal Officiel de l'arrêt concernant l'organisation du dépistage de la surdité permanente néonatale.

BABY™440, l'aide auditive spécialement conçue pour les tout-petits de 0 à 3 ans, relève le défi de la prise en charge précoce de la surdité.



Résultats auditifs de l'implant d'oreille moyenne Vibrant Soundbridge après chirurgie pour otite chronique

STREITBERGER

C. ¹

PEROTTI M. ²

BELTRAME M.A. ³

GIARBINI N. ¹

1. F. Tappeiner Hospital,
Department of ENT,
Head and Neck
Surgery, Meran, Italy.
Email: Nadia.Giarbini@asbmeran-o.it

2. General Hospital,
Department of
Otoneurosurgery,
Tortona, Italy.

3. General Hospital,
ENT Department,
Rovereto, Italy.

Traduction d'un article
publié dans la Revue de
Laryngologie Otologie
Rhinologie.

Rev Laryngol Otol
Rhinol (Bord).

2009;130(2):83-8.

www.revue-laryngologie.com

Résumé : La chirurgie d'oreille moyenne permet principalement de traiter l'otorrhée en cas d'otite moyenne chronique (OMC), ou d'éradiquer complètement un cholestéatome. L'une ou l'autre de ces procédures peut nécessiter plusieurs chirurgies aboutissant souvent à une perte auditive sévère mixte. Un implant d'oreille moyenne peut être indiqué dans ces cas au lieu d'une prothèse auditive, car les conditions anatomiques contre-indiquent leur utilisation. L'objectif de cette étude était d'évaluer l'implantation du Med-EL Vibrant Soundbridge (VSB) chez des patients présentant une surdité sévère de transmission ou mixte après chirurgie d'oreille moyenne pour cholestéatome ou OMC.

Matériels et méthodes : Sur une période de deux ans, le système VSB a été implanté chez 40 patients âgés de 35 à 81 ans (moyenne : 59,5). La technique chirurgicale utilisée a été similaire dans 3 hôpitaux régionaux en Italie : Rovereto (n = 16), Meran (n = 12) et Tortona (n = 12). Ces patients avaient tous eu des antécédents de chirurgie d'oreille moyenne. Parmi eux, 20 avaient une OMC et les 20 autres un cholestéatome. Le capteur de masse flottant (floating mass transducer, FMT) du VSB a été placé et stabilisé sur la fenêtré ronde dans 32 cas ; un autre positionnement était nécessaire dans 8 cas. La conduction osseuse (CO) a été testée à J1. À 1 mois post-opératoire et entre 6 et 9 mois, les seuils en audiométrie tonale et vocale en champ libre dans le silence avec le VSB non activé et VSB activé ont été effectués permettant d'apprécier les résultats.

Résultats : Les résultats de la VO à J1 après intervention n'ont montré aucun changement significatif. Le seuil tonal moyen non appareillé (STM4) était de 82,38 dB SPL avec un seuil vocal moyen (SVM) de 94,28 dB SPL. Les résultats obtenus après trois mois minimum en post-opératoire ont été évalués en termes de seuils appareillés et de gain fonctionnel. À l'activation du VSB, le STM4 moyen était de 50,63 dB SPL avec un SVM moyen de 61,68 dB. Après 6-9 mois, le groupe a eu un STM4 moyen de 47,89 dB SPL et un SVM moyen de 53,33 dB SPL.

Conclusions : L'implantation du VSB avec sa stimulation directe des liquides de l'oreille interne semble prometteuse pour la réadaptation auditive des surdités sévères de type mixte survenues après chirurgie pour otites moyennes chroniques avec ou sans cholestéatome. Les résultats s'améliorant avec le temps nous permettent de supposer une consolidation de la connexion par la fibrose. Les résultats rapportés ici se rapportent à 6-9 mois d'observation et ne sont pas une preuve de la stabilité à long terme.

Mots-clés : Implant d'oreille moyenne Vibrant Soundbridge, surdité mixte, fenêtré ronde, vibroplastie, cholestéatome, otite chronique.

1

Introduction

La chirurgie de l'oreille moyenne a pour objectifs d'apporter des solutions aux pathologies de déchargement (discharging pathology) dans les cas d'otite moyenne chronique (OMC), ou d'éradication complète dans les cas de cholestéatome. Chacune de ces procédures peut demander des opérations répétées qui résultent en une surdité mixte moyenne à sévère de l'oreille opérée. La chirurgie de reconstruction fonctionnelle de la chaîne ossiculaire est souvent un échec, surtout lorsqu'il existe un dysfonctionnement de la trompe d'Eustache ; de plus, même lorsque la procédure de reconstruction semble avoir réussi, une composante neurosensorielle de la perte auditive peut rester. Dans ces cas, l'utilisation d'un embout approprié dans le conduit auditif externe pour une amplification conventionnelle peut être problématique.

Ainsi, la chirurgie de l'oreille moyenne est parfois un échec pour restaurer une audition satisfaisante à la communication sociale. Comme alternative de traitement, une aide auditive à conduction osseuse ou une aide auditive à intégration osseuse (Bone Anchored Hearing Aid : BAHA) peut être indiquée. Cependant, dans certains cas, les résultats peuvent être insuffisants à cause de l'atteinte de la conduction osseuse. Un implant d'oreille moyenne peut être indiqué dans ces cas, afin de restaurer à la fois les composantes neurosensorielle et transmissionnelle de la perte auditive en une seule procédure (Colletti et coll., 2006). Le principe de stimulation directe de l'oreille interne a déjà été discuté ^{1,4}.

En résumé, le transducteur du Vibrant Soundbridge (VSB) de MED-EL, la masse flottante (Floating Mass Transducer FMT), positionnés en contact direct avec la membrane de la fenêtré ronde (FR) devraient être bénéfiques de deux façons : l'oreille moyenne est court-circuitée, le point effectif de stimulation se situant après le lieu de la pathologie et l'amplification fournie par le VSB devrait être complètement disponible au déplacement de la membrane basilaire ⁵. Par conséquent, à la fois les composantes neurosensorielle et transmissionnelle devraient être traitées en une seule procédure.

L'objectif a été d'évaluer l'implantation du Vibrant Soundbridge (VSB) chez les patients atteints d'une surdité de transmission mixte et sévère après chirurgie de l'oreille moyenne pour cholestéatome ou otite moyenne chronique (OMC).

2

Matériels et méthode

Une seule étude dans laquelle chaque patient est son propre contrôle a été utilisée pour évaluer les effets auditifs du VSB en conditions activée et désactivée. De plus, les seuils en conduction osseuse, pré-opératoires, ont été mesurés afin d'évaluer l'innocuité de la procédure chirurgicale.



Sur une période de 2 ans le système VSB a été implanté chez 40 patients âgés entre 35 et 81 ans (moyenne : 59.5 ans). La chirurgie a été réalisée avec une technique comparable dans 3 hôpitaux régionaux d'Italie : Roverato (n=16), Meran (n=12) et Tortona (n=12).

Avant la chirurgie tous les patients ont été soumis à un protocole d'évaluation complet incluant : une audiométrie tonale et vocale avec des inserts auditifs, un test d'imitance acoustique, des mesures des potentiels évoqués auditifs précoces (PEA), un test vestibulaire (lorsque possible), un scanner de haute résolution des os temporaux et une imagerie par résonance magnétique (IRM) du cerveau de l'angle cérébello-pontin.

Les 40 oreilles candidates à l'implant ont subi de 1 à 5 chirurgies précédemment : 15 oreilles ont subi 1 opération, 17 en ont subi 2, 6 en ont subi 3, 1 oreille en a subi 4 et 1 oreille a subi 5 opérations. La moitié de ces oreilles avaient une OMC et l'autre moitié des cholestéatomes. Les tympano-mastéodectomies, réalisées lors de chirurgies précédentes, ont été faites pour 23 d'entre elles par une élévation du mur du conduit et pour 17 par une dépression du mur du conduit auditif.

Au moment de la chirurgie du VSB, la chaîne ossiculaire était absente dans 15 cas, discontinue dans 9 cas, reconstruite dans 11 cas, fixe dans 4 cas et continue dans 1 cas.

La platine de l'étrier était normale dans 20 cas, fibreuse dans 14 cas, fixe dans 3 cas et une platinotomie a été trouvée dans 3 cas.

La procédure chirurgicale a été adaptée en fonction des particularités anatomiques observées lors des chirurgies précédentes. Les étapes de positionnement et de fixation de la partie implantée (Vibrating Ossicular Prosthesis, VORP) du VSB ont été identiques à celles suivies lors du positionnement classique de l'implant VSB, avec le FMT sur l'enclume ⁶.

Une révision de la cavité a été réalisée indépendamment de ce qui avait été fait lors des chirurgies précédentes, mastoïdectomie standard ou par élévation du mur du conduit. L'accès aux fenêtres de la cochlée a été fait à travers l'épitympanum ou par une tympanotomie postérieure élargie via une approche mixte transméatal-transmastoïdienne ou seulement transmastoïdienne.

Dans les cas de mastoïdectomie par abaissement du mur du conduit, une chirurgie de révision était réalisée pour enlever toute la matrice épidermoïde de la cavité ; toutes les cellules mastoïdiennes ont été ôtées et l'extrémité de la mastoïde a été enlevée. Le conduit externe osseux a été élargi de façon à obtenir suffisamment d'accès aux fenêtres cochléaires.

Lors de la mise en place du FMT sur la FR, le clip en titane a été coupé. L'aire caudale au subiculum a été façonnée, en fraisant les marges antérieures et extérieures de la lèvre osseuse autour de la FR jusqu'à ce que sa membrane soit clairement exposée ⁷. Du fascia temporal a été interposé

entre la membrane de la fenêtre et la base distale du FMT, à l'opposé de la base où le clip avait été sectionné. Ensuite, la base du FMT a été positionnée face à face avec la membrane de la fenêtre ronde recouverte par du fascia, puis stabilisée avec du cartilage sur la base opposée et finalement recouverte avec du fascia ou du périostium afin de prévenir tout déplacement ou extrusion.

Indépendamment de la technique chirurgicale adoptée, le FMT a été placé et stabilisé dans la niche de la FR dans 32 cas (Fig. 1) ; un positionnement alternatif a été nécessaire dans 8 cas. La platine de l'étrier a été choisie dans 5 cas, la superstructure de l'étrier dans 2 cas et une fenestration cochléaire dans 1 cas.

Les raisons pour Placer le FMT sur la platine de l'étrier ou sur la superstructure de l'étrier ont été obligatoires dans 1 cas où la niche de la FR était ossifiée; pour les autres cas, le positionnement aberrant du nerf facial a empêché l'accès à la niche de la FR et des oblitérations fibreuses de la FR ont été observées laissant les étriers comme seul site de couplage au FMT pour une stimulation directe de l'oreille interne. Le seul cas de fenestration a été réalisé du fait de l'ossification des deux fenêtres cochléaires.

Pour stabiliser le FMT sur la platine de l'étrier (ou sur la superstructure de l'étrier ou sur le promontoire), on utilise du fascia (ou du périostium) pour le recouvrir ainsi qu'un disque de cartilage, qui placé sur le dessus protège la membrane tympanique et permet d'éviter une extrusion.

Comme étape finale, dans les cas de mastoïdectomie par abaissement du mur du conduit, la partie postérieure de la cavité était oblitérée avec du lambeau myosubcutané occipital qui recouvre également le câble conducteur. Finalement, une tympanoplastie avec méatoplastie était réalisée.

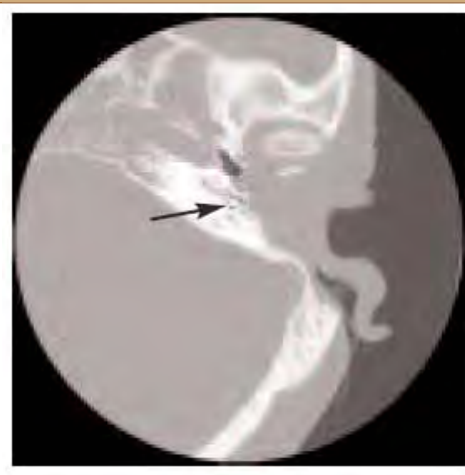


Figure 1 : CT scan du FMT au niveau de la niche de la fenêtre (flèche)

Quatre à six semaines après la chirurgie, la partie externe (l'audio processeur AP) a été activée à l'aide des logiciels appropriés (CONNEX) en utilisant les seuils de conduction osseuse (CO) de l'oreille implantée. Lors des séances suivantes, l'AP était progressivement programmé en augmentant le gain pour chacune des 8 bandes fréquentielles, jusqu'à ce que le patient juge le niveau de sonie suffisamment confortable. Les valeurs de gain les plus importantes étaient généralement obtenues pour les fréquences médium et aiguës. Généralement, le réglage optimal était obtenu au bout de 3 mois.

Les mesures des performances post-implantation ont été réalisées suivant une procédure commune. Au jour 1 post-opératoire, les seuils CO étaient mesurés. Après 1 mois post-opératoire (date de la première activation), des seuils en champ libre avec des sons modulés en conditions VSB activé et VSB désactivé ont été réalisés ainsi qu'une vocale dans le silence. Finalement, à 6 et 9 mois post-activation, les mêmes mesures faites le jour de l'activation ont été répétées.

Tous les tests ont été réalisés dans une pièce insonorisée. Les stimuli délivrés en champ libre l'étaient par un haut-parleur situé en face du patient à une distance de 1 m en partant du centre de la tête du sujet. Toutes les mesures en champ libre étaient faites avec l'oreille non opérée bouchée avec un intra atténuant le bruit. Le matériel vocal était composé de listes de mots enregistrées sur un CD ; les listes de mot dissyllabiques italiens⁸ pour les patients parlant italien ou le test de mots monosyllabiques allemand de Freiburger^{9,10} pour les patients parlant allemand. Les scores de reconnaissance des mots sont exprimés en pourcentage maximal d'intelligibilité et en seuil de reconnaissance de la parole (SRT : Speech Recognition Threshold). Les SRT individuels ont été dérivés de la fonction intensité/ réponse correcte, avec une approximation de moins de 5 dB¹¹.

3 Résultats

Les seuils moyens pré-opératoires des oreilles sélectionnées pour l'implantation étaient de 44.06 dB HL (D.S.=11.89) pour la CO et de 78.14 dB HL (D.S.=14.13) pour la conduction aérienne (CA). La majorité des oreilles avait par conséquent une audition résiduelle à un niveau qui serait considéré comme inadéquat pour une communication efficace, comme il excède la limite supérieure du niveau moyen de conversation de la parole (70 dB SPL). Les oreilles contro-

latérales présentaient également une perte auditive significative. La figure 1a montre l'audiogramme moyen pré-opératoire des oreilles sélectionnées pour l'implantation et la figure 1b, l'audiogramme moyen des oreilles controlatérales.

Les tests de conduction osseuse réalisés 1 jour post-opératoire, n'ont pas montré d'effets aggravants liés à la chirurgie. La figure 2 montre le seuil moyen en CO pré-opératoire en comparaison au seuil moyen en CO post-opératoire.

La moyenne des seuils mesurés en sons purs, non aidés, en champ libre (PTA4) était de 82.38 dB SPL (D.S.=2.33) avec un seuil de reconnaissance de la parole moyen (SRT) de 94.28 dB SPL (D.S.=15.89). Les résultats obtenus à l'activation, puis 6 à 9 mois après l'activation ont été évalués en termes d'amélioration des seuils aidés et de gain fonctionnel. Les données à l'activation font référence aux données collectées lors des 3 premiers mois, après optimisation du réglage. A l'activation du VSB, le PTA4 moyen en champ libre était de 50.63 dB SPL (D.S.=5.81) avec un SRT moyen de 61.68 dB SPL (D.S.=13.06). Les résultats sont restés stables après 6 à 9 mois d'observation, avec un PTA4 moyen de 47.89 dB SPL (D.S.=13.76) et un SRT moyen de 53.33 dB SPL (D.S.=10.25). La figure 3 montre le seuil moyen aidé (VSB activé) mesuré en champ libre à l'activation et 6 à 9 mois après l'activation, comparé au seuil moyen non-aidé (VSB désactivé).

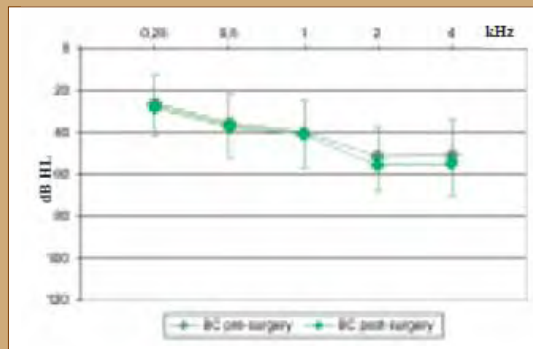


Fig. 2 : Seuils en CO pré- et post-opératoires.

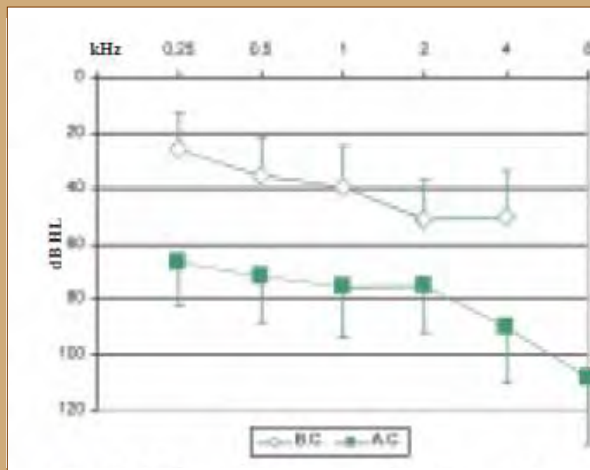


Fig. 1 a : audiogrammes moyens des 40 oreilles choisies

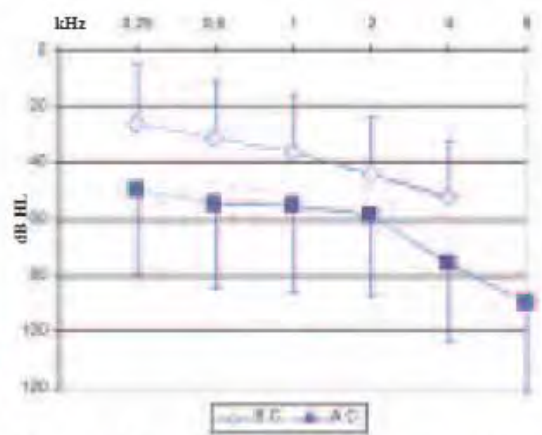


Fig. 1 b : audiogrammes moyens des oreilles controlatérales. Barres verticales = 1 Dev. Std.



Les résultats post-opératoires en champ libre avec le VSB à 6-9 mois sont comparés aux seuils en CO moyens de l'oreille implantée dans la figure 4. Une fermeture supérieure du rinne d'environ 17 dB est observée à 2 kHz, tandis qu'à 1 et 4 kHz, les seuils en champ libre correspondent aux seuils en CO. Un gain fonctionnel limité est reporté pour les fréquences graves dues aux limitations de la sortie du système. Les résultats obtenus pour l'intelligibilité en champ libre sont montrés dans la figure 5. En moyenne le SRT dans le silence s'est amélioré de 94.28 dB SPL (VSB désactivé) à 62.82 dB SPL (VSB activé) au moment de l'activation du VSB, montrant ainsi un gain de 32.60 dB (D.S. = 12.5) qui s'est encore amélioré après 6 à 9 mois (SRT de 53.33 dB SPL et gain de 40.95 dB). L'intelligibilité de la parole moyenne maximum (% max) a augmenté de 47.75% (D.S. = 30.51) à 91.15% (D.S. = 12.64) à l'activation et de 95.75% (D.S. = 7.81) 6 à 9 mois après l'activation.

Afin de vérifier les différences possibles dues à la pathologie dans les résultats, ils ont été analysés en divisant la population (40 sujets) en deux groupes : 20 sujets pour qui la pathologie primaire était une OMC et 20 sujets pour qui la pathologie primaire était un cholestéatome. Aucune différence significative n'a été identifiée entre les deux groupes en ce qui concerne les seuils en conduction osseuse pré- et post-opératoires (Fig. 6), les PTA4 moyens en champ libre (Fig. 7) ou l'intelligibilité de la parole (Fig. 8).

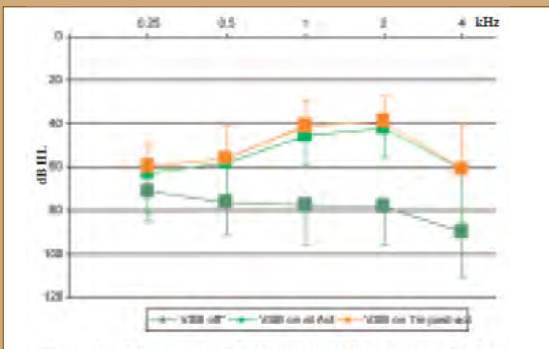


Fig. 3 : Seuils en champ libre moyen aidés et non aidés lors de la première activation et 6 à 9 mois après.

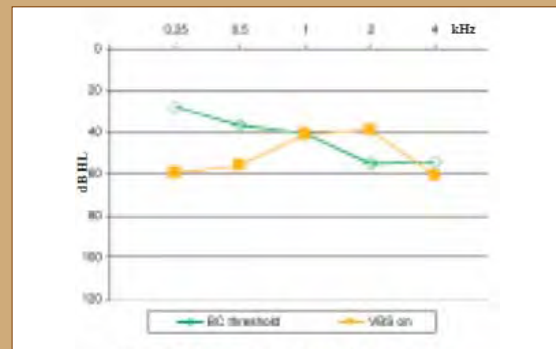


Fig. 4 : Seuils en CO moyens et seuils aidés.

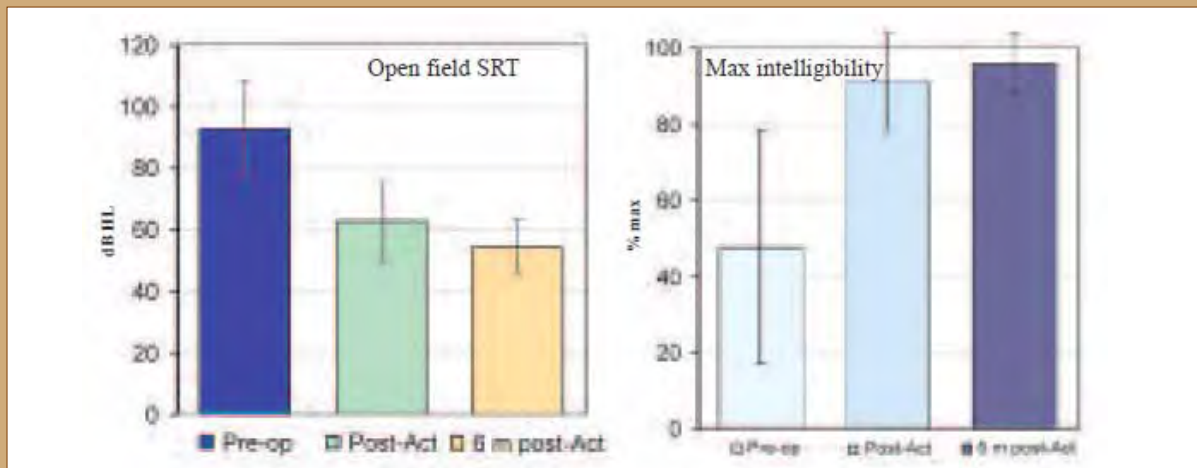


Fig. 5 : Test de l'intelligibilité en champ libre

4 Discussion

Les sujets de cette étude ont été implantés dans trois hôpitaux différents où, après une première expérience avec le VSB dans différentes pathologies de l'oreille moyenne, il est apparu évident que le groupe de patients qui pourraient obtenir un bénéfice substantiel avec le VSB était celui souffrant de pertes auditives mixtes ou de transmissions moyennes à sévères après plusieurs chirurgies de l'oreille moyenne.

Comme un nombre suffisant de cas est nécessaire pour prouver l'efficacité d'un traitement, les 3 centres ont décidé de réunir leurs données afin d'obtenir une image plus détaillée des effets de la stimulation directe de l'oreille interne.

Le gain global fourni par le FMT placé dans la fenêtre ronde devrait être l'addition de deux composantes, le court-circuit de l'oreille moyenne et l'amplification additionnelle de l'AP appliquée à la vibration. Dans les cas où il existe un couplage parfait entre le FMT et la fenêtre ronde une fermeture totale du rinne devrait être obtenue, même avec un audio processeur fonctionnant à une amplification minimum. Une estimation grossière de l'efficacité du couplage mécanique peut être faite en comparant les seuils en CO et les seuils aidés sur différentes fréquences.



Les données collectées montrent que le VSB, malgré l'amplification apportée par l'AP, ne permet pas une fermeture complète du rinne à 0.25 et 0.5 kHz, tandis qu'une fermeture supérieure du rinne (environ 17 dB) est présente à 2 kHz (fig. 4). Les tests en vocale montrent des résultats similaires, avec un SRT aidé moyen de 53.33 dB 6 à 9 mois après l'activation ; approximativement 24 dB moins bon qu'un groupe de sujets normo-entendants pris comme référence (SRT=29.2 dB avec une D.S.=1.7). Cette différence reflète la perte auditive que le VSB ne peut pas compenser ¹².

Les résultats de ce groupe tendent à s'améliorer avec le temps, notamment durant les 3 à 6 premiers mois. Cela pourrait être seulement partiellement expliqué par un phénomène d'habituation, nous supposons un effet positif dû à la consolidation du couplage. Les résultats sont basés sur une période d'observation de 6 à 9 mois et ne permettent pas une évaluation à long terme. Néanmoins, les résultats anatomiques évalués sous microscope otologique n'ont pas montré de rétraction post-opératoire de la membrane tympanique ou d'extrusion du FMT, signe soit de la récurrence d'une maladie inflammatoire ou d'une infection. Les résultats fonctionnels obtenus sont prometteurs pour la réhabilitation auditive des pertes auditives mixtes sévères associées à des séquelles dues aux échecs des opérations fonctionnelles de l'oreille moyenne.

Les résultats présentés ici peuvent ne pas sembler aussi positifs que ce que l'on aurait attendu. Néanmoins, le gain global fourni par le VSB était suffisant pour restaurer un niveau fonctionnel de l'audition à des patients qui avaient perdu leur audition à cause d'une ou plusieurs chirurgies précédentes de l'oreille moyenne. Ces chirurgies précédentes avaient conduit à des pertes qui excédaient la limite supérieure du seuil conversationnel moyen (70 dB SPL) et avaient laissé les patients avec peu d'options de traitements alternatifs.

Tous les patients ont été informés des options de traitement alternatif, telles que l'aide auditive par conduction osseuse ou l'aide auditive à ancrage osseux (BAHA), une période d'essai d'un mois avec soit les aides auditives à conduction osseuse ou soit la BAHA sur bandeau a été proposée aux patients, comme alternative au VSB. En dehors des patients venant aux consultations, ceux ayant participé à cette étude n'ont pas accepté les deux options alternatives à cause de considérations cosmétiques, d'inconfort par pression, d'une mauvaise intelligibilité lorsque la conduction osseuse était supérieure à 40 dB.

D'après les différents rapports avec la BAHA dans les cas d'OMC, les résultats sont très bons avec une amélioration de la qualité de vie des patients ¹³. Il y a peu de complications et cette technique est sûre même si l'oreille moyenne n'est pas stable ¹⁴. Néanmoins

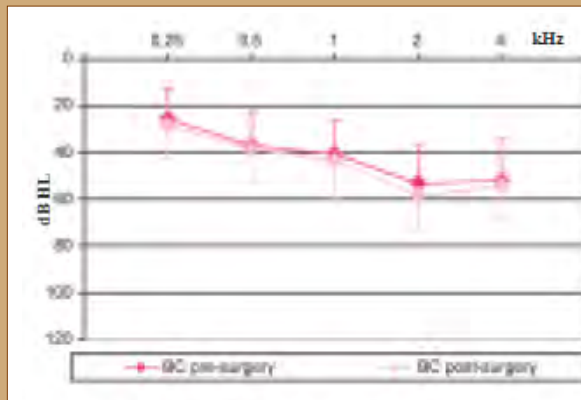


Fig. 6a : Seuils moyens pré- et post-op en CO pour les 20 oreilles atteintes d'OMC.

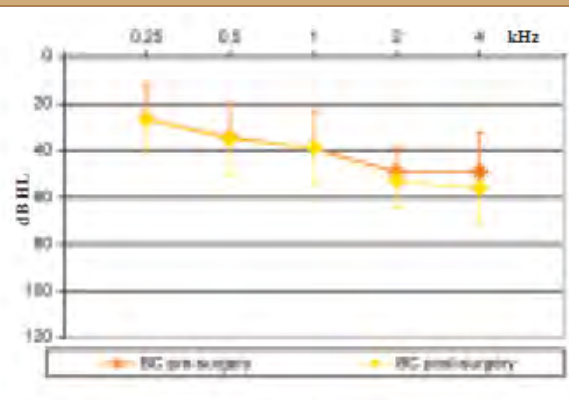


Fig. 6b : Seuils moyens pré- et post-op en CO pour les 20 oreilles atteintes de cholestéatome. Barres verticales = 1 dev. Std

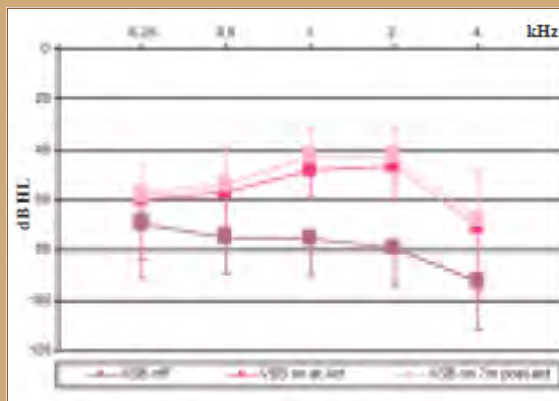


Fig. 7a : seuils moyens aidés et non-aidés en champ libre Lors de la 1ère activation et après 6-9 mois pour les 20 oreilles atteintes d'OMC.

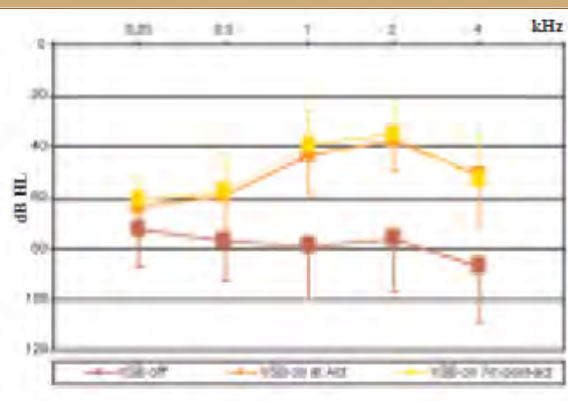


Fig. 7b : seuils moyens aidés et non-aidés en champ libre lors de la 1ère activation et après 6-9 mois pour les 20 oreilles atteintes de cholestéatomes. Barres verticales = 1 dev. Std.



lorsque les seuils en CO sont trop faibles, soit 45 dB et plus, la BAHA avec la prothèse classique n'est pas suffisamment puissante. Dans ces conditions, le Vibrant Soundbridge de MED-EL (VSB) fixé soit dans la niche de la fenêtre ronde soit de la fenêtre ovale est une alternative intéressante.

Les études sur la satisfaction globale du patient avec le VSB montrent que la majorité des estimations subjectives du bénéfice des patients est élevée ^{15, 16}. D'autres recherches chez des patients avec un historique de cholestéatome et d'OMC seraient nécessaires avant de conclure sur la satisfaction de ce groupe de patients avec ce système. Bien que le VSB ne puisse pas compenser toute la perte auditive à toutes les fréquences, il fournit des résultats fonctionnels de communication bénéfiques à ce groupe.

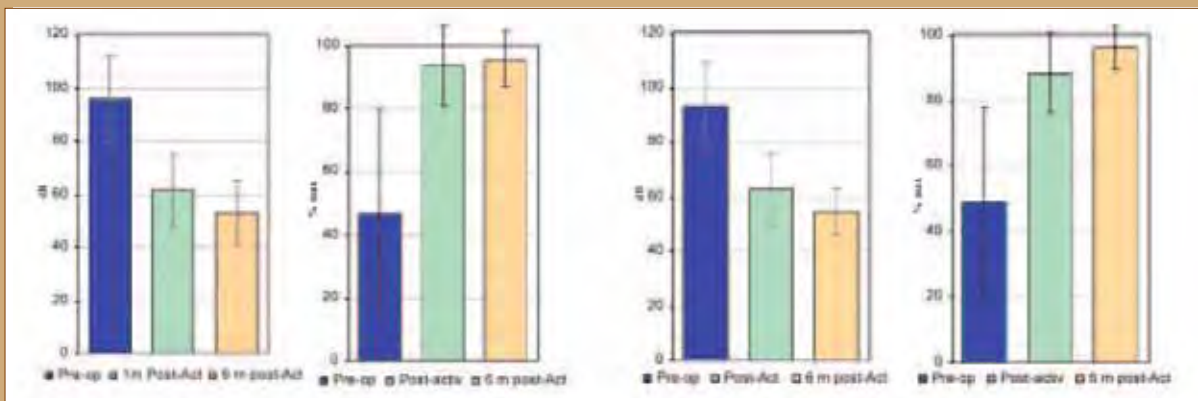
5 Conclusions

Les données rapportées dans ce groupe de 40 sujets atteints de perte auditive moyenne à profonde causée par des chirurgies de l'oreille moyenne répétées pour traiter des OMC et des cholestéatomes, bien que préliminaires, démontrent que le FMT est efficace dans la stimulation directe des fluides de l'oreille interne. Bien que les résultats présentés ne semblent pas aussi enthousiasmants qu'espéré, le gain global obtenu dans l'oreille opérée a permis de restaurer l'audition des sujets à un niveau fonctionnel pour la communication avec une bonne satisfaction d'utilisation du système rapportée par tous les sujets.

6 Références

- COLLETTI V, SOLI SD, CARNER M, COLLETTI L. Treatment of mixed hearing losses via implantation of a vibratory transducer on the round window. *INT J AUDIOL*. 2006;45:600-605.
- WEVER G, LAWRENCE M, SMITH K. The middle ear in sound conduction. *ARCH OTOLARYNGOL*, 1948;48:19-35.
- STENFELT S, HATO N, GOODE RL. Fluid volume displacement at the oval and round windows with air and bone conduction stimulation. *J ACOUST SOC AM*. 2004;115:797-812.

- BELTRAME MA, STREITBERGER C, MARTINI A. Round window application for the active middle ear implant Vibrant Soundbridge. Poster presentation. In proceedings of the XXVIII International Congress of Audiology. Innsbruck, September 2006: 83-4.
- GELFAND SA. Conductive mechanism. In: *Hearing: An introduction to psychological and physiological acoustic*. Decker Inc, New York, Basel. 1990:98138.
- FISCH U, CREMERS CWRJ, LENARZ T, WEBER B, BABIGHIAN G, UZIEL AS, PROOPS DW, O'CONNOR AF, CHARACHON R, HELM J, FRAYSSE B. Clinical experience with the Vibrant Soundbridge implant device. *OTOL NEUROTOL*. 2001;22:962-972.
- CERVERA-PAZ FJ, LINTHICUM FH, MANRIQUE MS, PEREZ N. Morphometry of the human cochlea wall and implication for cochlear surgery. *ACTA OTORINOLARYNGOL*. 2004;124:1124-30.
- GN-ReSound. *Audiometria vocale*. Cutugno F, Prosser S, Turrini M. Eds. 2000.
- HAHLBROCK KH. Über Sprachaudiometrie und neue Wörterteste. *ARCH OHREN NASEN KEHLKOPFHEILKD*. 1953;162(5): 394-431.
- HAHLBROCK KH. *Sprachaudiometrie*. 2. Auflage, Georg Thieme Verlag, Stuttgart. 1970.
- STEPHENS D. Audiological Terms. In: *Definition protocols and guidelines in genetic hearing impairment*. Martini A, Mazzoli M, Stephens D, Read A. Whurr pub. London, Philadelphia. 2001:9-14.
- BELTRAME AM, MARTINI A, PROSSER S, GIARBINI N, STREITBERGER C. Coupling the Vibrant Soundbridge to cochlea round window: Auditory results in patients with mixed hearing loss. *OTOL NEUROTOL*. 2009 Feb;30(2):194-201.
- PORTMANN D, BOUDARD P, VDOVYTSYA O. Bone-anchored hearing aids BAHA: 10 years' experience. *REV STOMATOL CHIR MAXILLOFAC*. 2001 AUG;102(5):274-7.
- MACNAMARA M, PHILIPS D, PROOPS DW. The boneanchored hearing aid (BAHA) in chronic suppurative otitis media (CSOM). *J LARYNGOL OTOL*. 1996 Suppl;21:38-40.
- SCHMUZIGER N, SCHIMMANN F, WENGEN D, PATSCHEKE J, PROBST R. Long-term assessment after implantation of the Vibrant Soundbridge Device. *OTOL NEUROTOL*. 2006;27:183-188.
- STERKERS O, BOUCCARA D, LABASSI S, BEBEAR J-P, DUBREUIL C, FRACHET B, FRAYSSE B, LAVIEILLE J-P, MAGNAN J, MARTIN C, TRUY E, UZIEL A, VANEELCLOO F. A middle ear implant, the Symphonix Vibrant Soundbridge: Retrospective study of the first 125 patients implanted in France. *OTOL NEUROTOL*. 2003;24:427-436.





EPU 2011

Une étape essentielle du bilan d'orientation prothétique pour le 4^{ème} âge : l'audiométrie vocale dans le bruit.

Yves LASRY

Audioprothésiste D.E.
Membre du
Collège National
d'Audioprothèse

yves.lasry@
biosoundssystem.com



Cet article est la synthèse de la communication d'Yves Lasry réalisée lors de l'EPU 2011 et qui aurait dû être publiée dans le numéro 1-2012.

Complément primordial de l'audiométrie vocale dans le silence, l'audiométrie vocale dans le bruit paraît d'autant plus indispensable lorsque l'on prend en charge des patients appartenant au quatrième âge. En effet, son utilisation permet, tout en confirmant les éléments indiqués lors de l'anamnèse, de préciser le bilan d'orientation prothétique. Parce qu'elle seule permet une prise en compte de la gêne sociale entraînée par la dégradation de l'audition, elle apporte des informations précieuses pour la qualité de l'appareillage auditif et pour favoriser son acceptation par le patient lors de ce premier contact avec l'audioprothésiste.

1

De l'audiométrie vocale dans le silence à l'audiométrie vocale dans le bruit

L'audiométrie vocale dans le silence constitue un outil indispensable pour affiner le réglage de l'aide auditive. Cependant, elle n'est pas représentative de la gêne sociale occasionnée par la perte d'audition puisqu'elle se réalise dans les conditions strictes d'un laboratoire d'audioprothèse ou d'une cabine d'audiométrie. En effet, pour que les résultats obtenus soient fiables, il est nécessaire de réaliser l'audiométrie vocale dans le silence dans une pièce dont le niveau de bruit moyen est inférieur à 40 dB et dont les taux de réverbération sont faibles. De plus, lors de la réalisation de ce test, la voix est claire, située face au patient et bien articulée ; ce n'est bien sûr pas souvent le cas dans « la vie de tous les jours ». Pour rappel, les objectifs de cette audiométrie vocale sont notamment l'analyse phonétique des items erronés ainsi que l'indication du niveau de compréhension pour différentes intensités de la parole. Ces éléments, aussi précieux soient-ils, ne permettent aucunement d'évaluer la gêne sociale dans des conditions bruyantes ou en groupe.

En effet, l'altération de la compréhension dans le bruit dépend de facteurs multiples et variables tels que l'acoustique du lieu, la position et la distance du locuteur ainsi que la présence éventuelle de bruits impromptus dont les sources peuvent être variables, multiples et mouvantes.

L'audiométrie vocale dans le bruit, complément indispensable de l'audiométrie vocale dans le silence dans le cadre de l'adaptation prothétique, permet de mieux envisager cette dégradation de la compréhension dans ces circonstances. En effet, elle permet de prendre en compte la présence ou l'apparition de bruits perturbants, dont les caractéristiques peuvent être variables. Lors de sa réalisation, ce n'est plus le niveau de la voix qui varie mais le rapport signal/bruit en appliquant après chaque liste une variation du niveau de la voix ou du niveau du bruit.

Simple et rapide à effectuer, l'audiométrie vocale dans le bruit permet ainsi d'analyser les fonctions cognitives du patient

presbycousique et d'objectiver sa gêne sociale, assurant ainsi une meilleure prise en compte de ses difficultés.

2

La compréhension dans le bruit : quelques rappels

Afin de mieux comprendre la parole dans le bruit, notre cerveau s'appuie sur de nombreux éléments acoustiques mais aussi visuels qui sont analysés en temps réel. L'objectif de cette analyse est de dissocier les différents flux auditifs, c'est à dire de dissocier les différentes sources présentes dans l'environnement sonore pour y adapter un traitement particulier selon sa source (voix du locuteur, voix parasites, bruits divers). Cette analyse s'appuie sur des similitudes acoustiques au sein du signal perçu. Les indices spectraux permettent de créer des liens perceptifs entre les événements ayant les mêmes caractéristiques fréquentielles, tandis que les indices temporels permettent une meilleure localisation de la source sonore.

3

La dégradation de la compréhension dans le bruit chez le patient presbycousique

Les conséquences du vieillissement

Les conséquences du vieillissement sont nombreuses à impacter la qualité de la compréhension dans le bruit. En effet, la diminution du nombre de neurones et la réduction du nombre de contacts synaptiques, les distorsions temporelles (le délai d'inhibition des sons impulsionnels est allongé) ainsi que l'augmentation du pouvoir masquant du bruit par une diminution de l'efficacité inhibitrice du système efférent olivocochléaire ont pour conséquence une moindre compréhension dans le bruit. Pour ces différentes raisons, le signal vocal dans le bruit perçu chez le patient du quatrième âge est non seulement moins clair mais aussi moins bien analysé.

Les troubles cognitifs font également partie des conséquences du vieillissement ayant un impact sur la compréhension dans le bruit, puisque les capacités de mémorisation et d'attention sont atténuées.

Les conséquences de la presbycousie

Les conséquences de la presbycousie viennent évidemment allonger la liste de ces facteurs. Les surdités, légères à sévères, amenuisent le nombre d'informations « audibles », limitant ainsi directement l'analyse de l'information vocale et les possibilités de compréhension en milieu bruyant.



Les distorsions auditives induites par la cochlée ainsi que la diminution de la représentation centrale des fréquences aiguës et la sur-représentation des fréquences indemnes immédiatement voisines de la perte auditive sont d'autres facteurs aggravants.

Au-delà de l'audition, les conséquences de la presbyacousie peuvent être sociales avec l'apparition de troubles de l'humeur et du comportement qui entraînent un risque d'isolement puis une détérioration cognitive, elle-même aggravant ce comportement de retrait. Enfin, par voie de conséquence, le retentissement psychologique qui conduit à l'isolement et à l'abandon de toute vie sociale doit également être pris en compte et considéré comme un point particulièrement important dans le cadre du bilan d'adaptation prothétique.

La détérioration de la compréhension dans le bruit

Les différents facteurs précédemment évoqués, ensemble ou séparément, contribuent fortement à dégrader la compréhension dans le bruit chez les patients presbyacousiques du quatrième âge. La détérioration de la compréhension dans le bruit est donc multifactorielle et chacun de ses facteurs est impliqué dans la presbyacousie. Elle a pour origine la combinaison de la mauvaise qualité d'encodage périphérique (la cochlée) et de la perturbation des processus d'intégration centrale (le cerveau).

Elle mérite par conséquent, sauf cas particulier, d'être étudiée de façon systématique, au même titre que les capacités à comprendre dans le silence. Elle peut se faire de manière naturelle dans la continuité de l'audiométrie vocale dans le silence, d'autant plus qu'elle s'effectue de façon binaurale, ce qui limite le temps qu'il est nécessaire de lui consacrer.

4

L'audiométrie vocale dans le bruit : les signaux utilisés

La parole

La parole se définit comme un signal complexe dont les caractéristiques sont principalement déterminées par les paramètres d'émission de la voix du locuteur (voisement ou non, formants, transitions phonétiques, bruits de consonnes (explosion ou friction)...). De façon moins technique mais plus humaine, elle peut aussi se définir comme étant une suite de mots exprimant une pensée. Concernant sa structure phonétique, la parole peut se décomposer en phrases, en mots, en syllabes ou en phonèmes, l'unité phonétique fondamentale.

Afin de comprendre la parole, différentes caractéristiques sont analysées afin de convertir le signal auditif perçu en information compréhensible pouvant entraîner une réaction verbale, physique ou mentale. Que ce soit l'enveloppe temporelle (fluctuations lentes du signal), la structure fine (fluctuations très rapides du signal), les indices fréquentiels ou bien la prosodie, chacune de ces caractéristiques joue un rôle essentiel dans la compréhension de la parole et dans la façon dont nous interagissons avec notre entourage.

Afin de visualiser un signal vocal, l'affichage de type sonagramme est le plus adapté. Il permet notamment de montrer visuellement au patient presbyacousique ce qu'il perçoit, et ce qu'il ne perçoit pas. Ce mode d'affichage permet une prise de conscience de la déficience auditive, dont la progression est le plus souvent lente et insidieuse, permettant ainsi une meilleure acceptation du déficit et de sa prise en charge (Fig. 1)

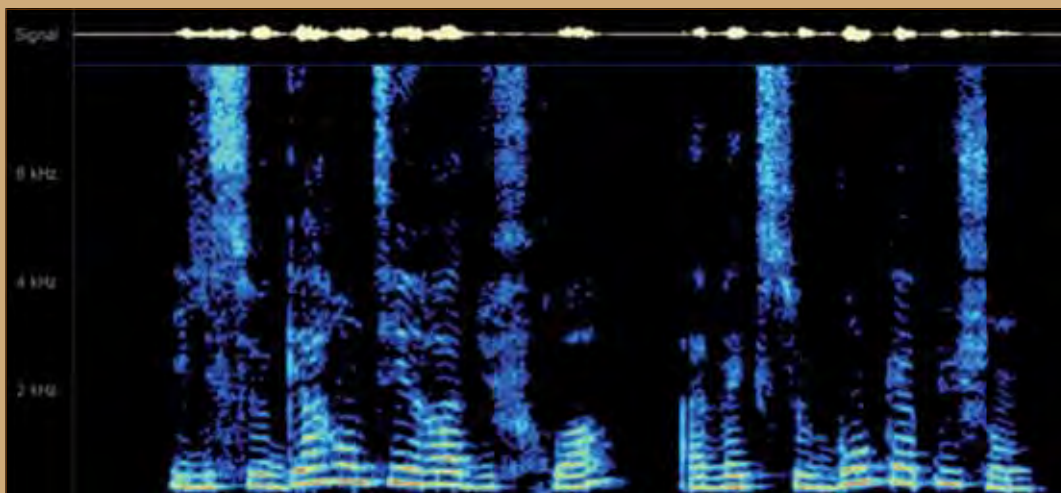


Figure 1 : Sonagramme de la phrase : « Il se garantira du froid avec ce bon capuchon »

Afin de réaliser l'audiométrie vocale dans le bruit, les différentes listes de logatomes, de mots, de nombres ou de phrases classiquement utilisées pour l'audiométrie vocale dans le silence peuvent être envisagées.

Le bruit

Le bruit se définit comme un son aléatoire, caractérisé comme étant désagréable ou gênant. Du point de vue temporel, il peut être continu, fluctuant ou intermittent, ou encore impulsionnel si sa durée n'excède pas une seconde. En ce qui concerne son aspect fréquentiel, il est très variable et dépendant de sa source.

En audiométrie vocale dans le bruit, on utilise le plus souvent un bruit de type Cocktail Party (mixage de plusieurs voix qui a pour objectif de perturber la détection du signal) ou OVG de DODELE (Onde Vocale Globale) bien plus adapté que le « traditionnel » bruit blanc.

Les CD proposés par le Collège National d'Audioprothèse constituent un outil précieux pour la réalisation de l'audiométrie vocale dans le bruit puisque chacune des quelques 200 listes est proposée avec un bruit OVG.

Le rapport Signal / Bruit

L'intensité de la parole se détermine en fonction du niveau moyen de ses pics et est mesurée à la position de la tête de l'auditeur. Ce niveau est de l'ordre de 50 dB SPL (30 dB HV) pour une voix faible, de 65 dB SPL (45 dB HV) pour une voix normale, et de 80 dB SPL (60 dB HV) pour une voix forte.

L'intensité du bruit, exprimée en dB SPL, est l'intensité du signal perturbant pris dans son ensemble à la position d'écoute de l'auditeur. Elle se mesure simplement à l'aide d'un sonomètre situé à cette position.

Le rapport signal/bruit (RSB) se définit comme la différence entre l'intensité de la parole et celle du bruit. Il est positif si le niveau de la parole est plus élevé que celui du bruit, et négatif si le niveau du bruit est plus élevé que celui de la parole. A la différence de l'audiométrie vocale dans le silence pour laquelle on note en abscisse le niveau de la voix, c'est le RSB qui sera la variable en audiométrie vocale dans le bruit (Fig. 3).

5

L'audiométrie vocale dans le bruit : mode de passation

L'audiométrie vocale dans le bruit se réalise idéalement en champ libre afin de s'approcher au mieux des conditions réelles d'écoute dans la vie de tous les jours.

Réalisation de l'AVB à l'aide d'un audiomètre bi canal

Elle peut toutefois se réaliser, pour des raisons matérielles, au casque, à l'aide d'un audiomètre bi canal en diffusant simultanément la voix et le bruit sur les deux oreilles du patient.

Pour sa réalisation en champ libre, on peut toujours avoir recours à l'audiomètre à condition que celui-ci soit connecté à plusieurs haut-parleurs (au moins deux), la voix étant alors diffusée face au patient tandis que le bruit sera émis sur l'ensemble des autres haut-parleurs.

Cette configuration nécessite un boîtier de commutation de haut-parleurs qui permettra de «router» les différents signaux vers les haut-parleurs souhaités.

Réalisation de l'AVB à l'aide d'un logiciel de champ libre

Afin de simplifier la réalisation de l'audiométrie vocale dans le bruit, on peut aussi avoir recours à un système informatisé de champ libre. En effet, l'utilisation d'une solution logicielle telle BioSound-System ou Digivox permet de limiter les manipulations et de reproduire facilement les conditions du test pour une utilisation en routine classique.

Réalisation de l'AVB : Nombre de haut-parleurs requis, positionnement de la voix et du bruit

Pour une réalisation dans de bonnes conditions, l'audiométrie vocale dans le bruit peut s'envisager avec au moins trois haut-parleurs amplifiés. Toutefois, afin de s'approcher au mieux des conditions

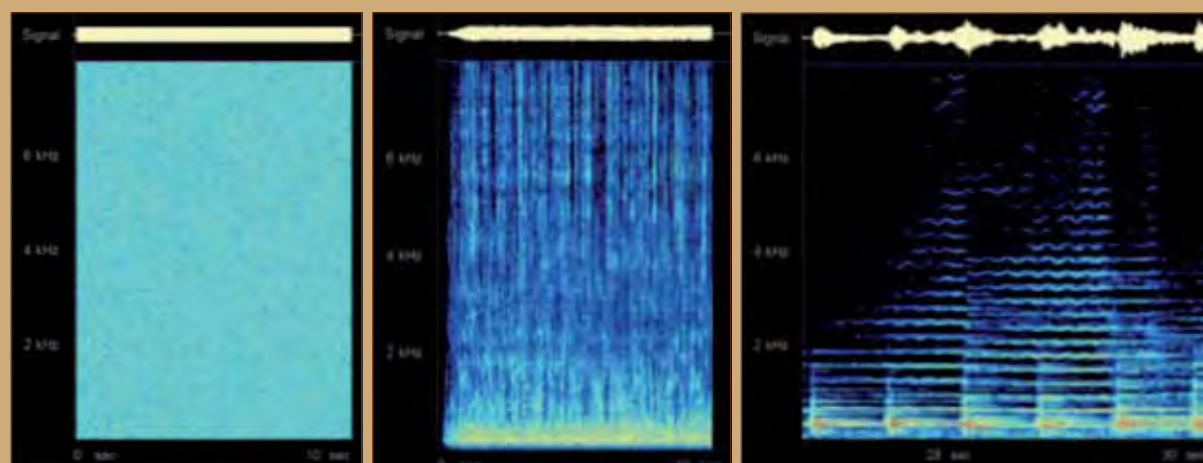


Fig.2 Sonagramme d'un bruit blanc Sonagramme du bruit OVG de Dodelé Sonagramme d'un morceau de musique



d'écoute de la vie réelle, il est recommandé d'en utiliser cinq, voire sept. La voix est alors diffusée sur le haut-parleur central, face au patient, tandis que les autres haut-parleurs diffusent simultanément le bruit OVG de Dodelé (Fig. 4).

Réalisation de l'AVB : Matériel phonétique

Tous les items testés par l'audiométrie vocale dans le silence peuvent être utilisés pour l'audiométrie vocale dans le bruit (logatome, mots mono ou dissyllabiques, nombres et phrases)

Variation du niveau du signal ou variation du niveau du bruit ?

Nous avons vu plus haut que la variable lors de la réalisation d'un test d'audiométrie vocale dans le bruit est le rapport signal/bruit (RSB) qui est la différence entre le niveau de la voix et le niveau du bruit. De ce fait, deux options peuvent s'envisager pour modifier ce ratio : faire varier le niveau de la parole ou faire varier le niveau du bruit. Ces deux options peuvent s'envisager et sont indiquées dans le projet de norme ISO8253-3 concernant l'audiométrie vocale. Elles présentent toutes deux des atouts et des inconvénients.

Augmentation progressive du niveau du bruit, celui de la voix étant fixé à 65 dB SPL

Cette méthode est davantage représentative de la vie réelle. En effet, elle permet d'estimer le niveau de compréhension de nos patients

(avec et sans aide auditive) selon le niveau de bruit qui les entoure. Elle permet alors d'objectiver plus facilement la gêne sociale, la variable étant le plus souvent le niveau du bruit dans des circonstances de vie réelle.

Atténuation progressive du niveau de la voix, celui du bruit étant fixé à 60 dB SPL

Cette méthode présente l'avantage de ne pas engendrer de variation du traitement du signal de l'aide auditive au cours d'un test d'audiométrie vocale prothétique dans le bruit.

Réalisation de l'AVB : représentation graphique des résultats

Afin de faciliter la lecture et l'analyse des résultats par les différents professionnels, la représentation graphique des résultats de l'AVB s'avioisine de celle utilisée pour l'audiométrie vocale dans le silence. L'ordonnée reste inchangée et indique le pourcentage d'items compris tandis que l'abscisse est cette fois-ci fonction du rapport signal/bruit.

Le mode de notation est alors comparable à celui utilisé pour l'audiométrie vocale dans le silence (Fig. 5).

AVB - Analyse des résultats

L'analyse de la courbe obtenue lors de la réalisation d'un test sans aide auditive permet d'être sensibilisé par la gêne engendrée par des situations animées

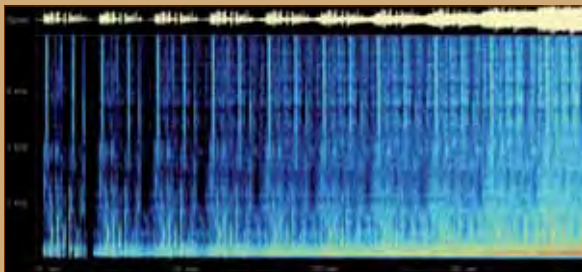


Fig. 3 : Sonogramme d'une phrase pour différents RSB (+Infini, puis de +15 à -9 dB)

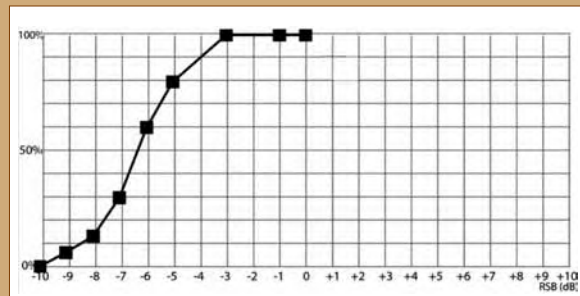


Fig. 5

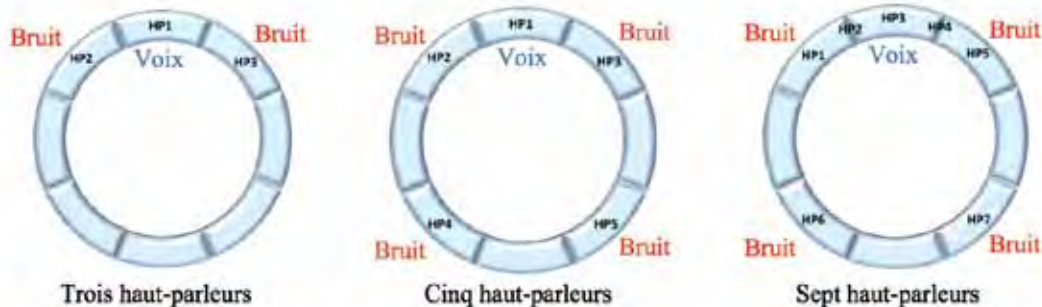


Figure 4



Le seuil d'intelligibilité dans le bruit est à comparer aux valeurs de référence établies chez le normo-entendant de la même façon que pour l'audiométrie vocale dans le silence.

La pente de la courbe obtenue permet de mettre en évidence les compensations mises en place par le patient. Elle est souvent dépendante de l'ancienneté de la perte auditive, notamment dans le cas particulier de la presbycusie.

Une forte dégradation de la compréhension en environnements bruyants doit attirer l'attention sur la présence potentielle de troubles de l'analyse centrale.

AVB - Valeurs moyennes en fonction de l'âge avec des logatomes de Dodelé

Une étude réalisée par Justine Tricoche pour son mémoire de fin d'étude en audioprothèse indique une incidence relativement faible de l'âge pour l'individu normo-entendant :

Cette étude a été réalisée en fixant le niveau des logatomes de Dodelé à 65 dB SPL tandis que le niveau de bruit, variable, pouvait avoir pour valeur 60, 65, 68, 71 dB SPL. Le rapport Signal/Bruit correspondant était alors de +5 dB, 0 dB, -3 dB ou -6 dB.

6

L'audiométrie vocale dans le bruit joue donc un rôle primordial car elle confirme certains points abordés lors de l'anamnèse et permet une nette amélioration de la prise en charge du patient presbycousique. Cette prise en compte de la gêne sociale est essentielle dès le bilan d'orientation prothétique, l'audiométrie vocale dans le bruit permettant de réaliser un « état des lieux » des fonctions cognitives, tout en donnant des indications concernant les stratégies de compensation mises en place par le patient presbycousique.

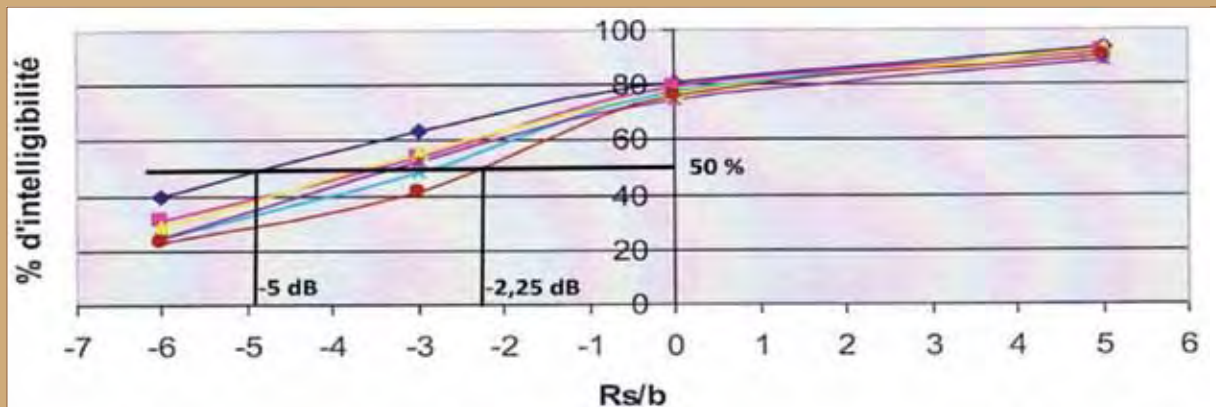


Figure 6

Tranche 20 à 29 ans : Seuil d'intelligibilité moyen à -5 dB
Tranche 70 à 79 : Seuil d'intelligibilité moyen à -2,25 dB

MED⁹EL

Le plus
petit &
le plus
robuste

Le nouvel
OPUS 2XS



XS

100% de performance
auditive

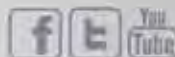
L'audio processeur
le plus petit et
le plus léger

Meilleure
performance auditive¹

Une fiabilité
à toute épreuve

1. Haumann et al. 2010.

medel.com



Vibrant MED-EL Hearing Technology
400 Av. Roumanille - BP 309 | F-06906 Sophia-Antipolis cedex
+33 (0)4 93 00 11 24 | office@fr.medel.com



Métier et Technique

L'estimation des seuils audiométriques au tympan - Deuxième partie

Xavier DELERCE
Audioprothésiste D.E.,
D.U. Audiologie
40000 Mont-de-Marsan
delerce.xavier@neuf.fr



Nadège DURAND
Audioprothésiste D.E
34000 Montpellier
fr.viadeo.com/fr/pro-
file/nadega.durand1



Jean-Baptiste BARON
Audioprothésiste D.E.
40000 Mont-de-Marsan



Nous avons analysé dans la première partie de cet article (Cahiers de l'Audition - Juillet/Août 2011 - N°4) l'impact du transducteur de mesure audiométrique sur la précision des seuils audiométriques au tympan, sachant qu'une mauvaise approximation du SPLogramme pouvait entraîner un réglage potentiellement inadapté au patient. Il est apparu que l'audiométrie réalisée aux inserts, couplée à la mesure du RECD individuel était le moyen le plus fiable de déterminer les seuils audiométriques au tympan, et donc de fournir aux fabricants d'appareils auditifs et aux diverses formules de calcul des données audiométriques précises pour l'établissement des corrections à apporter aux patients appareillés.

Il était intéressant de se placer dans la situation d'un audioprothésiste travaillant au casque et utilisant les moyens fournis par de nombreux fabricants d'aides auditives : audiométrie par l'appareil auditif (audiométrie in-situ) et mesure in-vivo par l'appareil auditif.

Ces moyens de réglage permettent-ils une bonne approximation des seuils au tympan en cherchant à assimiler l'aide auditive aux écouteurs inserts (type EAR) lors de l'audiométrie in-situ ?

La proximité de l'écouteur d'une aide auditive avec le tympan améliore-t-elle la précision ?

L'audiométrie par l'aide auditive (audiométrie in-situ) est-elle l'équivalent de l'audiométrie aux inserts ?

La mesure in-vivo par l'aide auditive est-elle l'équivalent de la mesure audiométrique aux inserts, de la mesure RECD et de la mesure in-vivo traditionnelle ?

Quatre fabricants d'aides auditives ont été testés (BERNAFON, PHONAK, UNITRON et STARKEY) avec des modèles contours d'oreille (BTE, non-RIC). Tous les modèles testés permettent la réalisation de l'audiométrie par l'appareil (audio-

métrie IN-SITU). Parallèlement, des intra-auriculaires (STARKEY) ont été testés, permettant également l'audiométrie par appareil et la mesure in-vivo par sonde de mesure reliée à l'aide auditive. Plusieurs modèles pour chaque fabricant ont été testés sur divers patients (50 patients, une oreille par patient). 10 appareils ont été testés dans chaque marque de contours d'oreille et 10 pour STARKEY en intra-auriculaire, à chaque fois sur plusieurs fréquences (de 250 à 4000Hz par demi-octave).

Pour chaque patient, une estimation des seuils au tympan a été réalisée par audiométrie aux inserts et mesure RECD (HA1 « mousse »). On obtient le niveau au tympan par la formule :

$$\text{SPL « au tympan »} = \text{dB HL insert}_{(\text{fréq.})} + \text{RETSPL}_{\text{HA1}(\text{fréq.})} + \text{RECD}_{\text{HA1}(\text{fréq.})}$$

Ce seuil calculé au tympan servira de base à la mesure in-vivo pour tous les tests suivants : la formule de calcul DSL 5.0a, sur cette base insert + RECD, donne une « cible de référence » de niveau de sortie appareillé in-vivo (REAR : Real Ear Aided Response) à niveaux d'entrée variant de 60 à 70dB SPL selon les fabricants.

Partant du principe qu'une mauvaise approximation des « seuils au tympan » par le fabricant entraîne une erreur dans la correction apportée par l'aide auditive, les écarts entre la « cible de référence » et le niveau réel atteint par l'aide auditive in-vivo ont été mesurés, donnant ainsi une indication fiable de la qualité de l'estimation des seuils au tympan et la bonne estimation par le fabricant du « chemin acoustique », de l'écouteur au tympan.

Nous avons donc testé 3 réglages différents, obtenus par trois transducteurs audiométriques différents :

1. Les patients ont été d'abord testés au casque TDH. Le réglage proposé par le fabricant a été mesuré in-vivo et comparé avec

la « cible de référence » (voir obtention plus haut).

2. Une audiométrie par l'appareil auditif (« in-situ » ou « IS ») a ensuite été effectuée avec recalcul des réglages en conséquence. Une nouvelle mesure in-vivo est alors effectuée pour comparaison avec la « cible de référence ».

3. La même manipulation que le point 2 est effectuée, mais avec une aide auditive permettant le contrôle des niveaux atteints en fond de conduit (mesure in-vivo par l'aide auditive, « MIV »). Une mesure in-vivo par chaîne de mesure compare le réglage obtenu à la « cible de référence ».

Analyse de l'évolution après audiométrie in-situ - Contours d'oreille

Afin d'apprécier plus finement l'action des fabricants, des « lots fréquentiels » ont été constitués : le « lot 1 » est la moyenne des fréquences 250 à 1000Hz et servira principalement à l'analyse de l'estimation des effets d'événements. C'est en effet à ces fréquences que l'aération perturbe le plus l'amplification. Un « lot 2 » est constitué par la moyenne des fréquences 2000 à 4000Hz et sert de base à l'analyse de l'appréciation du volume résiduel entre la coque/l'embout et le tympan, zone fréquentielle la plus impactée par des différences inter-individuelles de volumes résiduels.

Fréquences 250 à 1000Hz :

L'usage des BoxPlots (Box-and-Whiskers-plots ou Boîte à moustaches) sera utile car riche en informations pour les analyses suivantes : la partie inférieure du rectangle constitue le premier quartile des mesures, la partie supérieure le troisième quartile. Le

Analyse de la précision dans l'estimation des seuils audiométriques au tympan par divers fabricants d'aides auditives lors du réglage



rectangle correspond donc à 50% des mesures. Les moustaches supérieure et inférieure donnent un aperçu de la disparité des mesures. Le trait dans le rectangle représente la médiane des mesures :

On constate que 50% environ des mesures se situent à environ +/-8dB (Fig. 1) de la cible avec le casque. La dispersion des données est très importante, environ +/-20dB.

Après audiométrie in-situ par l'aide auditive, on constate peu d'amélioration dans la dispersion des valeurs mesurées, toujours 20dB autour de la référence. La moitié des mesures reste à un niveau correct par rapport à la cible (+6/-7dB), mais sans amélioration.

Fréquences 2000 à 4000Hz

Avec la base casque TDH, 50% des réglages donnent une sur-correction médiane allant jusqu'à +9dB avec une dispersion importante, de -16/+21dB (Fig. 2).

L'audiométrie par l'appareil (in-situ) n'améliore pas cet état de fait, alors que l'on pouvait s'y attendre et que cela aurait été souhaitable. On reste en sur-correction (5dB en moyenne)

et la dispersion augmente. Il existe même une légère dégradation des résultats après audiométrie par l'aide auditive.

Globalement, tous les fabricants sont en sur-correction dans les aigus.

Un fabricant (marque 1) montre déjà sur une base casque une bonne approximation des niveaux atteints au tympan sur les aigus, ce qui était le cas dans les graves. L'amélioration après audiométrie in-situ est donc très limitée. Globalement pour cette marque, l'approximation des niveaux au tympan est bonne, quelles que soient les fréquences, et l'audiométrie in-situ réduit légèrement la dispersion.

Les fabricants 2 et 3 sont systématiquement en sur-correction sur plus de la moitié des mesures et l'audiométrie par l'aide auditive n'améliore pas cet état de fait, voire l'empire.

Le cas du fabricant 4 est surprenant : tout comme dans les graves, la précision obtenue sur une base casque n'était pas trop éloignée de la cible, et de la même façon, l'audiométrie in-situ dégrade cette précision.

L'imprécision dans l'estimation des niveaux atteints au tympan dans

les aigus est de l'ordre de 7 à 11dB (moyenne quadratique des erreurs relevées). Dans la majorité des cas (Fig. 2), cette imprécision aboutit à une sur-correction et donc un risque de gêne auditive pour le patient. Selon les marques, la mesure des seuils par l'appareil apportera très peu d'amélioration de l'estimation du SPLogramme (au maximum 1dB), mais la plupart du temps l'erreur augmente après audiométrie par l'aide auditive.

Analyse d'une aide auditive permettant la mesure in-vivo par l'appareil - Intra-auriculaires

Fréquences 250 à 1000Hz :

Les disparités sont considérées comme peu importantes, à +/-4dB de la cible pour la moitié des mesures (Fig. 3). La mesure in-vivo par l'appareil améliore légèrement la précision mais ne se justifie pas par rapport au fabricant 1 (contour) qui arrive à une précision identique ou meilleure sans cette technique. Les écarts sont toujours importants dans

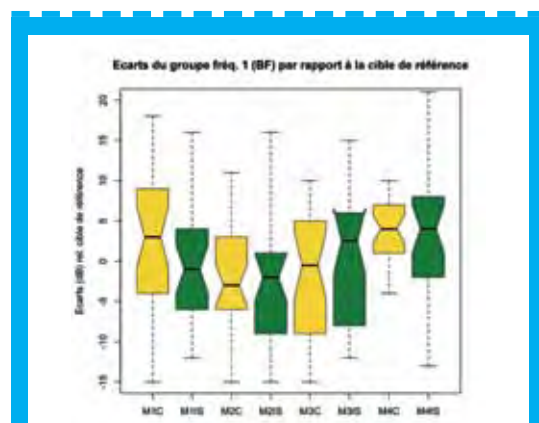


Figure 1 - Approximation de la cible de référence dans les graves (« lot 1 ») avec réglage base casque (C) puis avec audiométrie in-situ (IS) par l'aide auditive. Tous fabricants BTE de marque 1 à 4 (M1 à M4). N = 30 mesures/marque/transducteur.

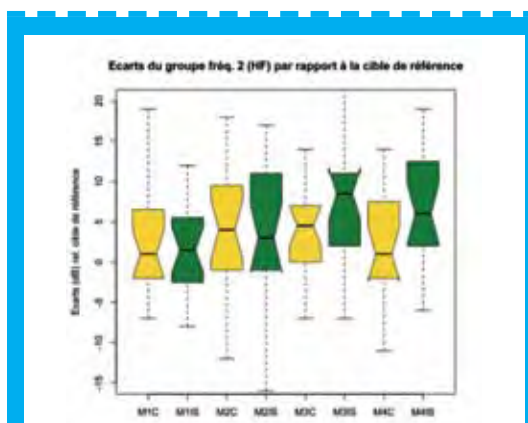


Figure 2 - Approximation de la cible de référence dans les aigus (« lot 2 ») avec réglage base casque (C) puis avec audiométrie in-situ (IS) par l'aide auditive. Tous fabricants BTE de marque 1 à 4 (M1 à M4). N = 20 mesures/marque/transducteur.



cette zone fréquentielle, de -10 à +15dB par rapport à la cible de référence, mais moins importants que pour les contours d'oreille dans cette même zone fréquentielle).

Si ce fabricant est dans la moyenne des autres (erreur quadratique de 7 à 8 dB) dans l'imprécision sur une base audiométrique au casque ou in-situ, l'ajout de la mesure in-vivo par l'appareil permet de diminuer à 6dB environ cette imprécision de correction, ce qui constitue la meilleure estimation des seuils au tympan pour la zone fréquentielle étudiée (250 à 1000Hz).

Fréquences 2000 à 4000 Hz

Une bonne précision est déjà atteinte avec une base audiométrique au casque TDH, légèrement moins bonne que la marque 1 cependant. Les estimations au tympan deviennent certes moins disparates avec l'usage de l'audiométrie in-situ mais la dispersion augmente pour 50% des mesures. La mesure in-vivo par l'appareil (MIV) quant à elle, réduit la dispersion et améliore la moyenne, très proche de la cible de référence. Après mesure in-vivo par l'appareil auditif, 50% des mesures dans les aigus sont comprises entre -2 et +6 dB par rapport à la cible de référence

ce qui semble confirmer que l'usage de cette technologie est de nature à améliorer la précision du réglage dans les aigus (Fig. 4).

Si ces aides auditives ne se distinguent pas nettement de certains fabricants (Marque 1) dans leur estimation des niveaux atteints au tympan, sur la base des données du casque ou après audiométrie in-situ, c'est après mesure in-vivo par l'appareil (MIV) que l'erreur, logiquement, est la plus basse : les cibles sont atteintes avec une précision d'environ 5dB. Cette imprécision est répartie légèrement dans la sur-correction mais il s'agit,

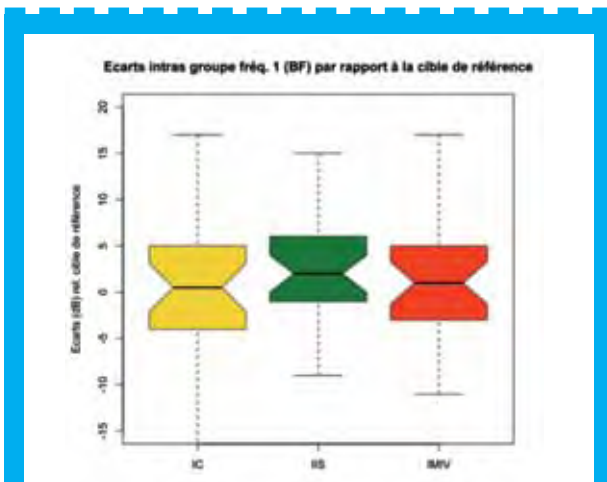


Figure 3 - Approximation de la cible de référence dans les graves («lot 1») avec réglage base casque (IC), après audiométrie in-situ (IS), puis après mesure in-vivo par l'appareil (IMIV). N = 30 mesures/transducteur.

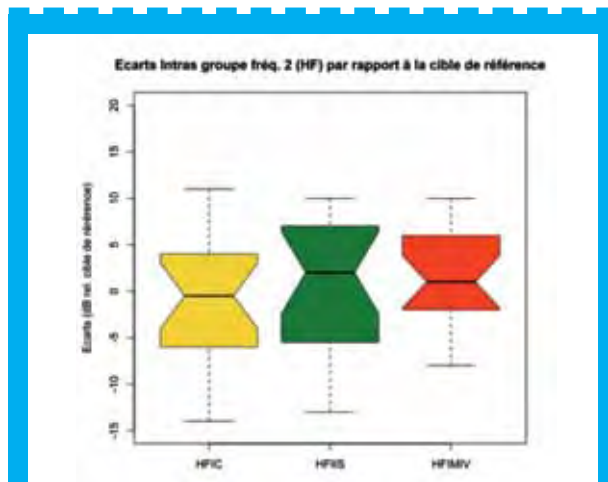


Figure 4 - Approximation de la cible de référence dans les aigus («lot 2») avec réglage base casque (IIC), après audiométrie in-situ (IIS), puis après mesure in-vivo par l'appareil (IMIV). N = 20 mesures/transducteur.

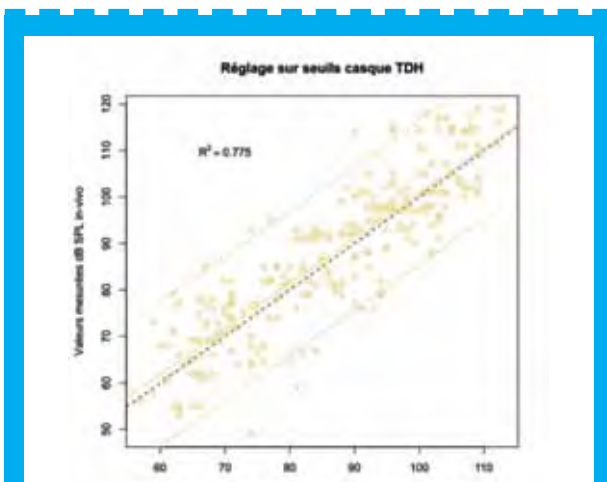


Figure 5 - Tous fabricants confondus (M1 à M4 BTE), toutes fréquences confondues. Sur une base audiométrique casque TDH : approximation de la cible de référence (pointillés noirs) et intervalle de confiance 95% (pointillés jaunes).

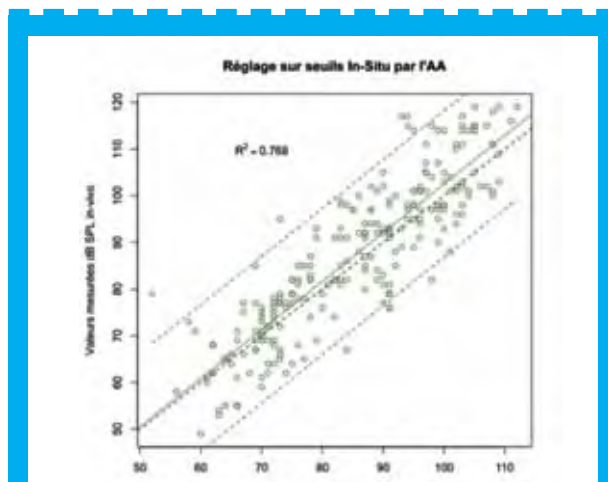


Figure 6 - Tous fabricants confondus (M1 à M4 BTE), toutes fréquences confondues. Sur une base audiométrique in-situ : approximation de la cible de référence (pointillés noirs) et intervalle de confiance 95% (pointillés verts).



comme pour les fréquences graves, de la plus faible mesurée.

Analyse inter-fabrics, inter-fréquentielle

L'éloignement des valeurs mesurées in-vivo avec la « cible de référence » a été estimé par la méthode du coefficient de détermination (ou R^2).

Plus la valeur du R^2 est proche de 1, plus les mesures sont proches de la cible de référence. Cible de référence et niveau réel in-vivo sont comparés dans le but de

mettre en évidence la corrélation entre les deux valeurs (droite de moindres carrés).

Base casque

La régression est médiocre, systématiquement inférieure à 0.8 pour les contours testés. L'intervalle de confiance est très large, environ 30dB (env. +16/-14dB), même si la moitié des sujets est à -5/+8dB de la cible (Fig. 5).

Base audiométrie in-situ :

L'audiométrie par l'aide auditive (in-situ) n'améliore pas la précision par rapport à la cible de référence. L'intervalle de confiance est toujours aussi important (Fig. 6).

Base mesure in-vivo par l'aide auditive

Le R^2 de 0.901 est le plus élevé. L'intervalle de confiance est d'environ 20dB et 50% des mesures sont à -3/+4dB de la cible (Fig. 7).

Erreurs moyennes (en dB) mesurées par rapport à la cible de référence

La mesure in-vivo par l'aide auditive fait apparaître la plus faible dispersion des mesures

par rapport à la cible de référence. Dans les aigus, les contours sont quasiment toujours en sur-correction et la mesure audiométrique par l'appareil ne semble pas changer cet état de fait, quand elle ne l'empire pas.

Les fréquences graves sont en moyennes les plus proches de la cible mais présentent des dispersions importantes (Fig. 8).

Discussion

Les contours d'oreille

Dans le cas des contours d'oreille, les phénomènes acoustiques en fond de conduit semblent plus ou moins faciles à appréhender après cheminement du son dans le système de transmission du son (coude, tube, micro-tube, embouts divers, etc.).

Fréquences 250 à 1000HZ

Les effets d'événements impactant les fréquences graves sont connus et relativement prévisibles. Les tests anti-larsen récents intègrent également une analyse de « l'effet d'événement » qui semble efficace et donne des indications précieuses pour les fabricants, leur permettant de prévoir une éventuelle fuite acoustique ou un effet Helmholtz dans cette zone fréquentielle. Tous les fabricants ont une imprécision moyenne d'environ 6dB autour de la cible, quelle que soit la base audiométrique utilisée (casque TDH ou audiométrie par l'appareil). Malgré cela, si la précision moyenne est bonne, les écarts types sont importants, ce qui a été décrit

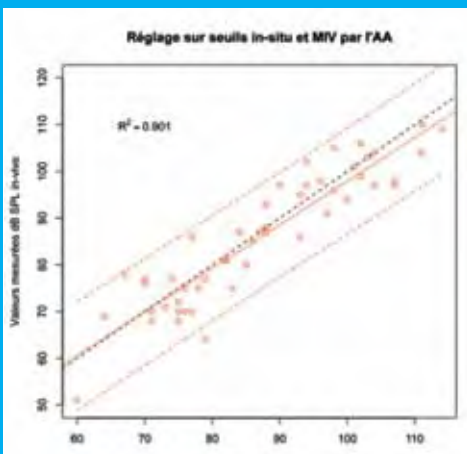


Figure 7 - Intra-auriculaires, toutes fréquences confondues. Sur une base audiométrique in-situ puis mesure in-vivo par l'aide auditive : approximation de la cible de référence (pointillés noirs) et intervalle de confiance 95% (pointillés rouges).

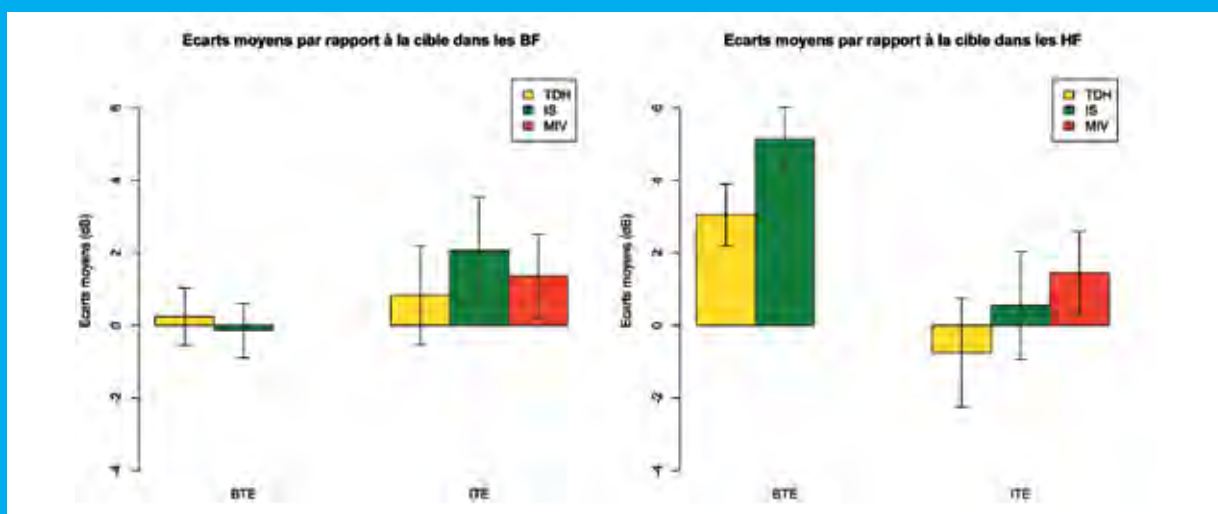


Figure 8 - Erreurs moyennes constatées (en dB) par rapport à la cible de référence et erreurs standards à la moyenne. BTE : toutes marques confondues.



par des études récentes (Keidser et coll. - 2011 ; Nesgaard Pedersen - 2012) : bien que prévisibles en laboratoire, les effets d'événements sont plus inattendus dans la réalité.

Pour la majorité des patients, la correction dans les graves n'étant pas la plus importante, ceci limite l'effet d'une médiocre approximation de la cible, car la variabilité des mesures effectuées est constatée dans une zone fréquentielle en général peu amplifiée.

Fréquences 2000 à 4000Hz

Dans la zone fréquentielle aiguë, des phénomènes acoustiques particuliers peuvent avoir une incidence sur le signal délivré par l'écouteur de l'aide auditive : le coude (effet connu du fabricant), la longueur et le diamètre du tube (plus ou moins connu du fabricant), la profondeur de l'embout et donc le volume résiduel entre l'embout et le tympan (généralement inconnus du fabricant), le volume du conduit auditif du patient (inconnu du fabricant), etc. Les variables sont nombreuses et le risque d'erreur est donc élevé.

Si le fabricant connaît le niveau émis par son appareil lors d'une audiométrie in-situ, sur coupleur, il ne peut pas appréhender la chaîne de phénomènes acoustiques au-delà du coude, et a fortiori estimer le volume résiduel du patient appareillé par cette seule technique. Ceci explique le peu, voire l'absence d'amélioration apportée dans les aigus après audiométrie

par l'appareil auditif. Un audioprothésiste travaillant au casque TDH devra s'attendre à une sur-estimation systématique des seuils au tympan dans les aigus et donc une sur-correction de la perte auditive, même après audiométrie par l'appareil.

La précision des réglages (par jugement de la qualité de corrélation par rapport à une cible donnée) dans les aigus n'est pas fiable et très aléatoire d'un fabricant et d'un patient à l'autre.

Même si pour certains fabricants l'audiométrie par l'appareil améliore la précision par rapport à la cible de référence, cette amélioration, comparée au meilleur score mesuré (R2 de 0.901 pour la MIV par intra-auriculaire), est négligeable.

Le meilleur résultat atteint avec un contour d'oreille n'est pas atteint après audiométrie in-situ, mais sur une base casque TDH (marque 3) : l'erreur par rapport à la cible reste quand même de 8dB, la plupart du temps en sur-correction.

Dans les aigus, tous les fabricants sont en sur correction, ce qu'indiquaient les BoxPlots.

Les intra-auriculaires

Quel que soit la méthode utilisée (base casque ou audiométrie par l'appareil), la précision par rapport à la cible est bonne.

Deux solutions ont été avancées pour expliquer ceci :

1. La présence de l'écouteur à proximité du tympan rend plus « prévisible » pour le fabricant les niveaux atteints en fond

de conduit, souvent mesurés en laboratoire sur une cohorte de sujets. Elle s'apparenterait à l'usage des inserts en audiométrie.

2. Le fabricant en question possède une prédiction (fonction de transfert HL→SPL détaillée plus haut) des niveaux au tympan plus précise que ses concurrents.

Mais pour cette marque (STARKEY), les scores en intra-auriculaires sur base casque TDH ou audiométrie in-situ, sont meilleurs que les contours d'oreille de la même marque (Fig. 9).

On peut donc affirmer que la proximité de l'écouteur au tympan est un facteur net d'amélioration de la précision des réglages, puisque contours d'oreille et intra-auriculaires utilisent la même estimation HL→SPL au tympan chez ce fabricant.

La mesure in-vivo par les appareils auditifs

Dans tous les tests effectués, elle s'avère une méthode efficace pour améliorer la précision du réglage.

Par contrôle des niveaux atteints en fond de conduit auditif, elle permet non seulement de connaître le niveau en dB SPL au tympan auquel répond le patient (après audiométrie in-situ), mais aussi d'ajuster la courbe de réponse précisément.

En cela, elle est supérieure en précision au travail d'un audioprothésiste qui ferait de la mesure in-vivo par sa chaîne de mesure

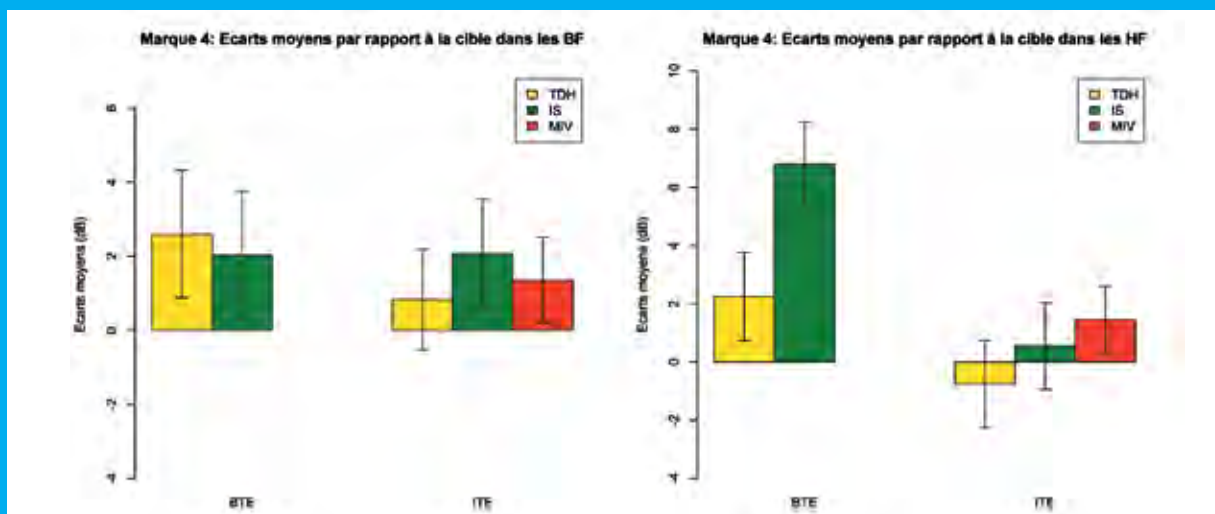


Figure 9 - Marque 4 : erreurs moyennes constatées (en dB) par rapport à la cible de référence et erreurs standards à la moyenne. Types BTE et ITE comparés.



mais sur une base audiométrique casque, imprécise de nature dans l'estimation des seuils au tympan.

Cette technique permet une précision par rapport à la cible d'environ 4dB. On peut penser que cette précision est celle obtenue par un audioprothésiste travaillant avec la mesure in-vivo sur une base audiométrique obtenue aux écouteurs inserts EAR et après mesure du RECD individuel.

Cependant, nous l'avons vu, la proximité de l'écouteur avec le tympan semble donner une assez juste idée des niveaux atteints in-vivo. Par contre, l'utilisation et l'extension de la MIV par l'aide auditive prend tout son sens avec les contours d'oreille non-RIC, dont la prédictibilité des niveaux atteints in-vivo est très dépendant du chemin acoustique.

Prise en compte de l'imprécision des fonctions de transfert HL→SPL « au tympan » dans le processus de réglage des aides auditives

Nous avons analysé dans la première partie de cet article les « fonctions de transfert » utilisées pour estimer les niveaux SPL au tympan sur la base des audiométries fournies en dB HL, selon les transducteurs utilisés. Nous avons constaté que l'approximation était mauvaise sur la base casque (toujours en sur-correction) et s'améliorait avec l'utilisation des écouteurs inserts et de la mesure du RECD individuel.

La question était de savoir si les fabricants prenaient en compte ce phénomène et si les nouvelles technologies de réglage (audiométrie in-situ et mesure in-vivo par les appareils) réussissaient à améliorer l'approximation des seuils au tympan et donc la correction proposée à un audioprothésiste fournissant des seuils sur base casque TDH.

Mesurer les seuils auditifs par l'appareil revient-il à se rapprocher d'une audiométrie réalisée aux inserts ?

1. Pour les contours, les R^2 sont, en général, inférieurs à 0.80, ce qui est en accord avec les résultats connus, pour le casque. Les fabricants ne réussissent pas à améliorer l'imprécision de l'estimation des seuils au tympan sur des bases audiométriques issues du casque TDH. Les appareils sont en

conséquence en sur-correction dans la zone 2000 à 4000Hz, ce que l'on observait également sur la figure 18. Pour ces modèles d'aides auditives, le rétro-contrôle des niveaux de sortie au tympan par MIV intégrée s'avèrerait extrêmement utile dans l'optique d'un réglage précis. On soulignera cependant la capacité de certains fabricants à estimer assez correctement les niveaux atteints in-vivo (Marque 1).

2. Pour les intra-auriculaires, la base casque TDH est bonne, l'imprécision faible : on peut penser que la proximité de l'écouteur avec le tympan permet au fabricant de mieux prédire le SPLo-Gramme ou les niveaux atteints au tympan, et par conséquent présentent la correction la plus proche de la cible attendue.
3. Pour la mesure audiométrique par les appareils (audiométrie in-situ), l'amélioration pour les contours d'oreille est négligeable. Pour la marque d'intra-auriculaires étudiée, l'audiométrie in-situ seule semble augmenter l'imprécision moyenne. Pour tous les fabricants et modèles étudiés, cette technique n'est pas assimilable à une audiométrie aux écouteurs inserts EAR.
4. La mesure in-vivo par appareil auditif donne les meilleurs résultats observés et s'apparente à la précision obtenue par l'audiométrie aux inserts EAR, la mesure RECD et le contrôle in-vivo de la courbe de réponse. Si sur le graphique précédent elle est au même niveau que la base casque TDH, l'analyse des BoxPlots et des moyennes d'erreurs quadratiques indique qu'elle réduit la dispersion des mesures au tympan.
5. Il serait intéressant de tester les modèles à écouteurs déportés dans le conduit auditif (RIC), qui pourraient potentiellement s'apparenter aux intra-auriculaires.
6. Enfin, il faudrait étudier l'effet d'une audiométrie réalisée aux écouteurs inserts EAR fournie aux fabricants afin de juger d'une amélioration potentielle de la précision au tympan par rapport à une base audiométrique réalisée au casque.

Conclusion

La partie théorique nous a montré l'imprécision des seuils SPL « au tympan » prédits à partir de l'audiométrie conventionnelle obtenue au casque. En effet, les dérivations

reposant sur des valeurs statistiques ne prennent pas en compte les variations interindividuelles. La méthode la plus précise pour estimer les seuils auditifs « au tympan » reste l'audiométrie aux inserts avec mesure du RECD individuel.

Cet aspect est important puisque l'on constate que les fabricants s'efforcent ces dernières années d'estimer les seuils SPL « au tympan » en intégrant de nouvelles technologies telles que l'audiométrie In-Situ et la Mesure In Vivo ou RECD par l'appareil.

Contrairement à ce que l'on pouvait penser, l'audiométrie In-Situ (par l'aide auditive) n'améliore pas nettement la précision de l'estimation des seuils auditifs « au tympan » par rapport à la base casque pour les contours d'oreille. Chez certains fabricants elle aurait même tendance à dégrader les résultats.

Nous supposons que, par leur forme et leur emplacement particuliers dans le conduit auditif (écouteurs à proximité du tympan), les intra-auriculaires pouvaient présenter de meilleurs résultats que les contours d'oreille, ce qui est le cas, puisque pour une même marque étudiée en contours et intra-auriculaires, l'amélioration de la précision sur base casque est plus nette chez ces derniers.

En revanche la Mesure In-Vivo par l'appareil peut apporter un réel bénéfice dans l'estimation des seuils auditifs « au tympan », surtout dans le cas des contours d'oreille : l'introduction d'une sonde dans le conduit auditif du patient permet un rétro contrôle des niveaux envoyés au tympan lors de l'audiométrie in-situ. Cet outil se rapproche donc d'une méthode prothétique consistant à mesurer les seuils auditifs aux inserts, puis mesurer le RECD : les variations acoustiques interindividuelles sont prises en compte. A noter que cette technique de MIV par l'appareil auditif perdra de sa fiabilité si l'audiométrie n'a pas également été réalisée avec l'appareil auditif. Mais si elle est de nature à améliorer la précision sur les intra-auriculaires, elle apparaît quasi-indispensable pour améliorer la précision des contours d'oreille dans les aigus.

Les audioprothésistes travaillant au casque TDH ne pourront pas compter sur les fabricants pour réduire l'imprécision dans l'estimation des seuils au tympan avec ce transducteur audiométrique sauf à se rapprocher de techniques de mesure in-vivo classique (RECD par appareil ou MIV directe par appareil).



Enfin, il faut garder à l'esprit que la réussite d'un appareillage auditif ne se résume pas à l'obtention d'une correction la plus proche possible d'une cible. Mais savoir avec précision ce qui se passe au tympan permet à l'audioprothésiste de se concentrer plus vite sur les aspects connexes de l'appareillage, souvent aussi déterminants dans la réussite d'une adaptation que la correction acoustique elle-même.

Graphiques et analyse statistique

Logiciel R : R Development Core Team (2012). R: A language and environment for statistical computing. R Foundation for Statistical Computing, Vienna, Austria. ISBN 3-900051-07-0, URL <http://www.R-project.org/>.

Bibliographie

Bagatto, Moodie, Scollie, Seewald, Pumford, Liu - Clinical Protocols for Hearing Instrument Fitting in the Desired Sensation Level Method - Trends in amplification - 2005 - Vol. 9, n° 4.

Bentler, Pavlovic - Transfer functions and correction factors used in hearing aid evaluation and research - 1989 - Ear and Hearing - Vol. 10, n°1.

Bernafo - From Transducer To Tympanic Membrane: a New Acoustic Transform - Poster AAA 2010.

Ching, Dillon - Prescribing Amplification for Children: Adult-Equivalent Hearing Loss, Real-Ear Aided Gain, and NAL-NL1 - Trend in amplification - 2003 - Vol. 7, n° 1.

Clemis, Ballard, Killion - Clinical Use of an Insert Earphone - Annals of Otolaryngology & Laryngology - 1986 - Vol. 95, n° 5.

Cox - NBS-9A coupler-to-eardrum transformation: TDH-39 and TDH-49 earphones - J. Acoust. Soc. Am. - 1986 - Vol. 79, n°1.

DiGiovanni, Pratt - Verification of In Situ Thresholds and Integrated Real-Ear Measurements - J. Am. Acad. Audiol. - 2010 - Vol. 20, n° 10.

Hawkins, Cook - Hearing aid software predictive gain values: « How accurate are they ? » - The Hearing Journal - 2003 - Vol. 56, n° 7.

Keidser, Yeend, O'Brien, Hartley - Using In-situ Audiometry More Effectively: How Low-frequency Leakage Affect Prescribed Gain and Perception - Hearing Review - 2011 - Vol. 18, n°3.

Keller - Loudness discomfort levels: a retrospective study comparing data from Pascoe (1988) and Washington University School of Medicine - 2006 - Thèse de doctorat en audiologie - Université de Washington.

Killion - Revised estimate of minimum audible pressure: where is the «missing 6 dB»? - 1978 - J. Acoust. Soc. Am. - Vol. 63, n° 5.

Killion, Villchur. Comments on «Earphones in Audiometry» [Zwislocki et al., J. Acoust. Soc. Am. 83, 1688-1689 (1988)]. J Acoust Soc Am - 1989 - Vol. 85, n°4.

Kuk, Keenan - How Do Vents Affect Hearing Aids Performance? - HearingReview.com - Février 2006.

Munro - Intégration de la RECD dans le processus d'adaptation prothétique - Phonak Focus n° 33

Munro, Davis - Deriving the Real Ear SPL of Audiometric Data Using the « Coupler To Dial Difference » and the « Real Ear To Coupler Difference » - Ear and Hearing - 2003 - Vol. 24, n° 2.

Munro, Howlin - Comparison of real-ear to coupler difference values in the right and left ear of hearing aid users - 2010 - Ear and Hearing - Vol. 31, n° 1.

Munro, Millward - The influence of RECD transducer when deriving real-ear sound pressure level - 2006 - Ear and Hearing - Vol. 27, n° 4.

Munro, Toal - Measuring the Real-Ear to Coupler Difference Transfer Function With an Insert Earphone and a Hearing Instrument: Are They the Same? - Ear and Hearing - 2005 - Vol. 26, n° 1.

Nesgaard Pedersen - The Inside Scoop on In-Situ Testing - AudiologyOnline - 2012 - http://www.audiologyonline.com/articles/article_detail.asp?article_id=2427

Saunders, Morgan - Impact on hearing aid targets of measuring thresholds in dB HL versus dB SPL - Int J Audiol. 2003 - Vol. 42, n°6.

Scollie, Seewald, Cornelisse, Jenstad - Validity and repeatability of level independent HL to SPL transforms - Ear and Hearing - 1998 - Vol. 19, n° 5.

Seewald, Scollie - Infants are not average Adults: Implication for Audiometric testing - The Hearing Journal - 1999 - Vol. 52, n° 10.

Seewald. The Desired Sensation Level (DSL) method for hearing aid fitting in infants and children - Phonak Focus n° 33.

Smith-Olinde, Nicholson, Chivers, Highley, Williams - Test-Retest Reliability of In Situ Unaided Thresholds in Adults - American Journal of Audiology - 2006 - Vol. 15.

Voss, Rosowski, Merchant, Thornton, Shera, Peake. Middle ear pathology can affect the ear-canal sound pressure generated by audiologic earphones - Ear and Hearing - 2000 - Vol. 21, n°4.

Yanz, Galster - Integrating Real Ear Measurement into Destiny and Zön Hearing Instruments - Starkey Labs. - 2008.

Zelisko, Seewald, Gagné - Signal Delivery/Real Ear Measurement System For Hearing Aid Selection and Fitting - Ear and Hearing - 1992 - Vol. 13, n° 6.



L'estimation des seuils audiométriques au tympan

Testez vos connaissances

- 1) L'audiométrie par l'aide auditive est-elle équivalente à l'audiométrie aux inserts ? Vrai Faux
- 2) L'audiométrie au casque améliore-t-elle la précision des réglages dans les fréquences aiguës ? Vrai Faux
- 3) Certains fabricants ont-ils une meilleure approximation des seuils auditifs au tympan que d'autres ? Vrai Faux
- 4) La forme particulière des Intra-auriculaires (écouteur dans le conduit auditif) donne-t-elle une meilleure estimation des seuils auditifs au tympan ? Vrai Faux
- 5) La Mesure In-Vivo par l'appareil est-elle équivalente à une Mesure In-Vivo classique basée sur une audiométrie aux inserts avec mesure du RECD ? Vrai Faux
- 6) Doit-on réaliser une audiométrie In Situ en complément de la mesure In Vivo par l'appareil ? Vrai Faux

1) **Faux** Rappelons la base de l'obtention des seuils audiométriques au tympan (SPLogramme) (SPLogramme = Audiométrie (HL) + RETSPL (transducteur) + RECD (transducteur) Ce qui donne pour une audiométrie par l'appareil et une audiométrie aux inserts

- SPLogramme = Audiométrie par l'appareil (HL) + RETSPL appareil + RECD statistique
- SPLogramme = Audiométrie aux inserts (HL) + RETSPL inserts + RECD

mesuré

Le SPLogramme obtenu avec une audiométrie aux inserts sera plus précis qu'avec une audiométrie par l'appareil : le risque d'erreur est minimisé grâce à la mesure du RECD, donc par l'insertion d'une sonde de mesure dans le conduit.

2) **Faux** L'audiométrie au casque entraîne généralement une sur-correction des réglages sur les fréquences aiguës (voir première

partie de l'article, juillet août 2011). La détermination du SPLogramme repose sur des valeurs statistiques. Les caractéristiques acoustiques individuelles des conduits auditifs ne sont pas prises en compte, d'où une imprécision possible.

3) **Vrai** On constate que certains fabricants ont une bonne estimation des seuils auditifs au tympan. C'est notamment le cas, dans les fréquences aiguës pour la base casque, du fabricant M3 qui obtient les meilleurs résultats. Ou encore le fabricant M1 qui obtient la meilleure précision pour les résultats concernant l'audiométrie In-Situ. On peut donc supposer que leurs données statistiques sont assez précises par rapport aux autres fabricants. Mais sans mesure in-vivo, l'audioprothésiste ne peut pas le savoir à l'avance.

4) **Vrai** Pour un même fabricant (Starkey dans cette étude), on constate que les intra-auriculaires

présentent de meilleurs résultats que les contours d'oreilles pour les bases casque et audiométrie In Situ. Pourtant les valeurs statistiques déterminant le SPLogramme sont identiques. Seule la forme des appareils change. On peut donc penser que la proximité de l'écouteur au tympan est un facteur favorisant la précision de l'estimation des seuils auditifs de l'estimation des seuils auditifs au tympan. Par extension, on peut supposer qu'il en serait de même pour les formes RIC (échantillon de taille non significative testé) pour cette étude).

5) **Vrai** Du moins elle s'en approche. En effet, elle permet la mesure des niveaux atteints en fond de conduit ce qui la rend beaucoup plus précise qu'une audiométrie In-Situ seule.

6) **Vrai** L'estimation des seuils auditifs au tympan sera plus précise si l'on utilise le même transducteur pour les mesures audiométriques et les mesures en fond de conduit. C'est même indispensable.



Métier et Technique

Dépistage systématique de la surdité en Champagne-Ardenne

Xavier DEBRUILLE

Audioprothésiste
REIMS
debruille.xavier@
wanadoo.fr



Cette fiche métier complète le cas clinique que Xavier Debruille a présenté dans le numéro 2-2012'

Sous l'impulsion de Monsieur le Professeur André CHAYS, chef du service ORL de l'hôpital Robert Debré de Reims, la région Champagne-Ardenne est dotée depuis janvier 2004 d'un dépistage systématique de la surdité à la naissance. Cette région, composée de 4 départements, l'Aube, la Marne, la Haute Marne et les Ardennes, compte 15 maternités pour 16500 naissances par an.

Chaque maternité transmet le résultat du test de dépistage, en l'occurrence le recueil des otoémissions acoustiques, par l'intermédiaire du carton de Guthrie, au centre régional de dépistage néonatal du CHU de Reims. Cette centralisation de l'information est essentielle pour permettre un suivi efficace et éviter que les enfants, dont les OEA n'ont pu être détectées, ne disparaissent dans la nature.

En cas de mise en évidence d'un test échoué, les enfants sont orientés vers le médecin ORL référent, le docteur Pascal SCHMIDT, praticien hospitalier au CHU de Reims. Un premier contact téléphonique est pris avec les parents pour les informer des tests OEA échoués et proposer une rencontre au cours de laquelle un re-test est souvent effectué. Puis la date est choisie pour la journée des tests de diagnostic et de l'annonce.

Ce dépistage systématique permet de proposer une prise en charge très précoce en fonction de l'importance du déficit mis en évidence par les PEA. L'âge moyen de prise en charge des enfants atteints de surdités sévères et profondes a radicalement baissé depuis sa mise en place.

La prise en charge est pluridisciplinaire, ORL, orthophonique, psychologique et audioprothétique. La mise en place d'un appareillage auditif précoce donne le temps nécessaire à l'audioprothésiste d'évaluer son efficacité, ses limites, en même temps qu'il donne à l'enfant

le maximum d'informations pour le développement de sa communication dans la période pré-linguistique.

L'audioprothésiste doit rencontrer les parents au plus tôt, pour ne pas les laisser dans l'inquiétude, même s'ils ont déjà été largement informés lors de la journée de l'annonce du déroulement général d'un appareillage auditif.

Quelques tests d'audiométrie comportementale seront effectués lors de ce premier rendez-vous, et c'est surtout un long temps qui est pris pour écouter et répondre aux questions des parents mais aussi leur expliquer à nouveau le processus d'adaptation progressive à l'appareillage.

Evaluer l'audition d'un nourrisson

L'audiométrie comportementale du nourrisson se pratique tout d'abord en champ libre, sur plusieurs séances, avec des matériels spécifiques :

- appeaux calibrés
- babymètre
- logiciels spécialisés tels que « la souris bleue » conçu et réalisé par Alain Vinet et Denis Barbier.

Le résultat de ces audiométries comportementales permet d'évaluer dans un premier temps l'audition aux fréquences non testées par les PEA, seul test objectif dont dispose l'audioprothésiste lors du premier rendez-vous. Dès que possible le vibreur doit être introduit pour la mesure des seuils d'audition par voie osseuse.

La présence des parents est indispensable, à la fois pour qu'ils se sentent investis dans la démarche d'appareillage, mais aussi pour qu'ils prennent mieux conscience de ce que leur enfant n'entend pas au fur et à mesure des réponses obtenues.

Il faut être attentif à l'état de vigilance de l'enfant au moment de l'examen et être deux personnes – un testeur et un observateur - pour pratiquer les tests.

Appareiller un nourrisson

La prise d'empreinte nécessaire à l'adaptation des aides auditives peut parfois poser problème de par l'étroitesse des conduits auditifs, ce qui nécessite de retravailler l'empreinte pour la fabrication des embouts auriculaires. Ces derniers seront renouvelés plusieurs fois la première année.

Pour le choix des aides auditives, plusieurs fabricants proposent à la fois des aides auditives spécifiques pour les nourrissons et tous petits mais aussi des logiciels de programmation qui prennent en compte des informations telles que : âge, type de transducteur utilisé pour les mesures de l'audiométrie comportementale, profondeur de l'embout, diamètre du tube, etc.

Ces logiciels intègrent également :

- le résultat de la mesure RECD, indispensable pour éviter des niveaux de pression acoustique dans les conduits auditifs beaucoup plus élevés que ceux demandés étant donné l'étroitesse de ces derniers (voir **figure 1**)
- l'utilisation de la formule de pré-réglage DSL (Desired Sensation Level), spécialement conçue pour les appareillages pédiatriques (Seewald, Ross et Spiro) et en constante évolution.

Bien entendu, la vérification du bien fondé de la correction apportée doit être validée par les audiométries de champ libre avec appareillage et affinée au fur et à mesure des rendez-vous.

Nous voyons bien ici l'importance du rôle de l'orthophoniste, c'est la professionnelle de l'équipe qui voit le plus souvent l'enfant et sa famille.

et prise en charge du nourrisson atteint d'un déficit auditif



Ses propres observations ainsi que celles qu'elle recueille auprès des parents sont une source de renseignements très appréciable pour l'audioprothésiste.

Le temps pris pour les audiométries, la (les) prise d'empreinte, la mise en place de l'appareillage et les réglages successifs font que l'enfant a grandi et ainsi vient le temps d'évaluer si la correction prothétique conventionnelle apportée est suffisante pour permettre une communication orale de qualité dans les cas de surdités sévères et profondes.

Implantation cochléaire du tout petit

Dans le cas où l'appareillage auditif conventionnel ne suffit pas, c'est l'ensemble de l'équipe pluridisciplinaire qui propose l'implantation cochléaire aux parents. Ils connaissent déjà cette technique prothétique car elle a été évoquée lors des différents entretiens avec les professionnels comme une ressource possible en cas d'échec de l'appareillage conventionnel.

Si les parents donnent leur accord, le bilan pré implantation est lancé

par le médecin ORL, essentiellement médical et radiologique, car l'ensemble des autres bilans est à ce stade souvent déjà effectué (bilan audiométrique – orthophonique – psychologique).

L'étape chirurgicale est une phase importante pour les parents, elle concrétise leur choix, est source d'espoir mais s'accompagne forcément d'angoisse.

Après l'implantation cochléaire vient le temps de l'activation du processeur. Les mêmes soucis sont rencontrés par l'audioprothésiste que lors de la mise en place d'un appareillage conventionnel, c'est à dire l'impossibilité de recueillir le ressenti du patient au fur et à mesure des réglages.

Heureusement, nous disposons maintenant des mesures effectuées à la fin du temps opératoire (NRT ou NRI), par le chirurgien ORL et le spécialiste clinique de la firme qui distribue l'implant mis en place. Ces mesures permettent une première approche lors de l'activation du processeur.

Chez l'adulte, l'activation peut se faire électrode par électrode. Le patient nous fait part de ses impressions

et peut même donner un niveau de sonie (faible - moyen - fort).

Chez le tout petit, l'aide d'une tierce personne est indispensable. En région Champagne Ardenne, c'est l'orthophoniste qui est présent lors de l'activation et son action est double pendant que le régleur/audioprothésiste met en place le processeur, l'antenne et effectue les connexions et premières mesures d'impédance :

- occuper l'enfant que les parents ont souvent du mal à canaliser dans ces circonstances
- observer les réactions de l'enfant tout en s'aidant de jouets sonores.

Conclusion

Le dépistage systématique de la surdité à la naissance baisse considérablement l'âge de la prise en charge. Qu'il s'agisse d'un appareillage auditif conventionnel ou d'une implantation cochléaire, un audioprothésiste ne peut s'occuper seul des nourrissons et tout petits. C'est l'avenir de l'enfant qui prime et la réussite d'une technique est le résultat d'un travail pluridisciplinaire.

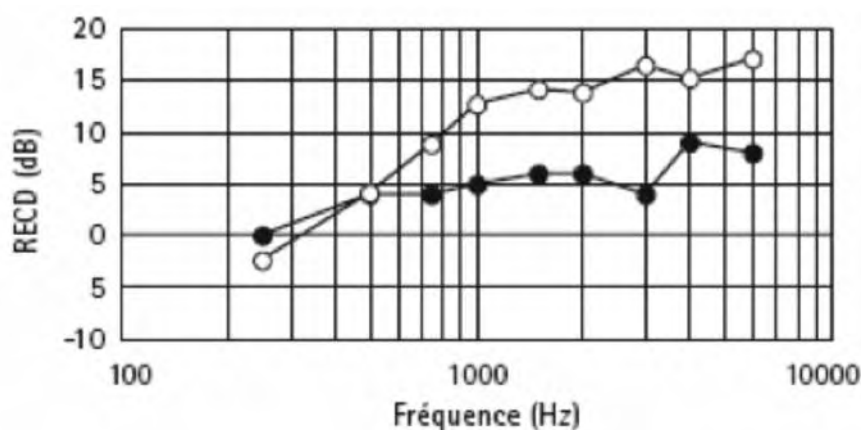
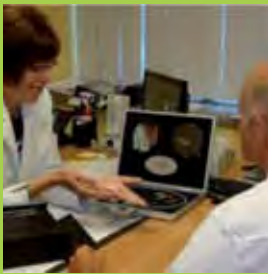


Figure 1 : RECD typique d'un nourrisson (cercles ouverts) et d'un adulte (cercles pleins). Bogatto et al. (2002 ; nourrisson) et Munro et Davis (2003 ; adultes). Extrait de l'article de Kevin Muro publié par Phonak dans Focus 33.



Bilan audioprothétique pré-implantation cochléaire

Frank LEFEVRE

Audioprothésiste D.E.
Docteur en Phonétique
Membre du
Collège National
d'Audioprothèse



Monsieur G.D., 52 ans, habitant un autre département, nous est adressé par le centre d'implantation cochléaire de Rennes pour procéder à un bilan audioprothétique pré-implantation cochléaire.

Sa situation sociale est précaire : il n'a plus de travail et ne touche plus le chômage, il est divorcé, il vit chez sa fille et il souffre d'alcoolisme chronique. Il est actuellement dans le déni de son alcoolisme.

Il aurait perdu son oreille droite il y a plus de neuf ans, l'origine en est inconnue. Il a été victime d'un traumatisme crânien avec fracture bilatérale des rochers à la suite d'une altercation il y a deux mois. La fracture touche le labyrinthe postérieur.

La communication est très difficile.

Il indique qu'il n'entend que les bruits forts et ne peut comprendre la parole.

L'audiogramme montre la présence d'une surdité sévère groupe I à gauche et d'une cophose à droite. En vocale au casque à intensité maximale non désagréable, il y a 50 % de phonèmes reconnus au test syllabique à 105 dB.

Jusqu'à présent, il n'y a pas eu de tentative d'appareillage audioprothétique. Voyant une vocale très dégradée, le C.H.U. a pensé plutôt à une implantation cochléaire.

Nous devons adapter et optimiser un appareillage audioprothétique au cours de ce rendez-vous uniquement pour réaliser ce bilan. Il ne s'agit que d'une évaluation. Il n'est

pas question pour nous d'appareiller durablement ce cas, ceci doit être envisagé par un confrère dans une ville proche de son lieu d'habitation.

Ainsi nous adaptions un contour numérique en coude et tube classique avec double dôme fermé profond permettant d'assurer une étanchéité parfaite. Réaliser un embout instantané sur mesure aurait été trop lourd dans le cadre de cette évaluation ponctuelle et n'aurait pas nécessairement présenté un plus. Le maximum de correction tolérée est représenté figure 3.

Avec ce dispositif audioprothétique provisoire, un constat immédiat est que la communication orale est à nouveau possible en vis-à-vis, ce patient décrivant qu'il s'en plaît bien.

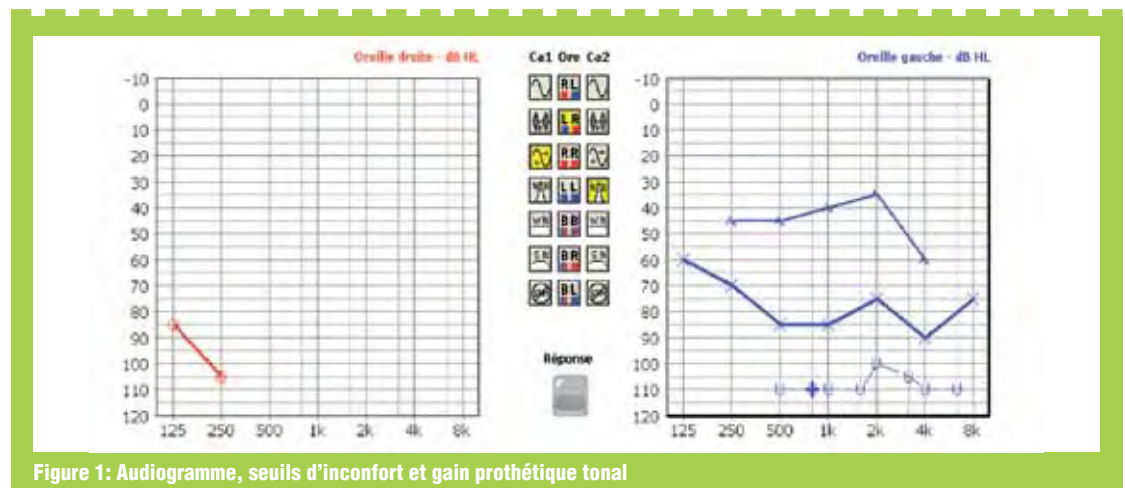


Figure 1: Audiogramme, seuils d'inconfort et gain prothétique tonal

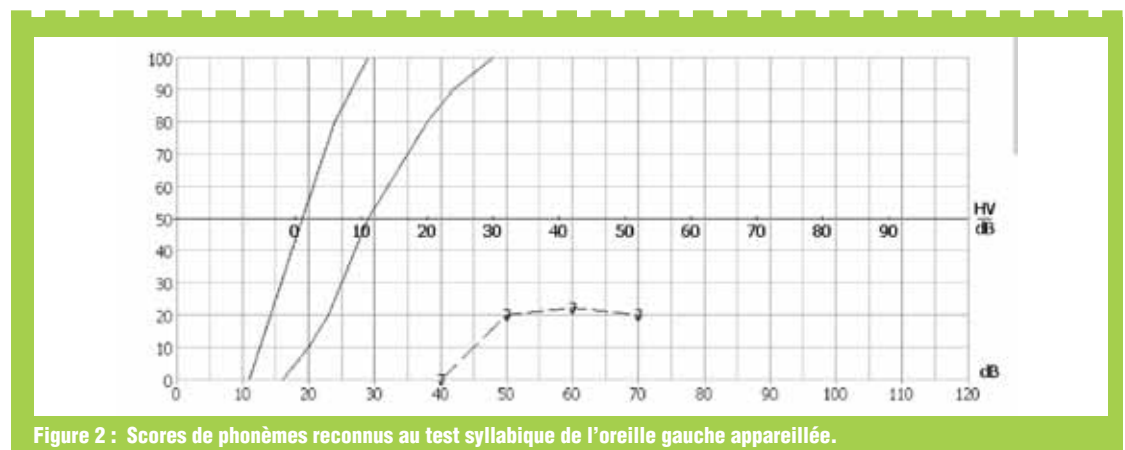
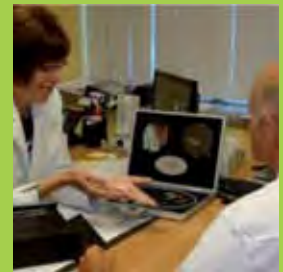


Figure 2: Scores de phonèmes reconnus au test syllabique de l'oreille gauche appareillée.



Le gain prothétique tonal est correct. En revanche les scores de phonèmes reconnus avec l'ACA gauche (figure 2) plafonnent à 22% à 60 dB SPL, bien inférieurs à celui mesuré au casque. La dynamique auditive résiduelle étant faible, il est illusoire dans le cas présent d'espérer de meilleurs scores en changeant de réglages ou de technologie d'ACA : la stimulation oreille appareillée en champ libre, avec un ACA réglé pour gérer toutes les intensités de la vie courante et assurer un compromis confort/efficacité, n'est techniquement pas la même qu'une stimulation au casque sans ACA à une intensité calibrée bien définie.

Rappelons que l'indication audioprothétique d'implantation cochléaire est posée lorsque le score en vocale est inférieur à 50% oreille appareillée en champ libre à 60 dB SPL. Ceci permet de conclure que les deux oreilles rentrent dans l'indication audioprothétique d'implantation cochléaire. L'implantation cochléaire des deux oreilles est même évoquée.

Après synthèse des bilans pré-implant audioprothétique, orthophonique, psychologique et psychiatrique par l'équipe d'implantation cochléaire, il est ressorti que la conduite à tenir est que tant qu'il sera dans le déni de son alcoolisme, il faut appareiller dans un premier temps ce patient à gauche même si le résultat est très limité.

Ce n'est qu'après la sortie de son déni et la perspective d'une thérapie qu'il sera possible d'envisager l'implantation avec un patient capable de s'investir un minimum dans tout ce que cela induit : les séances de réglages, la rééducation orthophonique, la communication sociale.

Le document ci-joint est une copie du bilan audioprothétique pré-implantation cochléaire adressé à l'équipe d'implantation.

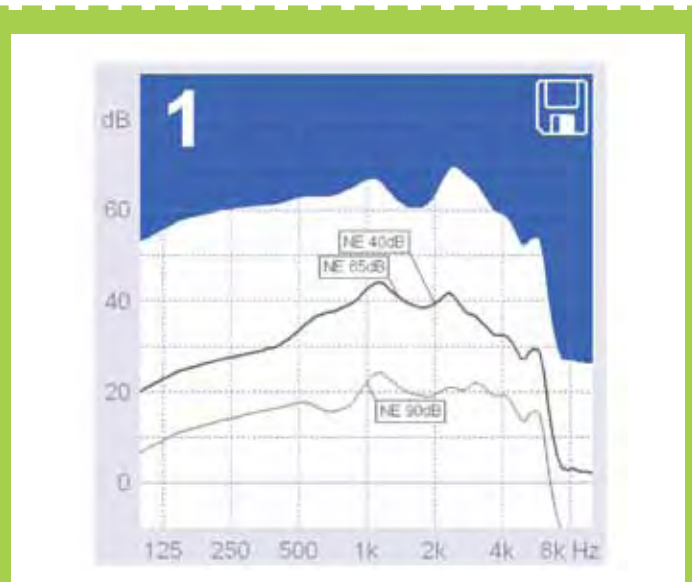


Figure 3 : Courbes de gains au coupleur 2 cc de l'aide auditive gauche.

Monsieur le Professeur G.
Hôpital de Pontchaillou
2, rue Henri Le Guilloux
35000 RENNES

Saint Grégoire, le 23 mai 2012

BILAN AUDIOPROTHETIQUE PRE-IMPLANTATION COCHLEAIRE
Monsieur G.D.

Ce patient n'a pas essayé d'audioprothèse. Pour réaliser ce bilan, nous utilisons à gauche un contour numérique SIEMENS délivrant un gain physique de 44 dB avec un niveau de sortie limité à 114 dB.

La surdité est sévère groupe II à gauche et il y a une cophose à droite.

Les scores de phonèmes reconnus sont :

- OD au casque à 120 dB : 0 %
- OG au casque à 105 dB : 50 %
- OD app en champ libre à 60 dB : 0 %
- OG app en champ libre à 60 dB : 22 %

C'est une indication audioprothétique d'implantation cochléaire. Il serait souhaitable de mettre rapidement en route une audioprothèse à gauche car ce patient en ressent un bénéfice manifestement significatif.

Frank Lefèvre



Interview

Thierry DAUDIGNON



Thierry Daudignon, vous êtes Directeur Général de Starkey France et Président du pôle audiologie du SNITEM. Qu'est ce que le SNITEM ?

Créé en 1987, le SNITEM est la première organisation professionnelle représentant la majeure partie de l'industrie du secteur des dispositifs médicaux et des Technologies de l'Information et de la Communication en Santé (TICS). Il fédère plus de 240 entreprises, dont de nombreuses PME.

Sur le plan national, il est l'interlocuteur privilégié et référent du domaine auprès des cabinets ministériels, de l'administration et du Parlement.

A ce titre, il siège dans de nombreuses instances et commissions décisionnaires et/ou consultatives :

- Conseil d'Administration de l'agence française de sécurité sanitaire des produits de santé (Afssaps),
- Commission nationale de sécurité sanitaire des dispositifs médicaux (Cnssdm) de l'Afssaps,
- Commission de contrôle de la publicité des objets, appareils et méthodes considérés comme bénéfiques pour la santé de l'Afssaps,

Biographie express

Thierry Daudignon est le Directeur Général de Starkey France depuis 1998. Il a contribué à la création de la filiale Française de Starkey en 1981. Il est actuellement le président du pôle Audiologie du SNITEM et représentant du groupe Starkey au sein du comité de développement de marché de l'Association Européenne des Fabricants d'Aides Auditives (EHIMA).

- Commission Nationale d'Évaluation des Dispositifs Médicaux et des Technologies de Santé (Cnedimts) de la haute autorité de santé (HAS),
- Haut conseil pour l'avenir de l'assurance maladie (HCAAM),
- Observatoire des Prix des Aides Techniques de la Caisse Nationale de Solidarité pour l'Autonomie (CNSA),
- Bureau Central de Tarification Médicale,
- Conseil Stratégique des Industries de Santé, ...

Le SNITEM est membre de fédérations adhérentes du MEDEF (Mouvement des Entreprises de France).

Au niveau européen, le SNITEM est membre d'EUCOMED¹ (association européenne regroupant associations nationales et entreprises du secteur), du COCIR² (comité de coordination des industries radiologiques et électromédicales) et d'EUROM VI³. (fédération européenne de l'industrie de l'optique et de la mécanique de précision).

Quelles sont les missions du SNITEM ?

Dans le respect des règles de droit applicables, en particulier du droit de la concurrence, les principales missions du SNITEM sont d'informer, accompagner, fédérer.

Il a aussi pour but d'**organiser** le groupement, sur le plan national, des entreprises opérant sur le marché des produits ou services qui relèvent de l'industrie des Technologies Médicales, des Dispositifs Médicaux

et des TICS, d'**assurer** l'étude et la défense des intérêts économiques et industriels de ses membres et de les représenter, tant en France qu'à l'étranger, auprès des Pouvoirs Publics, et de tout organisme public ou privé, des Chambres de Commerce et autres groupements industriels, commerciaux ou professionnels, d'**étudier** toutes les questions d'ordre économique, professionnel et technique se rapportant à l'Industrie des Technologies Médicales, des Dispositifs Médicaux et des TICS et enfin de **développer** et d'entretenir, parmi ses membres, le respect des intérêts généraux de la profession ainsi que les relations de bonne confraternité et de parfaite correction commerciale.

Quels sont les engagements des entreprises qui adhèrent au SNITEM ?

Les entreprises s'engagent en signant la charte éthique du SNITEM ; elle porte notamment sur le respect de la législation et de la réglementation en vigueur.

Le SNITEM a actualisé ses recommandations générales sur les relations entreprises/professionnels de santé : elles ont pour but d'expliquer et de clarifier le socle des règles opposables en France en les complétant par des recommandations européennes.

Largement diffusées, elles constituent les fondements des relations éthiques avec les professionnels de santé.



■ Quelles sont-elles ?

Ces recommandations ont pour objet de traiter la question des relations entre les entreprises et les professionnels (personnes physiques ou morales) qui achètent, louent, recommandent, utilisent, organisent l'achat ou la location ou prescrivent des dispositifs médicaux pris en charge par les régimes obligatoires de sécurité sociale (« professionnels de santé »), relations principalement encadrées par l'article L. 4113-6 du code de la santé publique (CSP), ainsi que les dispositions relatives à la loi n°2007-1598 du 13 novembre 2007 relative à la lutte contre la corruption.

Elles s'appuient sur les grands principes suivants :

Les relations entre les industriels des dispositifs médicaux et les professionnels de la santé ne doivent pas influencer les décisions d'achat, à travers des avantages directs ou indirects. La vente, l'utilisation ou la recommandation d'un dispositif médical d'un industriel ne doivent pas influencer les relations entre les deux parties sus mentionnées.

Les relations entre les industriels des dispositifs médicaux et les professionnels de la santé doivent être transparentes et respecter les dispositions en vigueur et applicables en la matière (exemple : soumission

pour avis aux ordres professionnels ; notification aux responsables d'un établissement etc.).

Les relations entre industriels et professionnels de santé doivent, conformément aux dispositions applicables en vigueur, faire l'objet de convention écrite. La matérialité de ces relations sera concrétisée par l'émission de facture et de toute documentation en relation avec la prestation effectuée.

■ Quelles sont les entreprises dans le domaine de l'audiologie qui adhèrent au SNITEM ?

AUDIOMEDI, GN HEARING, PHONAK, PRODITION, SIEMENS, STARKEY, WIDEX et COCHLEAR FRANCE

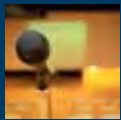
■ Le SNITEM édite régulièrement des statistiques sur l'état du marché qui s'avère en croissance moyenne de 7% l'an (Voir tableau SNITEM premier trimestre 2012). Comment voyez-vous l'évolution de ce marché ?

Ces dernières années le marché a effectivement connu une croissance de 5 à 10 % par an, conséquence assez directe de l'arrivée de la génération « babyboomer » devenue la génération « papyboomer ».

Il y a donc une augmentation du nombre de personnes concernées par la surdité mais également un changement profond de mentalité, où la surdité n'est plus une fatalité. Cette population a parfaitement intégré l'idée que 'le bien vieillir' passe par une bonne audition. Donc, hors perspective de catastrophe économique en Europe ou une interven-

Syndicat National de l'Industrie des Technologies Médicales
Département Otolaryngologie
snitem

Statistiques de ventes Audiologie France et DOM-TOM (Premier Trimestre 2012)	
Les entreprises ayant participé à l'enquête sont : AUDIOMEDI - GN HEARING - PHONAK - PRODITION - SIEMENS - STARKEY - WIDEX	
	Premier Trimestre 2012
CONTOURS D'OREILLES	
Pile 675	2 713
Pile 13	48 580
Pile 312	13 052
Pile 10	1 065
TOTAL Contours d'Oreilles	65 410
INTRA-AURICULAIRES	
Pile 13 / Pile 675	334
Pile 312	3 810
Pile 10	12 102
TOTAL Intra-Auriculaires	16 246
ECOUTEURS DÉPORTÉS	
Pile 13	13 776
Pile 312	39 961
Pile 10	4 496
TOTAL Ecouteurs Déportés	58 233
AUTRES APPAREILS	
Batteries	NA
Lunettes	NA
TOTAL Autres Appareils	196
TOTAL GENERAL	140 085
AUTRES CLASSIFICATION	
Donf CMI	2 192



tion contre-productive de l'Etat, le marché devrait continuer à croître régulièrement de l'ordre de 5 à 10 % par an pendant les prochaines années. Néanmoins, je n'envie pas « d'explosion » du marché.

La stratégie avancée est souvent de diminuer le coût des aides auditives mais nous savons que le prix n'est pas un levier suffisant pour augmenter de façon conséquente le nombre de gens appareillés qui demeurent réticents dans leur ensemble à l'appareillage même s'ils le jugent nécessaire. Par exemple, en Angleterre où le reste à charge pour le patient est nul, le taux de pénétration de l'aide auditive reste quand même faible. Ainsi, l'action actuelle des OCAM qui négocient pour le compte de mutuelles pour diminuer le reste à charge pour le patient ne permettra pas un développement plus grand du marché. L'action menée par les OCAM est également un moyen pour les mutuelles de vendre des contrats en ayant des produits d'appel tels que « les lunettes », « les dents », « les appareils auditifs »... qui colportent une image de « coût important ». L'audioprothèse devient dans ce système un élément de comparaison dans la concurrence que se livrent les mutuelles et les compagnies d'assurance entre elles, bien éloignée des préoccupations des professionnels de l'audition concernant la prise en charge des personnes malentendantes.

A cet égard, les études Eurotrack (réalisées par l'EHIMA en Grande-Bretagne, en Allemagne et en France) tentent de décrire les freins à la diffusion des techniques audio-

prothétiques. L'étude Eurotrack 2009 (bas de page) montrait que l'amélioration de la satisfaction du patient corrélait ces dernières années avec l'amélioration des technologies embarquées dans les aides auditives. L'étude Eurotrack 2012 qui sera publiée dans les Cahiers de l'Audition prochainement est également riche d'enseignements. Un des axes du futur sera de cibler l'information et la formation continue de la chaîne des professionnels de l'audition.

■ Comment se fait la distribution des aides auditives dans les autres pays ?

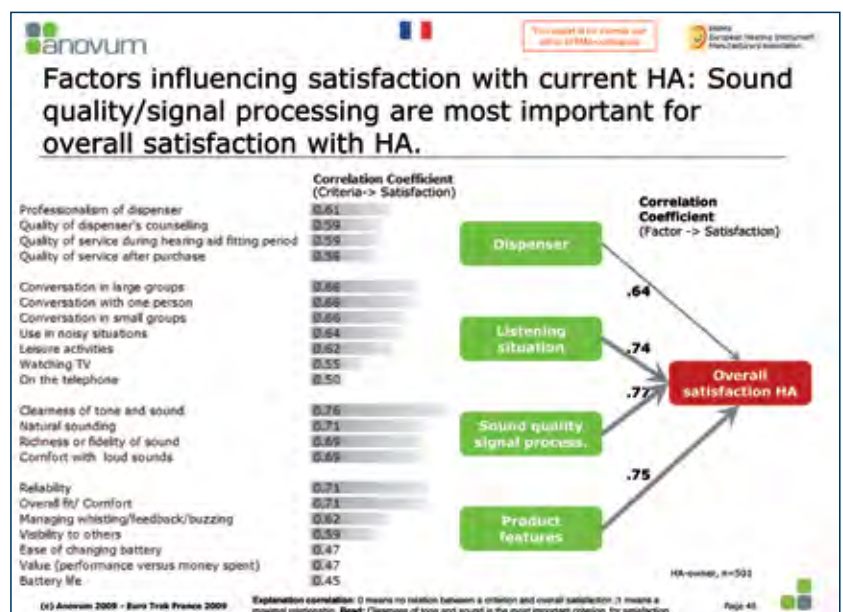
Y a-t-il des pays où une marque d'appareils auditifs a son propre réseau de distribution ?

Jusqu'à présent la France était un cas assez unique au monde, où la distribution était assurée essentiellement par des audioprothésistes indépendants. Aux USA, au Royaume-Uni, en Belgique, en Suède, au Portugal... il existe des fabricants qui ont leur propre réseau de distribution, les plus pro-actifs étant Phonak, Oticon... Ces réseaux se justifient lorsqu'un fabricant souhaite sécuriser la distribution d'un minimum (ou d'un maximum) d'aides auditives quand le marché est détenu par d'autres. Ainsi, en Belgique, un fabricant a racheté il y a déjà quelques années, une chaîne de distribution pour pénétrer ce marché.

La même tactique a été utilisée en Italie par certains fabricants pour sécuriser un minimum de distribution de leurs produits. La donne est en train de changer en France par le rachat d'Audition Santé par le groupe Sonova. A partir de maintenant, il est probable que d'autres fabricants observeront attentivement comment va évoluer le marché français et quelle sera la réaction des audioprothésistes. Si certains fabricants ont le sentiment d'un risque de perte de parts de marché, ils pourraient vouloir « sécuriser » une part de leur marché, surtout si le développement de Sonova au niveau de la distribution en France se poursuit ou s'accélère.

■ La France conservera-t-elle sa spécificité, avec un marché où les indépendants tiennent toute leur place, ou va-t-elle suivre le même chemin que les autres pays européens ?

Même si les fabricants sont attentifs à la réaction des audioprothésistes concernant l'action de Sonova, un danger plus grand pour la profession à ce jour nous semble être celui lié aux actions des certaines OCAM agressives sur les prix alors que nous savons que ce n'est pas le principal frein au développement du marché. La réduction des marges peut être néfaste sur le développement de la qualité de soins qui, si elle devenait moins bonne, aurait





des répercussions négatives sur le développement du marché. Les appareils auditifs sont des dispositifs dits « opérateurs dépendants » pour lesquels l'observance du traitement dépend de la qualité de la relation patient - audioprothésiste et donc du temps passé. Diminuer le temps passé avec le malentendant risque d'augmenter les échecs d'appareillage et de voir diminuer la satisfaction des patients utilisateurs.

■ **Un fabricant peut-il se trouver en situation de monopole « technique », de la fabrication des aides auditives et d'implants cochléaires, à leur distribution et à leur adaptation ? Est-ce conforme à la charte éthique du SNITEM ?**

Pour le moment aucun fabricant n'est en situation de monopole et personne n'enlève la concurrence par une position dominante, ni en France, ni en Europe.

■ **L'article 84 de la loi portant réforme de l'hôpital et relative aux patients, à la santé et aux territoires (HPST) pose le nouveau cadre législatif de l'éducation thérapeutique dont :**

- **le rôle et les obligations des industriels en matière d'utilisation optimale des produits,**
- **les passerelles susceptibles d'être établies avec les professionnels de santé et les patients dans le respect du cadre posé par le législateur.**

Quel est le rôle et quelles sont les obligations des industriels en matière d'utilisation optimale des produits ?

Si la loi précise désormais qu'il n'appartient pas aux industriels de mener des actions d'éducation thérapeutique, il importe de rappeler parallèlement l'expertise

qu'ils détiennent sur leurs produits, afin de permettre leur utilisation optimale par les professionnels de santé et les patients.

En effet, si les patients sont au cœur de l'éducation thérapeutique et que les professionnels de santé ont un rôle essentiel à jouer à leur côté, les industriels disposent pour leur part d'une expertise irremplaçable sur les matériels qu'ils mettent sur le marché. Ils les conçoivent, les fabriquent et/ou les commercialisent.

Cette expertise des industriels leur est d'ailleurs reconnue par les textes qui leur imposent un certain nombre d'obligations en matière d'information et de gestion des risques qui touchent non seulement le produit mais également son environnement, point récemment renforcé par la législation communautaire relative aux dispositifs médicaux (directive 2007/47/CE1). Les industriels sont, à ce titre, responsables du recueil, de l'évaluation, de la mesure et du développement de tout élément susceptible de permettre une utilisation optimale des produits qu'ils commercialisent et d'assurer leur sécurité.

De façon plus spécifique, le dispositif médical n'est pas un médicament et son utilisation par un patient ou par un professionnel de santé ne peut en aucun cas être comparée à cet autre produit de santé. Il convient de souligner ici le caractère utilisateur-dépendant de la plupart des dispositifs médicaux dont les performances et la sécurité d'utilisation sont fortement corrélées à la formation et à l'expérience de l'utilisateur.

Les dispositifs médicaux, prescrits par un médecin sont délivrés au patient via un prestataire de services qui doit notamment montrer au patient la façon dont fonctionne le matériel. Au préalable, le prestataire nécessite d'être formé à l'utilisation du matériel par la société qui le commercialise. L'utilisation de dispositifs médicaux nécessite des formations des professionnels à l'utilisation des dispositifs médicaux. Il est clair que les fabricants d'aides auditives vont poursuivre leurs efforts de formation individuelle ou collective telle qu'elle est organisée actuellement, car l'évolution des techniques est très rapide et chacun gère indépendamment son propre calendrier. Une réflexion commune sera vraisemblablement nécessaire entre les fabricants et les instances reconnues pour la formation des audioprothésistes afin de concilier les obligations légales et de s'assurer de l'exercice d'une concurrence sans interférence.

■ **L'article 52 de la Loi de financement de la sécurité sociale pour 2011, modifiant l'article L 165-3 du code de la sécurité sociale ouvre la possibilité au CEPS de conclure un accord cadre avec les organisations professionnelles représentant les entreprises du secteur des Dispositifs médicaux et plus précisément des dispositifs médicaux éligibles à une inscription sur la LPP. Que pensez-vous du principe des études post inscriptions (au delà du régime de pénalité qui pourrait être appliqué aux industriels ne satisfaisant pas à la demande de la CNEDIMTS en la matière) ?**

Quelle recherche clinique est organisée en France pour valider après commercialisation l'intérêt des DM mis sur le marché et dont l'inscription sur les listes LPP sera renouvelée quelques années plus tard ?

Les aides auditives ne sont pas encore concernées par ces études post-inscriptions car elle sont, pour la plupart déclarées comme des produits génériques. La démarche des études post inscriptions s'avère lourde et compliquée pour des produits qui n'ont qu'une durée de vie très brève (moins de 2 ans) et pour lesquelles une demande de ré-inscription au bout de 5 ans ne sera pas nécessairement demandée. Par contre, je suis favorable au développement d'études cliniques en France qui permettrait de mettre en lumière l'apport des aides auditives dans la correction de la surdité. C'est une démarche que le groupe Starkey a engagé, en France avec le Professeur Christian Lorenzi au sein du laboratoire de psychoacoustique de L'Ecole Normale supérieure de Paris I.



Notes de lecture

Dernières parutions scientifiques

Troubles de l'équilibre chez l'enfant

Comprendre et aider au quotidien



L'information concernant la surdité est l'un des piliers des actions d'ACFOS (Action Connaissance Formation pour la Surdité). ACFOS s'adresse aux professionnels, aux personnes sourdes et aux familles d'enfants sourds en particulier.

Après sa participation au guide pratique à l'usage des parents : « La surdité de l'enfant » et l'édition du livret pour les enfants sourds : « C'est quoi la surdité ? », ACFOS propose aujourd'hui un livret concernant les troubles de l'équilibre de l'enfant, librement téléchargeable au format PDF sur le site www.acfos.org et réalisé grâce au soutien financier de l'INPES et de GPMA (prix Atout Soleil 2011).

Pourquoi élargir son champ de prédilection qu'est la surdité vers l'équilibre ?

La fréquence des troubles vestibulaires associés à la surdité de l'enfant est de connaissance relativement récente. L'exploration de l'appareil vestibulaire est de plus en plus souvent incluse dans le bilan du jeune enfant sourd. On estime que 20 % des surdités profondes sont associées à une aréflexie vestibulaire et 40 % à un déficit partiel.

Mais une atteinte vestibulaire peut également être observée chez l'enfant en dehors de toute notion de

surdité, même si cela est beaucoup moins fréquent.

Pourquoi transmettre l'information à travers un livret à l'adresse des familles ?

Le succès des premiers livrets a montré que ce support didactique et illustré, toujours disponible, est une aide précieuse et un soutien pour les familles. Il aide les parents au quotidien à comprendre les réactions de leur enfant et à s'y adapter.

C'est également un lien entre parents et professionnels qui n'avaient pas jusqu'alors de support d'information concernant l'équilibre à leur remettre. Ce document peut illustrer des explications et des conseils, aider à mémoriser les informations et susciter des questions.

Des professionnels, spécialistes et pionniers dans le diagnostic et la prise en charge de ces troubles, ont suggéré à ACFOS la création de ce livret et se sont largement investis pour porter le projet à son terme.

Ce livret apporte donc une information simple et juste, proposant des comportements adaptés face à des situations parfois déroutantes.

A qui s'adresse-t-il ?

Ce livret s'adresse d'abord aux parents mais aussi à l'entourage de jeunes enfants ayant un trouble vestibulaire. Il est le fruit d'une collaboration de professionnels qui travaillent sur les troubles de l'équilibre chez l'enfant.

En conjuguant leurs expériences, ils se proposent d'aider les parents à mieux comprendre ce qu'est le vestibule et quelles incidences un dysfonctionnement de cet organe peut avoir sur le développement et la vie quotidienne de leur enfant.

L'enfant sans information vestibulaire présente un retard dans ses acquisitions motrices car il doit trouver des repères et des solutions différentes pour construire son équi-

libre, stabiliser son regard et son corps.

Sans une compensation efficace de ses difficultés, l'enfant aura du mal à accéder à certains apprentissages : représentation de son propre corps et de l'espace qui l'entoure, interactions et communication, écriture, lecture...

Si spontanément il trouve des moyens, parfois mal adaptés, de contourner ses difficultés cela peut donner lieu à des comportements déroutants et souvent mal interprétés par son entourage.

Une fois le diagnostic établi, comment aider l'enfant ?

L'objectif de ce livret est d'utiliser les situations quotidiennes (repas, toilette, change, jeux d'éveil, sorties...) en les adaptant de manière ludique, pour lui permettre de stabiliser au mieux son corps et de développer ses capacités d'attention et d'apprentissages.

Ces conseils ne sont pas exhaustifs et ne remplacent pas l'échange entre parents et professionnels qui s'occuperont de l'enfant sur ce plan. Il est nécessaire que l'enfant soit accompagné suffisamment tôt par un service spécialisé, un psychomotricien et/ou un kinésithérapeute compétents en rééducation vestibulaire. Chaque enfant a sa manière de réagir et de mettre en place des stratégies qui lui sont propres. Il faut savoir respecter son rythme et sa créativité et s'adapter régulièrement aux différentes étapes de son évolution.

Pour tout renseignement :

ACFOS

11 rue de Clichy

75009 Paris

T. 09 50 24 27 87

F. 01 48 74 14 01

Courriel : contact@acfos.org

Site : www.acfos.org

SMS Audio Electronique : Le spécialiste des acces- soires audiolgiques

freeTEL III/BT,
téléphone sans fil
amplifié et Bluetooth

vegas, téléphone
portable à clapet,
spécial malentendant



et de l'accessibilité auditive

au domicile - au travail - dans l'enseignement
dans les lieux publics



Découvrez tous nos produits sur :
www.humantechnik.com - www.AUDIOropa.com



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

Génération Cochlée

Hors série

Génération Cochlée est une association créée en 1996 par quelques parents d'enfants implantés. Forte de son succès, elle franchit en 2011 le cap des 800 adhérents et avec 850 enfants implantés, tout en gardant son indépendance : en effet, l'association n'est rattachée à aucun centre d'implantation et n'est liée à aucun professionnel.

Le rôle de l'association est principalement d'informer les parents d'enfants sourds profonds sur toutes les questions relatives à l'implant cochléaire et de les mettre en relation avec d'autres familles concernées.

Mais l'association ne s'arrête pas en si bon chemin. Elle permet également de contribuer aux études et recherches dans le domaine de l'implant cochléaire, d'entretenir des relations constructives avec les professionnels, de suivre les évolutions technologiques et diffuser l'information auprès de nos adhérents...

Afin de promouvoir son action plus largement, Génération Cochlée contribue également à la diffusion de documents d'information (guide, plaquette scolarité, bulletin associatif).

Ainsi et pour la 6ème fois, l'association édite son hors-série sur la prise en charge scolaire et sociale de l'enfant implanté cochléaire en France. Avec près de 400 réponses recueillies par les adhérents de l'association et en direct sur leur site web, cette enquête permet d'avoir une photographie sur l'ensemble du territoire :

- Des évolutions de l'implantation cochléaire, et notamment des effets du dépistage précoce
- Du mode de communication utilisé en famille mais aussi entre les enfants et les professionnels



- de la diversité des parcours scolaires, de l'intégration individuelle à l'enseignement spécialisé avec la création de passerelles
- de la vie quotidienne avec l'implant (entretien, panne)

La population d'enfants implantés cochléaires en France étant évaluée actuellement à 2500, nous pouvons considérer que les réponses représentent environ 15% des enfants implantés en France.

Cette enquête, reconnue depuis plusieurs parutions, est une aide pour les parents qui l'utilisent pour préparer au mieux l'avenir de leurs enfants et une référence pour les professionnels et les constructeurs à l'écoute des familles.

Pour retrouver toutes les publications de Génération Cochlée ou pour plus d'informations, rendez-vous sur www.generation-cochlee.fr



Veille Technique

Les innovations des industriels

■ Oticon

Etude de Satisfaction Chili 2011

L'enquête Chili montre une grande satisfaction pour l'expérience globale avec Oticon Chili à la fois pour les utilisateurs finaux et pour les audioprothésistes. Les participants au sondage indiquent qu'il est facile de s'habituer à Chili et qu'il supplante les précédents appareils SuperPower des participants en ce qui concerne l'amélioration de la compréhension, l'effort d'écoute et la connectivité.

Julie Neel Weile
Research Audiologist,
M.A. Audiologopedics

Introduction

Les appareils auditifs sont une partie intégrante de la vie quotidienne des personnes atteintes de pertes auditives sévères et profondes. Elles dépendent de leurs appareils auditifs pour participer aux activités quotidiennes qui vont de la compréhension / suivi des conversations au travail ou à la maison, jusqu'à l'écoute de la télévision, ou jusqu'à l'écoute ou la perception des sons de l'environnement. Cette nécessité au quotidien crée des exigences élevées sur la performance et la fiabilité des appareils auditifs.

L'introduction du Super Power Oticon Chili à l'automne 2010 a fourni, pour les pertes sévères-profondes, une solution équipée d'une technologie nouvelle, d'une audiologie améliorée, et d'un éventail de possibilités de connectivité.

Une étude a été réalisée en 2010 au Hörzentrum, d'Oldenburg en Allemagne et chez Oticon au Danemark.

Elle a montré que Chili offre aux utilisateurs de superpower une compréhension améliorée, moins d'effort d'écoute et une meilleure qualité

sonore (Weile et al., 2011). Une nouvelle enquête montre des résultats tout aussi excellents pour Chili auprès de professionnels et d'utilisateurs qui ont évalué la performance de Chili par rapport à leurs expériences avec leurs précédentes aides auditives superpower.

Contexte

La dernière enquête sur Chili a été menée dans cinq pays (Etats-Unis, Canada, Allemagne, Royaume-Uni et France) et a recueilli des informations à partir des audioprothésistes et des utilisateurs finaux de Chili. La répartition des participants est montrée dans la figure 1.

Les participants au sondage devaient remplir des questionnaires en ligne ou sur papier. Une échelle de 0 à 10 - où '0' représente une note très négative et '10' une note extrêmement positive - a été utilisée dans les questionnaires. Certaines questions étaient liées à la satisfaction avec Chili ou à des aspects de Chili tandis que d'autres demandaient aux utilisateurs d'évaluer leur propre performance dans des situations particulières lorsqu'ils portaient Chili par rapport à leurs expériences avec leurs précédentes aides auditives.

La formulation des questions était similaire au questionnaire SSQ (Gatehouse & Noble, 2004). Dans une étude de 2009, Noble et al. définissent la relation entre l'auto-évaluation des changements notés

en points et la performance de l'utilisateur. Les définitions sont les suivantes : 1 point sur l'échelle = aucun avantage, 1-2 points = avantage, 2-4 points = bénéfice important, plus de 4 points = bénéfice très élevé. Ceci indique la valeur des résultats de cette enquête.

Le participant moyen de cette étude est âgé de 65 ans (DS= 19,6) et il utilise des aides auditives depuis 23,5 ans. (42% des participants en utilisent depuis plus de 20 ans). La moitié d'entre eux sont en âge de travailler et la moitié sont à la retraite ; la population est également divisée entre les deux sexes. Les trois modèles de Chili sont représentés avec environ un tiers de chaque ; 30% de Chili SP9, 33% de Chili SP7, 27% de Chili SP5 et 10% ne savent pas quel modèle ils utilisent. 70% portent deux appareils, alors que 30% n'en portent qu'un.

Les participants sont utilisateurs à temps plein et 87,1% des utilisateurs portent leurs aides auditives "toute la journée" alors que les 12,9% les portent "la plupart du temps" en faisant quelques "pauses".

Avant de faire l'acquisition de leur Chili, les sujets portaient des aides auditives provenant d'une grande variété de fabricants.

Evaluation globale de Chili

Lors du changement d'aides auditives, l'utilisateur est confronté non



La Figure 1 montre la répartition des réponses par pays.



seulement à un nouvel appareil, mais potentiellement à une toute nouvelle image sonore.

Cette transition doit être aussi douce que possible car un patient atteint d'une perte sévère-profonde est généralement très dépendant de l'amplification que lui fournit l'appareil auditif. Ainsi, une longue période d'acclimatation sera une gêne importante pour l'utilisateur. Les personnes sondées ont trouvé qu'il est facile de s'habituer à Chili (Note de 8,4 pour le Chili et 5,6 pour les appareils auditifs précédents) et qu'il est, de fait, beaucoup plus facile de s'habituer à Chili qu'à leurs appareils auditifs précédents.

Chili a reçu de très bonnes notes concernant la satisfaction globale à la fois des utilisateurs finaux et des professionnels de l'audition. La note moyenne de satisfaction des audioprothésistes avec Chili par rapport à l'expérience avec d'autres aides auditives super power est de 8,2, ce qui indique une satisfaction très élevée.

Les audioprothésistes ont également remarqué une grande satisfaction de la part de leurs clients par rapport

aux appareils précédents. Les utilisateurs finaux sont d'accord et ils donnent une note de 8,3 à Chili, note qui est nettement supérieure à celle de leurs aides auditives antérieures pour lesquelles la cote était de 6,2. Cela correspond à 2,1 points de moins qu'avec Chili.

Les utilisateurs d'aides auditives ont ressenti qu'ils manquaient moins de choses et qu'ils rencontraient moins de malentendus. Ils dépendent désormais d'un appareil auditif qui offre une audibilité optimale, une très bonne intelligibilité de la parole et une bonne clarté sonore. En outre, l'appareil devrait de préférence offrir à l'utilisateur une diminution de l'effort nécessaire pour suivre les conversations, sans fatigue d'écoute supplémentaire. Les réponses détaillées de l'enquête ont exploré ces exigences ou désirs car ils sont liés à des aspects différents de l'expérience d'écoute avec Chili par rapport aux autres appareils auditifs.

Effort d'écoute

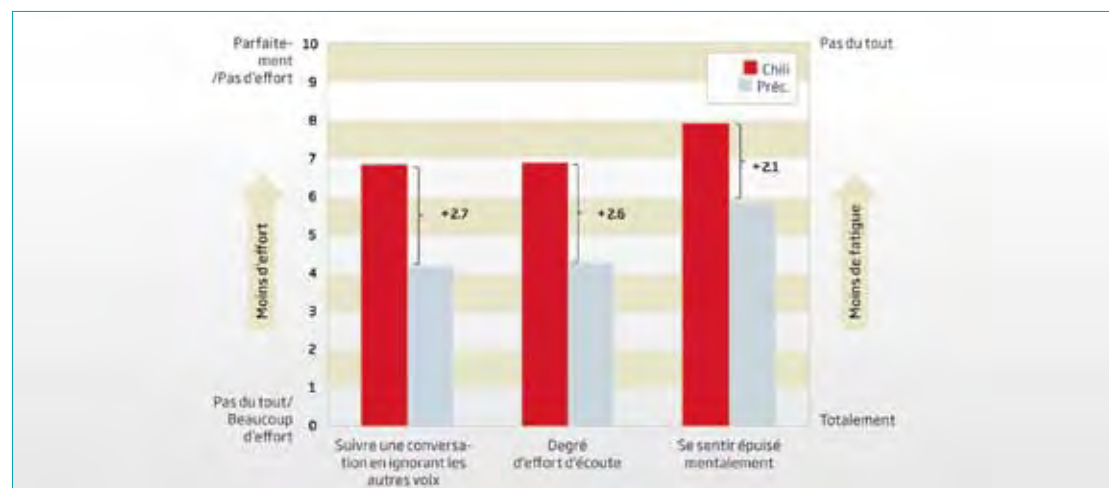
Pour les personnes malentendantes, écouter dans des environnements bruyants nécessite beaucoup de

concentration et de tension. Même l'écoute dans le calme peut exiger de se concentrer totalement sur le locuteur.

Cela est particulièrement vrai pour les personnes ayant une perte auditive sévère ou profonde. Rendre la tâche d'écoute moins éprouvante pour les surdités sévères ou profondes en leur fournissant une aide auditive bien adaptée peut leur permettre de libérer plus de ressources mémoire pour permettre une meilleure mémorisation et le traitement plus rapide de la parole (Lunner et al., 2009). En retour, ceci peut donner aux utilisateurs le sentiment de faire moins d'effort dans l'écoute et d'avoir plus d'énergie disponible pour d'autres facettes de la communication.

L'effort d'écoute a été étudié dans l'enquête et les résultats indiquent que moins d'effort est nécessaire pour entendre ce qui se dit dans une conversation multiple lors de l'utilisation de Chili par rapport aux aides auditives précédentes.

La note de Chili est de 2,6 points plus élevée, ce qui la place à 6,9, note significativement meilleure que



La figure 2 montre les résultats moyens des évaluations concernant l'effort d'écoute. Le chiffre en face de l'accolade représente la différence entre les précédents appareils et Chili.



celle des précédentes aides auditives.

Cette réorientation de l'effort d'écoute est un point très important pour l'utilisateur.

Lorsqu'on leur a demandé d'évaluer dans quelle mesure ils ont pu suivre une conversation tout en ignorant d'autres voix et si ils se sentaient fatigués ou mentalement épuisés à la suite de l'utilisation de l'aide auditive, les utilisateurs ont classé le Chili plus de deux points au-dessus des aides auditives précédentes. La figure 2 montre les notes pour les questions relatives à l'effort d'écoute.

La Figure 2 montre les notes concernant l'effort d'écoute.

Un des résultats très positifs des tests de laboratoire de la précédente étude était l'utilisation de moins d'effort d'écoute avec le Chili. Les résultats ont été attribués aux efforts conjugués de l'audiologie de Chili avec la compression localement linéaire de Speech Guard, l'atténuation haute fréquence fournie par la directivité partagée et un confort accru grâce au système de gestion du bruit (Weile et al, 2011.) - toutes sont des caractéristiques qui profitent à l'utilisateur, aussi bien dans les situations calmes que bruyantes.

Intelligibilité et Qualité Sonore

Une bonne qualité sonore est très importante pour parvenir à une bonne intelligibilité.

La qualité sonore de Chili a obtenu une note de 8,2, soit 2,4 points de mieux que les appareils précédents. Ceci représente une amélioration significative pour les participants.

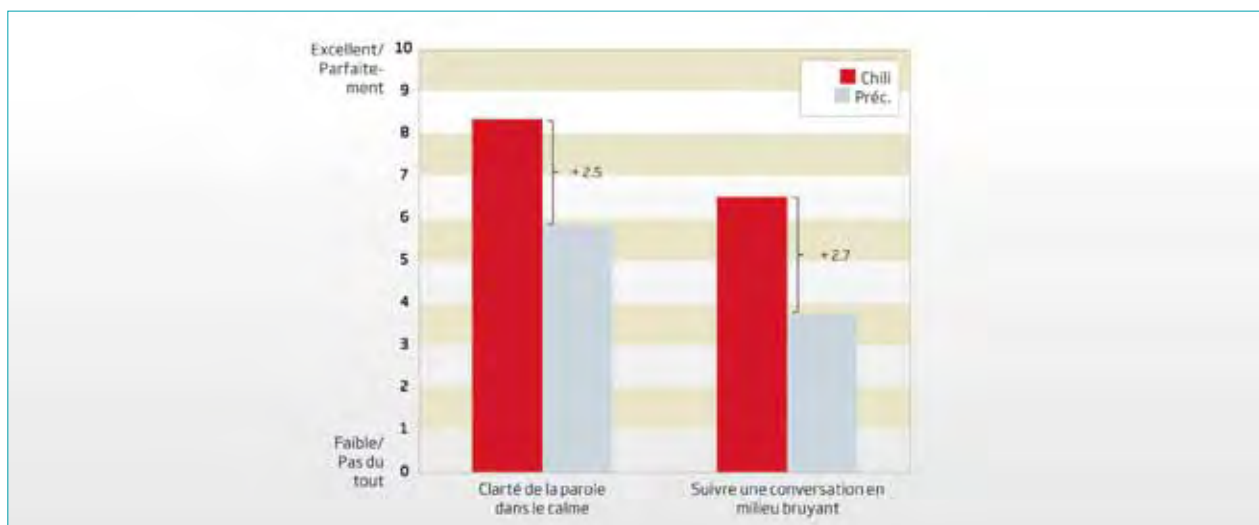
D'autres aspects sont également significativement mieux classés pour le Chili que pour les aides auditives précédentes, y compris l'amélioration perçue dans la capacité de séparer et de localiser l'origine des sons et la capacité de reconnaître des personnes différentes par le son de leur voix. Des questions similaires ont été posées dans le questionnaire SSQ de l'étude double-site qui a montré également d'importants résultats positifs.

Dans les situations de parole dans le calme, les sujets décrivent généralement une amélioration significative avec une différence de 2,5 point en faveur de Chili. Une amélioration significative est observée chez les participants même lorsqu'on leur demande dans quelle mesure ils sont capables de suivre les conversations dans des situations bruyantes comme dans les restaurants ou lors de fêtes - situations généralement très compliquées pour les personnes malentendantes. Ici Chili est classé 2,7 points au-dessus des aides auditives précédentes, même si la note absolue est naturellement inférieure pour les situations les plus bruyantes et donc les plus difficiles. Lorsque l'on compare les notes, un changement clair apparaît. 81% des répondants attribuent une note de 0 à 5 pour leurs appareils précédents

alors que 82% attribuent une note entre 5 et 10 pour Chili ; un changement impressionnant qui est apprécié dans la vie quotidienne par ces malentendants.

Speech Guard, la stratégie de compression dans Chili, est très probablement la principale responsable de cette amélioration perçue de l'intelligibilité. Des changements précis, en quelques fractions de millisecondes, de la fréquence, de l'amplitude et de l'enveloppe temporelle, voilà ce qui fait toute la différence. Un malentendant a déjà beaucoup de difficulté à traiter les petites variations acoustiques ; perturber cette information avec trop de compression rend le signal encore plus difficile à traiter pour le cerveau (Schum & Sockalingam, 2010). Le comportement localement linéaire à l'intérieur de la fenêtre de compression de Speech Guard permet une représentation plus fidèle et plus naturelle du signal. La recherche a montré que l'accès à ces structures temporelles fines profite aux malentendants (Hopkins et Moore, 2009).

De grandes améliorations de l'intelligibilité ont également été observées dans l'étude Chili double site où des tests de laboratoire ont montré une amélioration significative avec Chili sur de la parole en présence de bruit modulé. Ceci a été confirmé par les réponses au questionnaire SSQ qui a démontré des capacités nettement meilleures à mener des conversations dans différentes situations sonores.



La figure 3 montre les résultats concernant la clarté de la parole dans le calme et dans le bruit. Le chiffre en face de l'accolade représente la différence entre les précédents appareils et Chili.



Adaptation et réglages

Les utilisateurs de Super Power sont souvent plus difficiles à appareiller pour l'audioprothésiste, car ils disposent d'une dynamique limitée entre le seuil d'audition et le niveau d'inconfort. En outre, la plupart d'entre eux sont des utilisateurs expérimentés et qui ont naturellement des exigences élevées à la fois sur l'audibilité et sur la qualité sonore. Ceci se reflète dans le nombre global de réglages fins nécessaires pour satisfaire aux critères sonores des utilisateurs. Ainsi, la note de 7,3 sur la question qui concerne la quantité de réglages nécessaires pour adapter un Chili par rapport aux autres aides auditives superpower est une réponse très positive à la complexité de l'appareillage des personnes atteintes de pertes auditives sévères-profondes.

Lorsqu'on leur a demandé d'évaluer la facilité d'utilisation et la flexibilité du logiciel Genie les audioprothésistes ont été très positifs (Chili obtient une note de 8,4). La majorité des professionnels de l'audition ont trouvé que la présence du trimmers de volume global était une option plutôt utile pour ces appareillages.

Alors que l'audioprothésiste doit satisfaire à l'ensemble des besoins auditifs de l'utilisateur, ce dernier aura parfois besoin de régler le volume de ses aides auditives dans des situations spécifiques, soit en utilisant la molette de volume, un nouvel ajout sur l'aide auditive Chili, ou le bouton de volume du Streamer. Pour les personnes interrogées, le réglage du volume est très satisfaisant et nettement meilleur que leurs aides auditives précédentes. La note passe de 6,6 avec leurs anciens appareils à 8,4 avec le Chili.

Connectivité

La connectivité est un nouvel ajout à l'offre Super Power d'Oticon. Ces options de connectivité pour les pertes auditives sévères-profondes sont très bien accueillies par les professionnels de l'audition ayant participé à l'enquête qui trouvent les possibilités en matière de connectivité très satisfaisantes (évaluées à 8,9). Les utilisateurs sont d'accord. 45% des répondants utilisent des systèmes de connectivité avec le Chili, tandis que seulement 8% en ont utilisé avec leurs aides auditives précédentes. La satisfaction à l'égard des produits de connectivité est très élevée avec une note de 8,6. Les

possibilités en matière de connectivité représente un grand progrès pour les personnes ayant des pertes auditives sévères à profondes qui ont souvent du mal à obtenir une audibilité suffisante tout en gardant le niveau de bruit acceptable pour eux-mêmes et pour leur environnement familial lorsqu'ils utilisent le téléphone ou regardent la télévision. De plus, l'option proposée par le microphone ConnectLine permet d'améliorer le rapport S/B dans les environnements bruyants

L'aide auditive

Trois aspects matériels de l'aide auditive ont été étudiés dans l'enquête : le design, le confort physique lors de son port, et la fiabilité ou la robustesse de l'appareil.

Les aides auditives Superpower sont connues depuis longtemps comme de gros appareils beige sans aucun attrait esthétique. Chili possède une coque mince, environ un tiers plus petite que celle de Sumo DM (Schum, 2011). Les utilisateurs du Chili apprécient beaucoup cela et donnent une note de design et de confort physique du Chili significativement plus élevée que celle donnée à leurs précédents appareils (les notes passent de 6,8 à 8,6 pour le design et de 7,1 à 8,4 pour le confort physique lorsque l'on compare les appareils précédents avec le Chili). Parce que les utilisateurs de superpower sont très dépendants de leurs aides auditives, ils ont des exigences plus importantes sur la fiabilité de ceux-ci. Les professionnels de l'audition ont évalué le taux de la fiabilité globale du Chili à 8,5 et les utilisateurs finaux ont trouvé sa robustesse et sa résistance à l'usure très bonnes, La note est de 8,5 par rapport à 6,7 pour les précédents appareils.

Conclusion

Les utilisateurs et les audioprothésistes sont très satisfaits des aides auditives Chili. Ceci est totalement confirmé par la volonté des professionnels de l'audition et des utilisateurs finaux de recommander Chili à leurs collègues (8,4) et à d'autres utilisateurs d'aides auditives (8,8). En outre, les utilisateurs seraient très enclins à choisir à nouveau une solution auditive Chili s'ils avaient à refaire un choix aujourd'hui.

Références et lectures recommandées

Gatehouse, S., and Noble, W., 2004. The Speech, Spatial and Qualities of Hearing Scale (SSQ). *Int J Audiol* 43; 85-99.

Hopkins, K., and Moore B.C.J., 2009. The contribution of temporal fine structure to the intelligibility of speech in steady and modulated noise. *Journal of the Acoustical Society of America*. 125: 1; 442-446.

Lunner, T., Rudner, M., and Rönnberg, J., 2009. Cognition and hearing aids. *Scand J Psychol*. 50; 395-403.

Noble, W., Tyler, R.S., Dunn, C., and Bhullar, N., 2009. Younger- and older-age adults with unilateral and bilateral cochlear implants: speech and spatial hearing self-ratings and performance. *Otol Neurotol*. 30; 921-929.

Schum, D.J., and Sockalingam, R., 2010. A new approach to nonlinear signal processing. *Hearing Review*. 17:7; 24-32.

Schum, D.J. 2011. Chili White Paper. Oticon.

Weile, J.N., Behrens, T., and Wagener, K., 2011. An improved option for people with severe to profound hearing losses. *Hearing Review*, September.





Spice+

Le son de la qualité

Le plaisir auditif désormais disponible
dans 4 niveaux de performances

Il y a une solution Spice+ pour chacun

Phonak offre désormais 4 niveaux de performances, tous basés sur Spice+, la plateforme de traitement du signal la plus récente et la plus moderne. Tous offrent une meilleure qualité sonore, une acceptation spontanée exceptionnelle et un plaisir auditif durable. Comme ces produits sont disponibles dans tous les styles et dans tous les niveaux de puissance, il y a une solution Spice+ pour chacun, quelles que soient l'importance de sa perte auditive et ses préférences personnelles.

Niveau de performances	Universel	Design	Puissant	Pédiatrique	
Premium	Phonak Ambra	Audéo S IX	Naïda S IX	Naïda S IX	Phonak CROS AccessLine FM
Avancé	Phonak Solana	Audéo S V	Naïda S V	Naïda S V Nios S V	
Standard	Phonak Cassia	Audéo S III	Naïda S III	Naïda S III Nios S III	
Essentiel	Phonak Dalia	Audéo S I	Naïda S I	Naïda S I	

PHONAK

life is on



■ Phonak

Phonak CROS H20 et 13

De nouveaux choix pour le plaisir auditif en trois dimensions

Depuis des années, les audioprothésistes réclamaient une meilleure solution CROS/BiCROS, basée sur la technologie numérique sans fil. Phonak CROS, développé sur la base de la technologie Spice+ de Phonak, la toute dernière génération de technologie sans fil, est la nouvelle solution conçue pour répondre aux besoins des patients CROS et BiCROS, en termes d'esthétique comme de fonctionnalité.

Le système Phonak CROS consiste en :

1. Un appareil microémetteur dans un petit boîtier, placé du côté non appareillable.
2. Une aide auditive Phonak, avec la technologie sans fil Spice+, comme récepteur sur la meilleure oreille.

Phonak CROS est compatible avec toutes les aides auditives sans fil de la Génération Spice+ de Phonak, dans toutes les tailles, styles et niveaux de performances. Ceci permet aux audioprothésistes de répondre aux besoins des patients CROS et BiCROS avec de toutes nouvelles options pour les appareillages CROS/BiCROS.

Technologie sans fil de la Génération Spice+ de Phonak

Améliorant la technologie sans fil du système CROSLink, le système Phonak CROS applique une technologie de transmission inductive à codage numérique, avec une fréquence porteuse de

10,6 MHz. Par la création d'un réseau HiBAN (Hearing Instrument Body Area Network), Phonak CROS transmet le signal audio large bande de l'émetteur CROS à l'aide auditive.

Solutions Phonak CROS

L'émetteur Phonak

CROS était disponible jusqu'à présent sous forme de contour d'oreille, dans le boîtier d'Audéo S SMART, ou d'un intra-auriculaire conque, demi-conque ou intra-conduit en pile 312. Phonak a le plaisir de présenter les derniers-nés de sa célèbre famille Phonak CROS : Phonak CROS H20 et Phonak CROS 13, les extensions de gamme qui permettent de répondre aux besoins d'un bien plus grand nombre de patients pour qui la fiabilité, la longévité et la durée de vie de pile sont essentielles.

Contour d'oreille Phonak CROS H20



L'émetteur contour d'oreille Phonak CROS H20 est le premier émetteur CROS pile 13 du marché résistant à l'eau. Il est monté dans un boîtier H20 ayant la certification IP67 de protection à l'eau et à la poussière. Combiné à une aide auditive SPICE+ résistante à l'eau, Phonak propose le premier système CROS résistant à l'eau jamais créé.

Le choix d'une pile 13 s'est justifié pour permettre une autonomie doublée pour les patients afin qu'ils profitent pleinement de leurs activités.

Nous passons d'une autonomie de 35 heures avec une pile 312 à 70 heures avec une pile 13.

Les contours Phonak CROS sont livrés avec la pièce de maintien Phonak CROS. Cette pièce n'est à utiliser qu'à des fins de démonstration pour montrer aux patients à quoi ressemble un Phonak CROS. Avec ses nombreux avantages, le tube fin CROS est une option d'adaptation immédiate pour les patients qui veulent porter leur Phonak CROS en attendant une solution définitive. La solution définitive à préférer est le CROSTip.

Il s'agit d'un SlimTip spécialement conçu pour Phonak CROS. Il a une coque creuse ouverte à chaque extrémité et il est produit dans un matériau acrylique dur pour s'adapter confortablement au contour individuel de l'oreille.

Phonak CROS 13



Phonak CROS 13 est un intra-auriculaire sur-mesure à pile 13. Disponible sous forme d'intra-conduit, de demi-conque ou d'intra-conque, l'évent de ce microémetteur CROS est très ouvert pour plus de confort et moins d'occlusion.

Pour les patients qui veulent une plus grande autonomie de la pile et une solution sur-mesure, Phonak CROS pile 13 est un complément de gamme indispensable.





Phonak Nano

Indécélable. Pour tout entendre.

Désormais en trois niveaux de performance.



Les aides auditives intra-auriculaires offrent de nombreux avantages aux utilisateurs. En se plaçant directement dans le conduit auditif, elles procurent une excellente sonorité, réduisent efficacement le bruit du vent et préservent la directivité naturelle de l'audition. Une aide auditive produite et adaptée avec soin est également très confortable pour l'utilisateur. Les appareils auditifs CIC (completely-in-the canal), portés profondément dans le conduit auditif, sont idéaux en termes d'aspect.

Phonak, le leader technologique mondial sur le marché des aides auditives numériques et de la production assistée par ordinateur d'appareils intra-auriculaires, introduit un nouveau style de produit extrêmement discret et confortable avec Phonak nano. Le matériau utilisé pour les coques sur mesure, la face-plate, le compartiment pile et le positionnement du microphone et de l'électronique ont été totalement repensés. En optimisant, entre

autres, tous ces éléments, Phonak nano a pu être rendu encore plus petit que le plus petit des CIC précédents.

Objectifs de développement du produit Phonak nano

On sait depuis longtemps que l'effet d'occlusion perçu peut diminuer quand une aide auditive intra-auriculaire est placée profondément dans le conduit auditif (Killion et al, 1988; Mueller et al, 1996). C'est une des raisons qui encouragent à réduire encore la taille des plus petites aides auditives CIC existantes. Mais il y a aussi de nombreux autres avantages. Les objectifs et les exigences suivants ont été définis pour le nouvel appareil sur-mesure Phonak nano:

- Plus grande acceptation par l'utilisateur, grâce à un effet d'occlusion réduit et à un aspect esthétique amélioré.
- Adaptation et confort de port améliorés.
- Accroissement du nombre de patients à qui des aides auditives CIC peuvent convenir.
- Offrir une alternative aux malentendants pour qui l'emploi de Phonak Lyric est contre-indiqué.
- Accroître la satisfaction globale des consommateurs.

Pour pouvoir réduire la taille de la génération actuelle d'appareils CIC, il a fallu revoir pratiquement toutes les pièces mécaniques, le logiciel et l'approche audiologique.

Les points clés du développement de Nano :

- Nouveau design de la face-plate et du compartiment pile.

- Positionnement des composants électroniques internes innovant et économique en termes de place.
- Réduction de l'épaisseur des parois de la coque.
- Application étendue de l'AOV (évent acoustiquement optimisé).

Phonak Cassia nano

Phonak nano était disponible jusqu'à présent en deux niveaux de performance Phonak Ambra et Phonak Solana. Aujourd'hui, Phonak nano s'ouvre sur un autre niveau de performance afin de faire découvrir la technologie d'un intra-auriculaire nano à encore plus de patients pour qui l'invisibilité et la performance sont la priorité. Voici un aperçu des fonctionnalités SPICE+ disponibles sur nano dans les différents niveaux de gamme :

Pour la connexion de Phonak Cassia nano, il n'y a aucune mise à jour, ni modification de Phonak Target 2.1. Il faut connecter et détecter Phonak Cassia nano pour la première fois et celui-ci deviendra visible dans la liste des aides auditives.

Conclusion

Phonak nano est un excellent système intra-auriculaire sur mesure qui, en plus de ses remarquables performances acoustiques Spice+, est presque invisible, confortable et offre une adaptation sûre dans le conduit auditif. L'extension de nano à la gamme Cassia permet de proposer Phonak nano à encore plus de patients afin que la performance et la discrétion soient accessibles à tous.

Premium Phonak Ambra	Avancé Phonak Solana	Standard Phonak Cassia
SoundFlow Premium	SoundFlow Avancé	SoundFlow Standard
SelfLearning	SelfLearning	LarsenBloc
LarsenBloc	LarsenBloc	NoiseBloc Standard
NoiseBloc Premium	NoiseBloc Avancé	SoundRecover
SoundRecover	SoundRecover	
WindBloc	WindBloc	
SoundRelax	SoundRelax	
EchoBloc		



■ Siemens

Aquaris™ de Siemens. L'extrême résistance.

Aquaris, fiabilité maximale

Contour d'oreille pile 13, compatible Bluetooth®, Aquaris est le seul produit étanche du marché. Il résiste aux chocs, à l'eau, à la transpiration abondante et à la poussière. Délivrant jusqu'à 63 dB de gain et 133 dB de niveau de sortie (coude standard, simulateur d'oreille), Aquaris est disponible en séries 701 (16 canaux) et 501 (12 canaux), et assure la correction des pertes auditives légères à moyennes. Il peut également être adapté en appareillage ouvert avec tube fin.

Aquaris est la solution auditive ultra fiable, conforme à la norme **IP57** :



- **IP** : International / Ingress Protection*
Le code IP est une norme internationale reconnue par la CEI (Commission Électronique Internationale) qui correspond aux degrés de protection procurés par les enveloppes des matériels électriques dont la tension est inférieure ou égale à 72,5 KiloVolts.

- **5** : ce premier chiffre indique le niveau de protection du produit à l'intrusion de corps solide.

Aquaris résiste à une exposition à des particules de poussière de 75 Nm de diamètre pendant 8 heures.

- **7** : ce second chiffre indique le niveau de protection du produit à l'intrusion de liquide.

Aquaris résiste sous 1 mètre d'eau pendant 30 minutes.

* Protection d'entrée.

Les coques Aquaris



Boîtier et tiroir pile nouvelle génération

La coque Aquaris, au design sportif et ergonomique, est proposée en cinq couleurs sur le thème de la nature pour s'adapter au style de vie actif de chaque utilisateur. Le boîtier monobloc (en une seule pièce, sans ouverture ni jonction) est entièrement hermétique et très robuste. Son traitement de surface type gomme lui permet également de bien adhérer sur la peau et l'empêche de glisser.

Depuis le lancement d'Aquaris, Siemens a apporté plusieurs améliorations rétro-compatibles au niveau du boîtier et du tiroir pile. Le remplacement de la coque Aquaris peut désormais s'effectuer en laboratoire tout en conservant la certification IP 57.

Ces changements portent sur les différents points suivants :

- Ergots du tiroir pile renforcés.
- Membrane d'oxygénation de la pile reculée afin de la protéger de l'encrassement par le doigt et du frottement sur la peau.
- Réduction du diamètre de l'ouverture du support écouteur pour optimiser l'étanchéité. Grâce à un nouveau design, le joint silicone est suffisamment comprimé pour assurer l'étanchéité, il n'est donc plus nécessaire de le coller.
- Diamètre du trou de la charnière augmenté et ajout d'un chanfrein. Cette amélioration permet de réduire la pression sur la matière et donc les risques de casse.

ÉTANCHÉITÉ PROUVÉE

Tests réalisés en chambre à poussière, sous projections d'eau et en immersion.



Même cette tempête de sable n'arrêtera pas Aquaris. Du jamais vu !



Aquaris sortira indemne de cette douche !

Vidéo disponible sur YouTube

L'étanchéité Aquaris en 5 points



1. Boîtier monobloc



2. Protection écouteur



3. Membrane de protection microphonique waterproof*
* étanche



4. Tiroir pile scellé



5. Membrane waterproof* pour les échanges d'air



Programme Aqua, exclusivité Aquaris

Le programme « Aqua » est exclusivement disponible pour les aides auditives Aquaris. Il doit être configuré lorsque l'appareil est susceptible d'être en contact prolongé avec de l'eau (par exemple un programme « piscine »). Dans ce programme, le FeedbackStopper™ est en mode lent afin de minimiser les risques de Larsen lorsque l'eau recouvre partiellement les micros de l'appareil. L'amplification maximum possible est ajustée en conséquence et le microphone est paramétré en mode omnidirectionnel. De plus, le traitement de la parole et du bruit et le SoundSmoothing™ sont réglés plus efficacement par rapport au programme 1 (Universel).

Compatibilité Bluetooth et accessoires

Aquaris est compatible avec **miniTek™** et **Tek™** de Siemens. Ces télécommandes conduisent le son de la TV, du téléphone et de tout autre appareil compatible directement dans les aides auditives, sur simple pression d'une seule touche. Sans fil, en stéréo et en temps réel, miniTek et Tek offrent une expérience auditive plus riche que jamais !

Propocket™ et **ePen™** contrôlent les aides auditives en toute discrétion. La télécommande ePen a été élue meilleur design 2010.

Pour encore plus de protection, des accessoires spécialement conçus pour accompagner Aquaris peuvent également être proposés en option.

AquaPac est l'étui idéal où ranger les télécommandes, téléphones portables et lecteurs MP3, à la piscine ou au jardin. Résistant à une pression d'un mètre d'eau, il garantit une protection optimale pour les appareils.

Le **SportClip** garantit le bon maintien des aides auditives dans toutes les situations.

Plus de vidéos Aquaris sur les sites internet :

www.siemens.fr/audiologie et www.youtube.com

miniTek™ et Tek™



ePen et Propocket



Aquapac



SportClip



Caractéristiques d'Aquaris

SpeechFocus (série 701)

FeedbackStopper

SoundLearning™ 2.0

SoundBrilliance™

TruEar™

l'AGC-0 est réglable sur 4 bandes

Système de microphone directionnel automatique adaptatif et multicanal

Traitement de la Parole et du Bruit

SoundSmoothing™, réducteur de bruits impulsionnels

Synchronisation binaurale sans fil avec e2e 2.0

eWindScreen™, réducteur de bruit de vent



■ Starkey

Qualité des aides auditives : une meilleure protection contre l'humidité et le cérumen par Kevin Marshall, MBA

Contexte

L'un des problèmes rencontrés le plus fréquemment avec les aides auditives est l'exposition continue à l'humidité, au cérumen et aux corps étrangers. Ces expositions, si brèves soient-elles, risquent de dégrader et d'affecter leur bon fonctionnement. Ces problèmes peuvent être accentués chez des patients plus actifs. Par conséquent et désormais, les aides auditives bénéficient presque toutes d'un revêtement étanche permettant de repousser l'eau, afin d'assurer une meilleure protection contre l'humidité. Starkey Hearing Technologies a mis au point une nouvelle technologie appelée HydraShield®2 qui améliore non seulement les propriétés d'étanchéité existantes mais offre également une protection contre le cérumen, les substances grasses et autres liquides.

Une technologie inspirée de la nature

HydraShield®2 repose sur les nanotechnologies qui modifient substantiellement l'interaction des surfaces avec l'humidité, la sueur, le cérumen, les substances grasses et autres liquides. Cette technologie est invisible et biocompatible. Son fondement scientifique est d'ailleurs dérivé de la nature. Sur les feuilles de lotus, les gouttes d'eau forment des sphères et s'écoulent de la surface des feuilles en emportant la saleté. Cet auto-nettoyage ou Effet Lotus est obtenu grâce à une combinaison de poils microscopiques (qui offrent une surface rugueuse) ainsi qu'à la nature imperméable intrinsèque de la couche superficielle qui recouvre ces poils.

Des propriétés hydrophobes et superhydrophobes

Le degré d'hydrofugacité des surfaces (ou hydrophobie) peut être défini en mesurant l'angle de contact d'une gouttelette d'eau sur une surface (Figure 1).

Si l'eau présente un angle de contact faible, elle se répandra sur la surface

et s'infiltrera dans de petits interstices (Figure 2).

Les surfaces sont considérées comme hydrophobes si l'angle de contact de l'eau est supérieur à 90 degrés.

Sur les surfaces hydrophobes, l'eau perle et s'écoule facilement de la surface.

À mesure que l'hydrophobie augmente, l'angle de contact entre la surface et le liquide augmente également. Les surfaces sont superhydrophobes si l'angle de contact de l'eau est supérieur à 150 degrés.

Des surfaces présentant un angle de contact de 180 degrés impliqueraient que l'eau y repose sous la forme d'une sphère parfaite. Actuellement, la majorité des aides auditives sur le marché sont uniquement hydrophobes.

Grâce à l'introduction de nanotextures à la surface des aides auditives, la technologie HydraShield®2 améliore le comportement en la rendant superhydrophobe. Les gouttes d'eau forment une sphère quasiment parfaite et s'écoulent presque sans aucun frottement.

Des propriétés oléophobes

Outre une surface superhydrophobe améliorée, HydraShield®2 offre également une surface oléophobe (du grec « oléo » qui signifie « huile ») unique qui réduit efficacement la pénétration de sueur/humidité, de cérumen ainsi que d'autres substances grasses.

Les patients bénéficient ainsi d'une diminution de la fréquence de leurs visites pour une réparation et d'un allongement des intervalles pour le remplacement du cache-microphone et/ou de la protection pare-cérumen.

La majorité des revêtements hydrophobes des aides auditives offrent un angle de contact d'environ 70 degrés pour les liquides gras (Tableau 3).

Cet angle de contact permet aux substances grasses de s'infiltrer dans de petites crevasses ou d'obstruer le maillage acoustique, ce qui affecte les performances des aides auditives.

HydraShield®2 entraîne au contraire, au niveau des fluides contenant des substances grasses ou du cérumen, la forma-

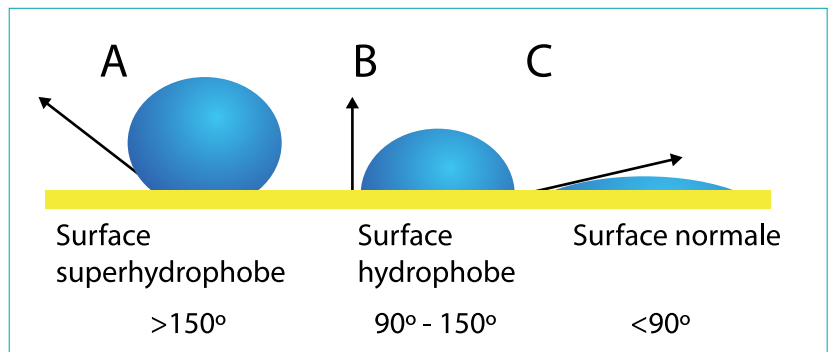


Figure 1 : L'angle de contact est l'angle avec lequel l'interface d'un liquide entre en contact avec une surface solide.



Figure 2 : Sur des surfaces normales, l'eau présentant un angle de contact faible se répand. Sur des surfaces hydrophobes, l'eau présente un angle de contact élevé et perle.



tion de sphères qui, soit s'écoulent des surfaces, soit ne parviennent pas à pénétrer le maillage acoustique (Figure 4).

À quel niveau, la technologie HydraShield®2 est-elle appliquée aux aides auditives ?

Les dégâts les plus fréquemment observés dans les aides auditives, sont causés par les corps étrangers tels que le cérumen. Grâce à ses propriétés oléophobes, HydraShield®2 augmente de manière significative la longévité des écouteurs ainsi que des aides auditives dans leur ensemble.

Écouteurs : en raison de leur positionnement dans le conduit auditif, les intra-auriculaires, les écouteurs déportés (RIC) ainsi que les embouts auriculaires sont fortement exposés à des corps étrangers. Afin de les protéger, il est possible d'insérer la toute nouvelle protection pare-cérumen Hear Clear™ dans les sorties écouteurs.

Cette nouvelle protection pare-cérumen permute avec le maillage acoustique pour une protection pare-cérumen en plastique.

Grâce aux propriétés oléophobes que lui confère la technologie HydraShield®2, la protection pare-cérumen Hear Clear est moins susceptible d'être obstruée par des résidus de substances grasses ou de cérumen. De plus, elle repousse le cérumen et autres corps étrangers et les tient à l'écart des composants électroniques des écouteurs. Les patients indiquent une division par deux à trois de l'intervalle entre deux remplacements des protections pare-cérumen.

La nouvelle protection pare-cérumen Hear Clear est identifiable par la couleur rouge de l'outil d'insertion/ extraction alors que celui de la version précédente est bleu (Figure 5).

Boîtiers et tiroirs pile : la technologie HydraShield®2 est actuellement utilisée sur les nouveaux boîtiers des contours d'oreille et écouteurs déportés ainsi que sur les tiroirs pile, pour offrir une protection contre l'infiltration de liquide dans les orifices, les fentes ou les crevasses de

petite taille. La technologie HydraShield®2 réduit les dommages causés aux composants, la corrosion à la pile zinc-air ainsi que les défaillances du circuit électronique.

Cache-microphones : la technologie HydraShield®2 est appliquée au cache-microphone des contours d'oreille et écouteurs déportés afin de protéger les microphones des dommages causés par les substances grasses et la transpiration. Comme le montre la Figure 4, la technologie HydraShield®2 repousse l'humidité, les substances grasses ainsi que le cérumen tout en protégeant les microphones, ce qui empêche une diminution des performances.

Des conceptions mécaniques améliorées

Starkey Hearing Technologies a recours à de nombreuses techniques de conception pour protéger les piles et les composants électroniques de la pénétration de corps étrangers. Le moyen le plus simple d'assurer cette protection consisterait à réaliser une étanchéité complète des aides auditives. Cependant, cette solution n'est pas pratique, car les microphones ne seraient pas en mesure de recevoir les signaux acoustiques, les écouteurs ne pourraient pas émettre et la pile serait privée d'air et incapable de fournir de l'énergie.

La clé consiste à trouver des procédés pour maintenir les corps étrangers à l'extérieur tout en laissant entrer l'air. Les barrières mécaniques, les joints et les maillages imperméables constituent, entre autres, les moyens classiques utilisés pour empêcher la pénétration de corps étrangers. Ces conceptions sont principalement mises en oeuvre dans les zones du tiroir pile, les joints des boîtiers, les modules des microphones et écouteurs.

	Surfaces des aides auditives non traitées	Surfaces hydrophobes classiques	Nanotechnologie HydraShield®2
Eau	80 degrés	90 -110 degrés	150 et + degrés
Huile d'olive (comparable au cérumen)	20 degrés	70 degrés	90-110 degrés

Tableau 3 : Angles de contact mesurés sur différentes surfaces d'aides auditives peintes.



Figure 4 : Le maillage traité auquel a été appliquée la technologie HydraShield®2 continue de repousser l'huile d'olive alors que le maillage non traité est rapidement obstrué par l'huile.



Figure 5 : Le nouvel outil de la protection pare-cérumen Hear Clear est rouge, celui d'origine est bleu.



En raison des petites dimensions concernées, de nombreuses techniques sont limitées par des considérations relatives à la dimension physique ou au montage/réparation.

De plus, une petite déchirure au niveau du joint ou une surface d'accouplement dégradée peuvent rendre la protection inefficace. Des maillages acoustiques transparents réduisent la quantité de substances indésirables atteignant l'écouteur et les microphones ; cependant, pour obtenir des performances optimales, il convient de les associer à la technologie HydraShield®2.

Lorsqu'elle est associée à la technologie HydraShield®2, la conception de joints, d'interstices et d'orifices de diamètre inférieur à 0,1 mm offre une excellente résistance contre la pénétration d'eau et de substances grasses. En complétant les techniques traditionnelles, la technologie HydraShield®2 augmente la satisfaction des patients, grâce à une fiabilité accrue des produits et à une réduction de la pénétration de cérumen et autres corps étrangers.

Brouillard salin

Un essai au brouillard salin simule le comportement d'aides auditives pouvant fonctionner à long terme dans un environnement humide et en présence de sueur. Cet essai représente les conditions réelles de fonctionnement que les contours d'oreille et écouteurs déportés sont susceptibles de rencontrer un jour.

Starkey Hearing Technologies a adopté la norme MIL-STD-810G (Méthode 509.5), cette dernière étant largement utilisée dans l'industrie électronique grand public. Les aides auditives sont placées dans l'environnement de brouillard salin pendant 48 heures à une température de 350 °C, puis sont soumises au séchage pendant 48 heures dans des conditions ambiantes habituelles.

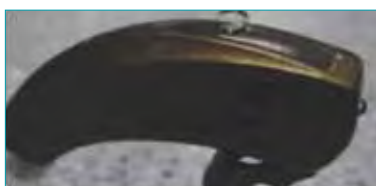


Figure 6 : HydraShield®2 présente toujours une superhydrophobie après deux cycles de brouillard salin.

La **Figure 6** démontre que la technologie HydraShield®2 conserve ses propriétés superhydrophobes y compris en cas d'exposition à des environnements agressifs.

La **Figure 7** met en évidence la protection contre la corrosion offerte par HydraShield®2, au niveau du tiroir pile et des contacts de l'Entrée Directe Audio (DAI).

Ces résultats laissent présager un nombre réduit de problèmes liés à l'humidité ainsi qu'une meilleure fiabilité des aides auditives.

Notation de la protection contre la pénétration

Le secteur des aides auditives a adopté la norme ANSI/IEC60529 afin de prouver à quel point les aides auditives sont «résistantes à la pénétration». À partir de cette norme, les aides auditives se voient attribuer une note de Protection contre la pénétration (IP). Cette note commence par les lettres «IP» suivies de deux chiffres : le premier chiffre de la certification IP indique le niveau de protection contre les corps étrangers, tels que la poussière ou la saleté ; le second chiffre indique le niveau de protection contre l'eau et l'humidité.

En cas de test effectué sur un seul de ces critères, un «X» remplace l'autre chiffre. Par exemple, le barème de notation IP applicable à l'eau s'étend de «IPX0» (aucune protection contre l'humidité) à «IPX8» (protection contre l'immersion continue dans l'eau). Une notation IPX7 ou IPX8 permet d'étiqueter les aides auditives comme étanches.

Un laboratoire indépendant a récemment soumis chacune des nouvelles aides auditives écouteurs déportés de Starkey Hearing Technologies au test formel d'in-

trusion d'eau. Après avoir été immergées dans un mètre d'eau pendant 30 minutes, elles n'ont montré aucun signe d'intrusion d'humidité répondant ainsi aux exigences IPX7. Les essais IP étant considérablement plus stricts que ce à quoi l'on peut s'attendre au cours d'une utilisation quotidienne des aides auditives, les patients apprécient la protection supplémentaire contre l'humidité offerte par la technologie HydraShield®2.

Conclusion

Les professionnels de la correction auditive et les patients souhaitent bénéficier d'aides auditives résistantes à l'eau, à la sueur, au cérumen et autres corps étrangers. Ils souhaitent disposer d'aides auditives fiables qui fonctionnent dans des environnements difficiles et jouir de la tranquillité d'esprit en sachant que les composants électroniques sensibles de leurs aides auditives sont correctement protégés pendant leur durée de vie. Ces dernières années, les aides auditives ont intégré une résistance à l'eau pour réduire la corrosion et améliorer la fiabilité. Malheureusement, celle-ci n'a guère traité le mode de défaillance le plus fréquent : la pénétration de corps étrangers, tels que les substances grasses ou le cérumen.

Grâce à des tests en laboratoire couronnés de succès et aux expériences réelles des patients, la technologie HydraShield®2 offre une solution efficace, complète et inégalée sur le marché. Non seulement elle offre une protection optimale contre l'humidité par le biais de son superhydrophobie, mais elle intègre également des propriétés de surface oléophobes. Ensemble, ces propriétés augmentent la fiabilité et la longévité des aides auditives et le niveau de satisfaction des patients.



Figure 7 : Aucune corrosion n'a été observée au niveau du tiroir pile ni de la zone des contacts de l'Entrée



Widex

La meilleure solution pour les enfants

En tant que principal fabricant d'aides auditives, Widex s'engage à trouver les meilleures solutions pour les enfants malentendants.

Notre gamme pédiatrique offre, de façon systématique, des solutions pour tous les enfants présentant divers degrés de surdité. Nous sommes le seul fabricant à concevoir une aide auditive spécialement pour les bébés.

La gamme Widex pour les enfants :

- Couvre tous les groupes d'âges et divers degrés de surdité
- Est soigneusement sélectionnée pour offrir ce qu'il y a de mieux en technologie Widex éprouvée
- Offre une large sélection de design, couleurs et tailles qui conviennent à tous
- Est disponible dans toutes les gammes de prix

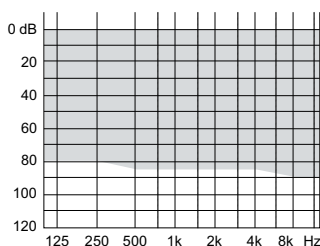
Les couleurs et les modèles

Les jeunes enfants

Le modèle BABY



- Surdité légère à moyennement sévère
- Modèle RITE (avec écouteur déporté)
- RECD in situ
- Écouteur 2 voies ClearBand
- Petits fils écouteurs adaptés aux bébés
- Dôme immédiat et ancre de diverses tailles
- Nanoprotection
- Pile de taille 10



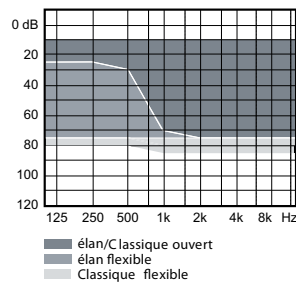
Ecouteur immédiat/écouteur personnalisé

Le modèle m



- Surdité légère à moyennement sévère
- Contour
- RECD in situ
- Écouteur 2 voies ClearBand
- Nanoprotection
- Pile de taille 10

CLEAR440, CLEAR330, CLEAR220, mind440, mind330, mind220

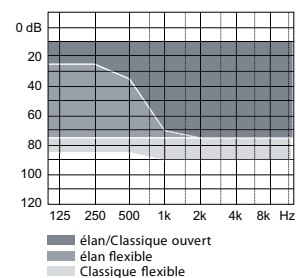


Le modèle 9



- Surdité légère à sévère
- Contour
- RECD in situ
- Compatible avec système FM/EAD
- Bobine téléphonique
- Coude pédiatrique
- Pile de taille 13

CLEAR440, CLEAR330, CLEAR220, mind440, mind330, mind220



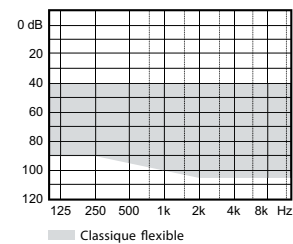
Les adolescents

Le modèle puissant 19



- Surdité moyenne à sévère/profonde
- Contour
- Compatible avec système FM/EAD
- Bobine téléphonique
- Voyant lumineux
- Coude pédiatrique
- Nanoprotection
- Pile de taille 13

mind440, mind330, mind220

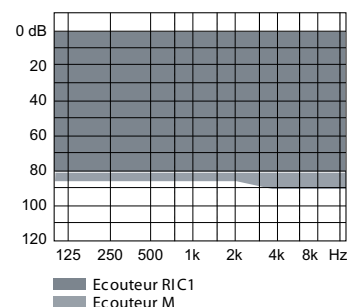


Le modèle PASSION



- Surdité légère à moyennement sévère
- Modèle RIC (avec écouteur déporté)
- Option dôme-écouteur à adaptation immédiate
- Bande passante de près de 10 kHz
- Nanoprotection
- Pile de taille 10

CLEAR440, CLEAR330, CLEAR220, Passion440





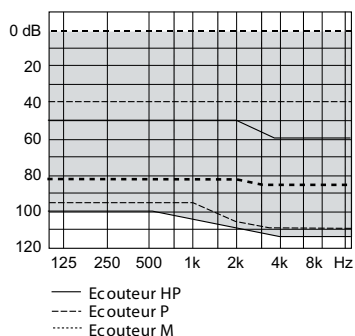
Le modèle FUSION



- Surdité légère à sévère/profonde*
- Modèle RIC / RITE (avec écouteur déporté)
- Option écouteur flexible
- Bobine téléphonique
- Réduction du bruit causé par le vent
- Nanoprotection
- Pile de taille 312

CLEAR440, CLEAR330, CLEAR220

*En fonction de l'écouteur



Fonctionnalités spécialement destinées aux enfants

Un son exceptionnel

La transposition fréquentielle

Avec la transposition fréquentielle linéaire, les sons aigus sont déplacés vers une région audible.

- Améliore la perception et la production de sons vocaux de fréquence élevée
- Aide les enfants à contrôler leur propre voix
- Permet une meilleure reconnaissance des consonnes

Le système de gestion du signal de sortie TruSound

Le système de gestion du signal de sortie TruSound de Widex peut gérer toutes les entrées à tous les niveaux.

- Un son exceptionnel à tous les niveaux d'entrée
- Un signal vocal stable et audible

La suppression active et multidirectionnelle du Larsen

Un traitement numérique avancé réduit les effets Larsen tout en maintenant le gain prescrit et la sortie de l'aide auditive.

- Moins de sifflement
- Une audibilité plus cohérente
- Moins d'effets Larsen incite la personne appareillée à utiliser davantage son aide auditive

Le système de mise en évidence de la parole

Le système de mise en évidence de la parole atténue le bruit indésirable en réduisant le bruit de fond et accroît les fréquences essentielles pour l'audibilité de la parole.

- Permet une meilleure intelligibilité de la parole
- Aide les enfants à entendre clairement la parole dans le bruit

Locator haute définition

Un système de microphones directionnels entièrement adaptatifs qui fonctionnent sur l'ensemble des canaux.

- Aide les enfants à focaliser sur la parole provenant de diverses directions
- Préserve l'audibilité des signaux
- Améliore le rapport signal/bruit

Ecouteur 2 voies ClearBand

Un écouteur 2 voies qui élargit la bande passante au-delà de 10 kHz.

- Favorise le développement du langage chez les enfants en reproduisant des sons vocaux de fréquence élevée intelligibles
- Une bande passante plus large associée à une distorsion faible offre une superbe qualité sonore sur toute la gamme de fréquences

Une technologie sans fil unique InterEar

Une technologie Widex unique qui permet aux aides auditives de communiquer l'une avec l'autre jusqu'à 21 fois par seconde.

- Une coordination et une synchronisation transparentes entre les aides auditives
- Met le son naturel en évidence

WidexLink

WidexLink permet une communication sans fil à haut débit entre les aides auditives et une connexion directe à un appareil audio externe.

- Une communication immédiate entre les aides auditives
- Reproduit un son fidèle en temps réel sans retard
- Permet une transmission audio de haute définition

Une adaptation pédiatrique unique

ChildFit

ChildFit est l'unique outil de programmation de Widex destiné aux adaptations pédiatriques.

- Un outil de programmation flexible, très facile à utiliser
- Précis et rapide





Le journal sonore

Le journal sonore est un enregistrement qui informe les professionnels sur l'utilisation que fait chaque enfant de son aide auditive.

- Apporte des informations sur les environnements d'écoute de l'enfant
- Permet de mieux conseiller et d'effectuer un meilleur réglage fin

Sensogramme

La méthode de mesure in situ du seuil pour programmer toutes les aides auditives Widex.

- Une programmation plus précise
- Tient compte de toutes les propriétés acoustiques de l'aide auditive
- Mesures du seuil in situ

RECD in situ

Mesure l'acoustique de chaque oreille par l'intermédiaire de l'aide auditive.

- Adaptation individuelle
- Tient compte de la croissance de l'enfant



Les Cahiers de *l'Audition*

La Revue du Collège National d'Audioprothèse

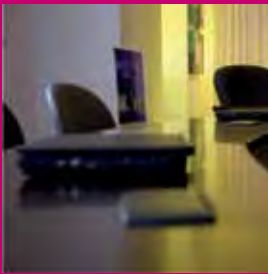


Déposez vos petites annonces

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



Actualités

du monde de l'audiologie

Communiqués de presse

Widex remporte de prix de l'inventeur européen 2012

Widex a remporté le prestigieux prix de l'inventeur européen 2012

Widex est arrivée en tête de la catégorie industrie, parmi 15 finalistes de haut-vol, pour sa technologie avant-gardiste CAMISHA-une méthode sophistiquée de fabrication industrielle de coques, d'embouts et d'écouteurs pour aides auditives.

Le résultat a été annoncé ce jour par l'office européen des brevets (OEB) lors d'une cérémonie à Copenhague, au Danemark.



Jan Topholm, président de Widex, s'est exprimé à ce sujet : « Nous sommes très fiers de remporter ce prix, surtout en concurrence avec des technologies de renom tels que le Bluetooth et le test de Roche diagnostiquant les crises cardiaques.

L'innovation fait partie de l'ADN de notre entreprise. Ce prix souligne notre rôle en tant que leader technologique, non seulement dans le secteur de l'aide auditive, mais aussi comme une entreprise de haute technologie en général. »

Camisha Un brevet révolutionnaire

CAMISHA est le système de fabrication assisté par ordinateur de coques individuelles pour aides auditives. Il utilise un laser pour scanner l'empreinte du conduit auditif du malentendant et le modélise ensuite en 3D.

CAMISHA a nettement amélioré le confort des appareils et a rendu les



coques non seulement plus petites et plus discrètes, mais aussi mieux adaptées à la forme de l'oreille.

Benoît Battistelli, le président de l'OEB a déclaré : « Jan Topholm, Soren Westermann et Svend Andersen (les inventeurs) ont non seulement révolutionné l'industrie de l'aide auditive, mais ils ont aussi réussi à ce que Widex, d'une petite entreprise familiale, devienne une entreprise internationale avec une stratégie innovante bien définie. »

Contact presse :
Solène GURRET

Responsable Marketing / Communication
communication@widex.fr





Unitron intègre à son équipe un responsable du support audiolgique et technique

19 juin 2012 – Bron, France – Nicolas Auffret a rejoint la filiale de vente Unitron France en tant que responsable du support audiolgique et technique. Nicolas bénéficie d'une solide expérience d'audioprothésiste. Son parcours l'a notamment amené à diriger des centres d'audioprothèse et à assurer les adaptations et le suivi des patients.

« Le fait de pouvoir bénéficier de l'expertise technique de Nicolas, de son expérience des centres auditifs et des personnes concernées par une perte auditive représente un réel avantage pour Unitron. Nous souhaitons être proches de nos clients pour mieux comprendre leurs besoins et être en mesure de leur apporter un service adapté à leurs exigences » déclare Kévin Michel, Coordinateur National des Ventes d'Unitron France.

Nicolas a ainsi pris la responsabilité du support audiolgique et technique depuis la mi-avril. Il fait équipe avec Arnaud Vial qui assure depuis quelques années le support technique par téléphone. Par ailleurs, Nicolas sera amené à développer l'activité formation auprès des écoles d'audioprothèse et des clients de la filiale.

A propos d'Unitron

Unitron est une entreprise internationale innovante en matière d'aides auditives technologiquement avancées. Nous sommes entièrement dévoués aux personnes concernées par une perte auditive et nous travaillons en étroite collaboration avec les professionnels de l'audition pour développer des solutions innovantes et pratiques, accessibles à tous. Créée en 1964 et basée dans



la région de Waterloo, au Canada, Unitron affiche une longue liste d'innovations permettant notamment de délivrer une qualité sonore naturelle et un niveau d'intelligibilité de la parole exceptionnel.

Contact :
Pauline Croizat
pauline.croizat@unitron.com



Ouverture des candidatures à la Bourse Graeme Clark 2012

La **Bourse Cochlear Graeme Clark**, dont le nom est inspiré du célèbre professeur australien à l'origine du développement du premier implant cochléaire, est une aide financière qui récompense un étudiant français implanté Nucleus, débutant son année en 3^{ème} cycle.

Elle s'élève à 4 000 euros et le lauréat est élu par un jury de professionnels, après étude des candidatures et délibération.

Le dépôt des dossiers pour la bourse 2012 est ouvert jusqu'au 15 juillet 2012.

Le dossier d'inscription est disponible sur le site internet : www.cochlear.com/fr/bourse_etude



EPU 2012 Cycle de formation post-universitaire



Enseignement post-universitaire d'audioprothèse

Organisé par le collège national d'audioprothèse les vendredi 7 et samedi 8 décembre 2012.

Avec les directeurs d'enseignement d'audioprothèse

Centre des congrès de la villette
Cité des sciences et de l'industrie
30, Avenue Corentin Cariou
75019 Paris

**Presbycousie. 4^{ème} âge et surdité
Applications prothétiques**

Introduction

Synthèse de l'ePU 2011

- Données sur la presbycousie et le déficient auditif du 4^{ème} âge
- Résumé sur les spécificités du bilan d'orientation prothétique chez le patient presbycousique et le sujet âgé

L'appareillage du patient presbycousique et de la personne du 4^{ème} âge

Utilisation des données de l'anamnèse

- Prédicativité des résultats
- Intégration des compensations mises en place
- Comment faire accepter les difficultés initiales ?

Spécificités du choix prothétique chez le patient

- Presbycousique et la personne du 4^{ème} âge
- Adaptation des méthodologies à l'âge du patient
- Critères de choix de la gamme de l'aide auditive
- Intérêts et limites du traitement du signal chez le patient presbycousique
- Multiprogramme ou adaptabilité automatique
- Critères permettant l'évolutivité des réglages
- Compromis résultats / confort
- Interactions entre choix prothétique et troubles centraux
- Autonomie / dépendance : incidences sur le choix prothétique
- Intérêts et limites des aides techniques complémentaires
- Implants cochléaires chez le sujet âgé

Le contrôle d'efficacité immédiat et permanent

- Les tests prothétiques tonals
- Les tests prothétiques vocaux dans le silence et dans le bruit
- Quels réglages en fonction du résultat des tests ?
- Adaptation des tests aux capacités du patient
- Evolution post-appareillage des capacités fonctionnelles et ajustement des réglages

Prise en charge globale

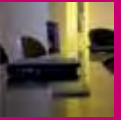
- Analyse de l'essai d'appareillage dans le cadre de vie du patient
- Suivi prothétique en fonction de l'âge et des capacités cognitives
- Adaptation du suivi aux difficultés résiduelles
- Education prothétique du patient et de sa famille
- Suivi ORL
- Equipe pluridisciplinaire : orthophoniste, psychologue, psychomotricien
- Action en cas d'insatisfaction ou d'échec

Spécificités de l'appareillage et de la prise en charge en institution

- Etat des lieux : institution et prothèses auditives
- Suivi prothétique en institution
- Rôle des associations
- Formation des personnels soignants

Renseignements

Collège National d'Audioprothèse
20, rue Thérèse - 75001 Paris
Tél. : 01 42 96 87 77
Fax : 01 49 26 02 25
cna.paris@orange.fr
www.college-nat-audio.fr



Congrès, formations, conventions, journées d'études ...

OCTOBRE 2012

ACFOS Formation Professionnelle



« Les problématiques découlant d'un dysfonctionnement vestibulaire chez l'enfant sourd »

11 et 12 octobre 2012 à Paris
Infos : contact@acfos.org

119^{ème} Congrès de la SFORL Société Française d'ORL



Du 13 au 15 octobre 2012 à Paris

Chaque année, la SFORL réunit ses membres et la communauté scientifique en son Congrès National, qui se déroulera cette année sous la présidence du Professeur Bruno FRACHET. Véritable temps fort scientifique de la discipline, il sera le lieu de rencontre convivial des oto-rhino-laryngologistes francophones et mettra l'accent sur la formation en proposant un programme riche et formateur.
Infos : www.sforl.org

12^{ème} Colloque de la SFA Société Française d'Audiologie



Le 15 octobre 2012 à Paris

Cette journée dédiée à l'audiologie se tiendra cette année pendant le Congrès de la SFORL au Palais des Congrès. Audioprothésistes, ORL, Orthophonistes, psychologues se réuniront autour de conférences et de tables rondes pour aborder de nombreux sujets, dont, entre autres, l'hyperacousie et le suivi de l'enfant sourd dépisté à la naissance
Infos : www.sfaudiologie.fr

ACFOS Formation Professionnelle



« Retard d'évolution linguistique après implant cochléaire : quel bilan, quelles solutions ? »

18 et 19 octobre 2012 à Paris
Infos : contact@acfos.org

OCTOBRE 2012

57^{ème} Congrès International de l'EUHA



Europäische Union der Hörgeräteakustiker

Du 24 au 26 Octobre à Francfort (Allemagne)

Le Congrès allemand réunira une fois de plus audioprothésistes, scientifiques et professionnels autour de conférences et d'expositions. Informations pratiques et développement des techniques professionnelles seront au cœur de cet événement de renommée mondiale.
Infos : www.euha.org

NOVEMBRE 2012

ACFOS Journées d'études



« Une nouvelle génération de jeunes sourds arrive à l'âge adulte. Impact de l'implant et évolution des besoins en aides techniques et humaines, de la formation à l'insertion socioprofessionnelle »

Les 9 et 10 novembre 2012 à Paris
Infos : contact@acfos.org

30^{ème} Journées de la SSIPR

Société Scientifique Internationale du Pré-Réglage

Du 1er au 4 novembre 2012 à Lausanne (Suisse)

Les conférences rassembleront des équipes d'audioprothésistes européens venus de France, de Belgique, de Suisse, d'Italie et d'Espagne et se dérouleront les 2 et 3 novembre autour de tables rondes et d'un sujet d'étude spécifique.
Infos : correction@bluewin.ch



NOVEMBRE 2012

Colloque de la FNO « Mieux aider le presbycousique à comprendre »

Fédération Nationale des Orthophonistes

Vendredi 16 novembre à Reims

La Fédération Nationale des Orthophonistes travaille depuis de nombreuses années sur la prise en charge orthophonique des personnes âgées et plus particulièrement sur la presbycousie. Temps fort de la réflexion de la Fédération, ce colloque rassemblera notamment des médecins ORL, gériatres, audioprothésistes, etc. Il sera également l'occasion de poursuivre et de lancer des travaux sur cette thématique en lien avec la politique de santé.

Infos : fno@wanadoo.fr

3^{ème} Colloque de l'AFREPA



Association Française des Equipes Pluridisciplinaires en Acouphénologie
« Entendre l'acouphène et en souffrir »

Les 16 et 17 novembre 2012 à Bordeaux

Le Pr René DAUMAN, président du Congrès, et son équipe organisent 2 nouvelles journées de formation dédiées à toutes les professions concernées par la prise en charge de l'acouphène chronique.

Audioprothésistes, ORL, sophrologues, psychologues, médecins généralistes, y trouveront à nouveau de riches informations autour de conférences et d'ateliers pratiques.

Infos : www.afrepa.org

28^{ème} Mini-Convention du BIAP à Paris

Bureau International d'Audiophonologie



Les 17 et 18 novembre 2012 à Paris

Les membres du BIAP se réunissent en cette fin d'année dans les locaux du CEOP pour travailler de nouveau sur les recommandations en cours de réalisation ou adoptées lors de la Convention de Berlin au mois de Mai.

Infos : www.biap.org

DÉCEMBRE 2012

ACFOS Formation professionnelle



« L'accompagnement des parents dans la rééducation orthophonique de l'enfant et de l'adolescent sourd. Aptitude et qualités de l'orthophoniste »

3 et 4 décembre 2012 à Paris

Infos : contact@acfos.org

17^{ème} EPU

Cycle de formation Post Universitaire



7 et 8 décembre à Paris

A la suite des cycles précédents, le thème « Presbycousie. 4^{ème} âge et surdité » a été retenu, avec un programme étalé sur deux années. Après avoir traité en 2011 des bases concernant le vieillissement et la presbycousie, le bilan pré-prothétique et les premières étapes de la prise en charge et du choix prothétique, l'EPU 2012 poursuivra le choix prothétique, le contrôle immédiat et permanent, l'éducation prothétique des patients du 3^{ème} et 4^{ème} âge, aussi bien sans pathologie qu'en présence de troubles associés. Ces deux EPU doivent conduire à comprendre les impacts de l'âge sur l'audition et les structures centrales de décodage, à pouvoir expliquer au déficient auditif son passé et son présent pour lui préparer un avenir de qualité grâce à l'appareillage auditif. Comme chaque année, cette manifestation sera complétée par une exposition des industriels, fabricants et importateurs de matériels d'audioprothèse et de matériels implantables (voir programme en page 72)

Infos : cna@orange.fr

ACFOS Formation professionnelle



« L'accompagnement des adolescents sourds »

10 et 11 décembre 2012 à Paris

Infos : contact@acfos.org



Protection et correction de l'audition
www.laborenard.fr

Dans le cadre de notre développement, nous recrutons

2 AUDIOPROTHESISTES D.E.

2 postes temps plein en CDI (débutants acceptés)
(Nord Pas de Calais et Seine Maritime)

Rémunération motivante

Postes à responsabilité

Formation assurée



Rejoignez une équipe
dynamique
d'audioprothésistes
indépendants !

Contactez Christian RENARD
03.20.57.85.21 - contact@laborenard.fr



La Mutualité Française Charente Maritime recherche DES AUDIOPROTHESISTES

CDI (TEMPS PLEIN / TEMPS PARTIEL)
Poste basé à Royan, Saintes, La Rochelle

- Statut cadre suivant Convention Collective de la Mutualité
- Rémunération fixe + variable + Tickets restaurant + Complémentaire Santé.

**Merci d'adresser votre candidature
par mail, courrier ou téléphone :**

Mutualité Française Charente Maritime
28, Avenue A. Einstein - BP 259
17012 LA ROCHELLE DEDEX
Tél : 05 46 50 50 44 - Fax : 05 46 50 20 14
contact@mutualite17.fr

URGENT

Centre d'audioprothèse

Recrute un

AUDIOPROTHESISTE

CDI Temps plein (35h)

Pour son centre de RENNES (35)

Faire acte de candidature près de Monsieur le Directeur



12 rue Anne Boivent
BP 60236
FOUGERES CEDEX

02 99 94 86 99



Dans le cadre de son développement
sur l'agglomération grenobloise (Echirolles - 38),

les Mutuelles de France recrutent

un(e) audioprothésiste

Vous souhaitez participer à un projet dynamique
et vous êtes motivé(e) par le travail en équipe

Merci d'adresser votre CV à :

Mutuelles de France Réseau Santé
Secteur audioprothèse
31 rue Normandie Niemen
38434 Echirolles cedex
ou contacter le 06 70 99 98 51



> ANNONCES

AUDITION CONSEIL RECRUTE

Audioprothésistes D.E.
postes à pourvoir toutes régions



Merci de nous faire parvenir votre candidature en précisant la région souhaitée

Audition Conseil France
o.delatour@auditionconseil.fr
6 rue de l'Abbé Groult - CS 41517
75725 PARIS Cedex 15

Audition Conseil,
300 centres indépendants
en France



AUDITION MUTUALISTE,
LA RÉFÉRENCE AUDITION.

www.auditionmutualiste.fr

Audition Mutualiste (47)
recherche
UN(E) AUDIOPROTHESISTE (H/F)

Villeneuve s/Lot ou Marmande (47)
CDI, débutant ou expérimenté.
Poste à pourvoir immédiatement

- Statut cadre sous la convention collective de la Mutualité : Rémunération fixe + Tickets restaurant + Complémentaire Santé.
- Autonomie de travail dans un cadre innovant et qualitatif.
- Avantages : Voiture, téléphone.

Merci d'adresser votre candidature par mail :
Pierre Gleizes
06.71.86.06.79
optique.pg@mutualite47.fr



AUDITION MUTUALISTE,
LA RÉFÉRENCE AUDITION.



URGENT...

Audition Conseil Martinique
recherche
audioprothésistes
et/assistants

Cause retraite et développement de son activité,
Audition Conseil Martinique entreprise leader aux Antilles,

recherche **audioprothésistes et /ou**
assistants dynamiques et motivés
pour **postes à responsabilités**

Au sein d'une équipe comprenant secrétaires et techniciens.

Audition Conseil Martinique
E.MARTIN : 0696 33 30 83
martinique@auditionconseil.fr



Les Cahiers de
l'Audition

La revue du Collège National d'Audioprothèse

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

Déposez vos petites annonces !

Pour tout renseignement :

Collège National d'Audioprothèse
College.Nat.Audio@orange.fr
03.21.77.91.24

SIEMENS

La solution
auditive
étanche
(norme IP 57)



Boîtier et
tiroir pile
nouvelle
génération

www.siemens.fr/audiologie

Aquaris™ de Siemens, l'extrême résistance.

Solution auditive étanche et ultra fiable. Résiste à l'eau, à la poussière et aux chocs.

Le remplacement de la coque Aquaris peut désormais s'effectuer en laboratoire tout en conservant la certification IP 57.



BestSound™
Technology

Life sounds brilliant.™

Plus vos sons brillent

**COLLECTION
PRINTEMPS 2012**

NOUVELLES GAMMES DE
SOLUTIONS SANS-FIL

tour | ignite
WIRELESS

Dites à vos patients que les gammes économiques Starkey sont conçues dans le respect des performances et de la qualité produit pour s'adapter à tous les budgets.



Ignite i
dites à vos
patients qu'elle est
disponible dans tous
les modèles.

Tour,
dites à vos patients que
deux nouveaux modèles
sont disponibles en entrée
de gamme sans-fil.



Faites bénéficier de la technologie sans-fil
quel que soit le budget de vos patients !